

医学影像信息学

〔日〕 桂川茂彦 著
彭 刚 译

-
- 医学影像信息研究中长期积累的丰硕成果
 - 经典的数学理论在医学影像处理方面的应用
 - 对医学影像信息学理论及实际运用进行了完整细致的解说



科学出版社

医学影像信息学

〔日〕桂川茂彦 著

彭 刚 译

科学出版社

北 京

译者序

医学影像信息学是一个相对较新的综合型学科,涉及生命科学、信息科学、数学、物理学、工程学及医疗服务等领域。随着各领域技术的不断发展,医学影像信息的处理与运用也发生着急剧的变化。如何教授医学影像信息学及提高医学影像在临床诊断中的理论指导面临着巨大的挑战。

本书由日本具有代表性的医学影像研究专家合作编写,内容除了经典的数学理论在医学影像处理方面的应用外,主要纳入了作者在医学影像信息研究中长年积累的丰硕成果。这些成果对医学影像信息学理论及实际运用进行了完整细致的说明,内容详实。同时,根据日本国内的情况,对医学影像信息系统与医学影像信息的保护进行了极具参考价值的介绍。从内容上来说,无论是医科院校相关专业师生,还是相关医务人员都将从中获益匪浅。

该书在翻译过程中得到了很多友人的支持与帮助,大家齐心协力,才使翻译工作顺利完成。首先,感谢陈芸的理解以及对书中图片处理方面所给予的帮助;其次要感谢陈小情、黄思谨、叶思灵、梁香媚、蔡丹丹、吴靖欣在翻译方面的协助;还有工学博士杨雄在数字图像处理方面提供了很好的建议,医学博士盛海云、工学博士魏晓慧在医学术语及医院信息系统的理解方面提出了宝贵参考意见,在此深表感谢;最后,感谢刘阳、林泽全、黄伟青在文字编辑方面所做的努力。

译者虽然在日本生活多年,并从事医学图像处理方面的研究,但是,由于医学影像信息学是跨领域的综合性学科,许多术语及表达还存在着不确定性,因此,本书难免存在不足之处,敬请读者批评指正。

农学博士、工学博士 彭刚

2012年5月20日

第 2 版序言

本书从第 1 版出版至今(2006 年),已经四年了,这期间,医学放射相关技术,特别是计算机和网络相关技术得到了飞速发展。因此,关于医院信息系统的描述需要进行大量修改,在同时对其他内容进行修改后,本书出版了第 2 版。

在这 4 年时间里,如第 1 版序言中所预测的那样,数字图像已成为 X 射线图像的主流,数字图像的图像形成理论、图像评价以及 CAD 的图像解析变得越来越重要。但是,与模拟图像相比,数字图像的历史还非常之短,在数字图像评价术语、图像数据量的单位等方面,出现了不恰当的使用以及部分混乱的情况。本书第 2 版对部分专业术语进行校正,明确定义了图像数据量及单位。

另外,在第 1 版中,第 2 章是“X 射线图像的形成”,第 3 章是“傅里叶变换”,但是考虑到傅里叶变换的概念是医学影像信息学的基础,第 2 版里,把第 1 版的第 2 章和第 3 章的顺序进行了调换,即第 2 章变成“傅里叶变换”,第 3 章变成“X 射线图像的形成”,同时,也对内容进行了一定的修改。

“医院信息系统”部分进行了大幅度的修改。因为这个领域发展最快,部分已经固定下来的概念与必须经常修正的概念混在一起。本书虽然以作为教材为前提,尽可能把基础概念的解说放在首位,但是,为了加深对目前临床医学知识的理解,有必要对“医院信息系统”的内容进行大量的修改。例如,4 年前(2002 年)CTR 显示器是主流,但现在它基本上已经退出临床领域,取而代之的是液晶显示器。伴随着液晶显示器成为主流这一趋势,本书追加了液晶的表示原理以及管理方法等知识。由于在 2005 年(日本)实施了《个人信息保护法》,强化医疗信息的安全性越来越重要,因此,本书增加了安全性对策等内容。

综上所述,期待本书受到有志成为放射技师的学生的青睐,培养出将来能为放射医学做出贡献的放射技师。

桂川茂彦
2006 年 9 月

第 1 版序言

本书是为教学大纲中设置的医学影像信息学学科编写的教材。根据《放射技师教学课程改革研讨会报告书》(2000 年 11 月),医学影像信息学的教育目标是:“理解医学影像形成过程中必要的图像信息理论,学习图像解析、评价、处理以及医院信息系统知识。”为了达到这样的目标,本书对内容作了如下安排:

第 1 章 回顾医学图像历史,讲解本书涉及的医学图像范围。

第 2 章 解说以增感屏-胶片系统的模拟 X 射线图像,以及影像板、平面检测器等数字 X 射线图像形成的相关知识。据预测,数字图像将会成为医学图像的主流,所以本书中加入了许多图像和照片以便理解。

第 3 章 讲解医学图像评价和图像处理时必须涉及的傅里叶变换的基础知识。在解说上抛开了数学的严密性,强调给读者直观上的理解。

第 4 章 讲述了医学图像评价中图像质量物理特性的评价,以及诊断准确性的评价。前者就输入输出特性、分辨率特性以及噪声特性进行了详细讲述,后者就 ROC 解析基础及应用进行了解说。医学图像评价在临床中是放射技师必须经常面对的问题,因此理解医学图像评价的概念非常重要。

第 5 章 总结了数字图像处理的基础技术,特别详细地讲述了在临床中频繁使用的灰度处理以及 USM 锐化处理。本章的内容,即使没有计算机编程知识也可以理解。

第 6 章 解说针对乳腺及胸部的计算机辅助诊断(CAD)。CAD 使用计算机来分析数字图像的信息,分析结果作为“参考意见”,提供给医师在图像诊断中参考,是不久的将来会取得飞跃性发展的领域。

第 7 章 解说具有代表性的医院信息系统: HIS、RIS、PACS。随着计算机和网络的发展,日新月异的医院信息系统不仅在改善医院的业务,对患者服务也有着直接的影响,因此,是一项非常重要的技术。

本书是作为工科院校放射技术专业学生的教材而编写的,采用了较多的图表和照片,尽可能地进行了平易的解说。初次为新课程医学影像信息学编写教材,非常期待读者们的指点、批评与指导。

桂川茂彦
2002 年 7 月

目 录

第 1 章 医学影像信息学

1.1 医学影像的历史	2
1.2 本书涉及的医学影像信息学范畴	3

第 2 章 傅里叶变换

2.1 傅里叶级数展开和傅里叶变换	6
2.1.1 周期函数与傅里叶级数	6
2.1.2 傅里叶变换及其性质	9
2.2 傅里叶变换的应用	13
2.2.1 方波的傅里叶变换	13
2.2.2 狄拉克函数的傅里叶变换	14
2.2.3 狄拉克梳状函数的傅里叶变换	15
2.2.4 线性系统的响应	17
2.2.5 二维数字图像的离散傅里叶变换	19

第 3 章 X 射线图像的形成

3.1 图像形成和诊断	22
3.1.1 图像形成	22
3.1.2 X 射线图像诊断	23
3.2 模拟图像的形成	24
3.2.1 图像形成过程	24
3.2.2 影响图像质量的因素	25

3.3	数字图像的形成	27
3.3.1	数字图像的成像装置	27
3.3.2	数字化	28
3.3.3	样本化	29
3.3.4	量化	31
3.3.5	图像的数字化与图像质量	32
3.3.6	图像的数据量	36
3.3.7	CR 的图像形成	37
3.3.8	FPD 的图像形成	38

第 4 章 图像评价

4.1	输入输出特性	42
4.1.1	增感屏-胶片系统的输入输出特性	42
4.1.2	数字 X 射线成像系统的输入输出特性	49
4.1.3	胶片特性曲线及数字特性曲线的测定方法	54
4.2	分辨率特性	58
4.2.1	空间域的评价	59
4.2.2	空间频域(spatial frequency domain)的评价	62
4.2.3	MTF 的定义与测定方法	64
4.2.4	数字 X 射线成像系统的分辨率特性	74
4.3	噪声特性	79
4.3.1	图像噪声的影响	79
4.3.2	X 射线光子的统计学性质	81
4.3.3	噪声特性的评价方法	82
4.3.4	增感屏-胶片系统的噪声构成	86
4.3.5	数字 X 射线成像系统的噪声特性评价	89
4.4	检测量子效率	91
4.4.1	DQE 的定义	91
4.4.2	DQE 的测定	92
4.4.3	DQE 的解释与注意事项	94

4.5 ROC 解析	94
4.5.1 客观评价与主观评价	95
4.5.2 诊断性	96
4.5.3 ROC 解析背景	97
4.5.4 两正态分布 ROC 解析的理论	97
4.5.5 ROC 解析的实验顺序	101
4.5.6 数据解析与 ROC 曲线间的统计学评价	107
4.5.7 ROC 解析的实验事例	110
4.5.8 LROC 与 FROC	112

第 5 章 数字图像处理

5.1 数字图像文件	114
5.1.1 比特和字节	114
5.1.2 图像文件的构成	116
5.1.3 文字的二进制表现形式	118
5.1.4 数值的二进制表现形式	119
5.1.5 DICOM 文件格式	120
5.2 滤 波	121
5.2.1 空间滤波	121
5.2.2 空间频率滤波	128
5.3 影响诊断的图像处理技术	131
5.3.1 灰度处理	132
5.3.2 USM 锐化处理	135
5.3.3 减影处理	136
5.4 阈值处理	140
5.4.1 二值化处理阈值的确定方法	140
5.4.2 连通体标记(connected component labeling)	142



第 6 章 计算机辅助诊断

6.1 乳腺 X 光片的计算机辅助诊断	148
6.1.1 计算机辅助诊断	148
6.1.2 CAD 技术的发展史	149
6.1.3 乳腺 X 射线摄影检查与商业 CAD 系统	149
6.1.4 乳腺 X 射线摄影 CAD 系统的概述	151
6.1.5 CAD 系统的性能评价	158
6.1.6 CAD 技术的推广	161
6.1.7 CAD 的挑战与未来发展	162
6.2 胸部 X 光片的计算机辅助诊断	162
6.2.1 结节状阴影的检测	162
6.2.2 间质性肺病的检测	171
6.2.3 CT 图像的胸部 CAD	178

第 7 章 医院信息系统

7.1 医学影像管理系统	180
7.1.1 PACS 的目的	180
7.1.2 PACS 的历史	182
7.1.3 影像规格: DICOM	182
7.1.4 PACS 的构成要素	185
7.1.5 PACS 的规模	196
7.1.6 影像显示器	198
7.1.7 相关法律	202
7.2 放射线信息系统	204
7.3 医院信息系统	211
7.3.1 HIS 的目的	211
7.3.2 HIS 的功能	214
7.3.3 HIS 的未来	218



7.4	远程诊断	222
7.4.1	目 的	222
7.4.2	方 法	224
7.4.3	面临的问题	225
7.4.4	ASP 诊断的外包	226
7.5	信息系统的构建	227
7.5.1	按实际情况构建系统的必要性	227
7.5.2	方式选择	228
7.5.3	目的明确化	228
7.5.4	人选,组织体制的建立	229
7.5.5	现状评价分析	229
7.5.6	系统架构的策划	230
7.5.7	导入方案的制定	231
7.5.8	导入后的运用	232
7.6	安 全	232
7.6.1	安全的重要性	232
7.6.2	个人信息保护法	232
7.6.3	安全对策	235
7.6.4	安全管理	237
7.6.5	特别事项	238
	参考文献	239
	专业术语英汉对照	243

第 1 章

医学影像信息学

summary

- (1) 所谓医学影像信息学不是学习医学影像摄影装置的结构,而是理解拍摄的影像信息的性质,在医学影像诊断中有效运用影像信息的学问。
- (2) 医学影像信息学包括影像基本性质的理解及影像评价,另外还包括影像处理、影像分析中提取对诊断有用信息的技术,以及运用网络信息技术(IT)进行影像保存和通信的技术。

1.1 医学影像的历史

在医疗中利用影像进行检查是一种能够获取患者病情相关信息的手段,因此,在临床医学中是最重要的检查之一。其中,X射线图像作为非出血性方法,将人体内部可视化,是最先使用的医学影像,自1895年Rontgen发现X射线以来,至今有100多年的历史。在此期间,X射线发射装置和图像检测器在减少对患者的辐射量以及图像质量改善方面取得了很大的进展。特别值得一提的是,1913年Bucky发明的滤线栅(grid)可除去检测器的散射线(scattered ray),另外,1930年增感屏的开发最大限度地降低了对患者的辐射量。此时,增感屏-胶片系统的模拟X射线图像技术基础已得到巩固。1948年X射线影像增强器(image intensifier,I.I.)出现,不需胶片也能进行X射线图像检测,60年代开发的I.I.-TV血管造影检查以及80年代开发的数字减影血管造影(digital subtraction angiography,DSA)得到进一步的发展,为数字X射线图像检测器的诞生创造了契机。另外,80年代开发的计算机X射线成像(computed radiography,CR)及90年代开发的X射线平板(flat panel)检测器作为新X射线图像检测器崭露头角,如今已进入所有X射线图像实现数字化的时代。

X射线图像是把人体内部的三维内脏器官用二维投影图像进行表示。因此,无法避免图像上内脏器官的重叠,医生在进行图像解读时,要根据自己的解剖学知识在大脑中还原成三维图像进行诊断。1972年Hounsfield发明的X射线计算机断层扫描(computed-tomography,CT)能够获取正确的体轴横断层图像,所以无论谁都能够轻而易举地进行三维图像的解读,因此,X射线CT装置在世界各地得到迅速普及。X射线CT随着计算机的高速化发展以及图像重建技术的改良,从螺旋(helical)CT发展到多层螺旋CT(multi-slice CT,MSCT),至今还在继续发展。

包括X射线CT,利用X射线进行的影像检查能够真实地反映内脏器官的形态。使用放射性同位素的核医学图像在形态真实性方面虽然逊色于X射线图像,如肝功能检查等,但由于有助于生物体功能的解析,常用来补足X射线图像检查的不足。1956年Anger发明的伽马相机(Gamma camera)与之前的闪烁扫描器(scintiscanner)相比,可拍摄出划时代的优质图像,另外,从70年后期的单光子发射计算机断层成像(single photon emission computed tomography,SPECT)的断层图像普及,到利用小型回旋加速器(baby cyclotron)的



正电子放射层扫描术(positron emission tomography, PET)的开发,通过利用构成人体的基本元素碳、氮、氧、氟等放射性同位素把人体代谢机能用图像表示出来,也取得了成功。

但是,像这样利用 X 射线、放射性同位素摄影,必须注意减少对患者的辐射量。20 世纪 60 年代后期开发的超声波诊断装置由于具有非常优越的实时处理性能,被广泛运用于动态机能检查。当然,因为没有放射线辐射,所以无论何时何地都能轻而易举地利用它进行简单的检查。80 年代后期开发的核磁共振成像(MRI)装置,能根据体内的质子的磁场动态形成断层图像,这是划时代的医学图像。MRI 对身体机能,例如, T1 缓和期间和 T2 缓和期间等可进行针对性的拍摄,与 X 射线 CT 相比,一般内脏器官组织间的对比度高,适用于同时观察生物体机能和形态。

1.2 本书涉及的医学影像信息学范畴

如前所述,医学影像从 X 射线成像开始,已发展到多种多样的模式。所谓医学影像信息学不是学习医学影像摄影装置的结构,而是理解拍摄的影像信息的性质,在医学影像诊断中有效运用影像信息的学问。具体来说,医学影像信息学包括影像基本性质的理解及影像评价,另外还包括影像处理、影像分析中提取对诊断有用信息的技术,以及运用网络信息技术进行影像保存和通信的技术。本书除了“医院信息系统”一章外,主要以医学影像中的 X 射线图像,作为对象来进行说明。这样做主要是考虑到,如果对所有的医学影像进行说明的话,会因为页数过多而造成散漫无边,无益于对医学影像信息学本质的理解。

影像形成理论和影像评价是为了有效运用影像信息的基本知识。特别是对新出现的影像成像设备所进行的影像评价,可将用户的评价信息反馈给制造商,有利于下一代高性能成像设备的开发。众所周知,为了把对患者的辐射量降到最低同时获取最大的影像信息,影像评价对检测器的改良也起到了很大的作用。即使在数字技术普及的今天,增感屏-胶片系统 X 射线图像在医院内依然得到广泛的使用。原因主要是:在悠久的历史发展中经过不断积累与改良后的胶片不仅具有较高的图像质量性能,还兼具了检测器、显示器、保存媒介的所有功能。因此,增感屏-胶片系统还会持续使用,我们不仅要充分理解数字影像,还要充分理解模拟影像的影像形成理论和影像评价。

计算机和网络等数字技术飞速发展,给医学影像带来了新的运用方式。例

如,患者在医院中摄影完后,影像就会立刻通过网络传送给医生,如果有必要的话,也可以把过去拍摄的影像迅速显示在显示器上。并且,没有专业医生的岛屿也可以向市中心医院传输影像,咨询专业医生的诊断意见。另外,关于医学影像的保存和有效运用,模拟影像需要大量人力和成本,但是随着以数字影像和网络为中心的医院信息系统的发展,医学影像的保存和有效运用得到了改善。

以网络为媒介的影像传输和保存是数字影像的优点,同时数字影像也可以直接提高影像诊断精确度。也就是说,利用计算机分析数字影像包含的信息,医生可参考计算机的分析结果,自己做出最终的判断,这样可以防止医生看漏或主观失误,从而改善诊断的精确度和重现性。此方法称为计算机辅助诊断(computer-aided diagnosis, CAD)。

如上所述,之前的医学影像发展史是以摄影装置为中心,以硬件开发为主流的历史。但是,随着计算机相关技术的快速发展,与影像诊断直接相关的软件开发将会成为新的主流。特别是以影像处理和影像数据分析为中心的 CAD 算法的开发尤为重要。用于乳癌检测的乳腺影像 CAD 系统和用于肺癌检测的胸部照片的 CAD 系统分别于 1998 年、2001 年取得了美国食品药品监督管理局(FDA)的许可,投入商业使用。随着这样的发展潮流,医学影像信息学作为一个新的学科领域存在非常必要。也就是说,这是一种从影像的大量信息中,抽出与影像诊断直接相关信息的技术,也是医生把日常临床中进行的影像诊断作为高水准的影像处理,从工学的角度进行理解的诊断方法。因此,本书设置了数字图像处理 and 计算机辅助诊断的章节,以便应对未来医学影像信息学的迅速发展。

(桂川茂彦)

第 2 章

傅里叶变换

summary

- (1) 空间频率是指单位长度中包含的波的数量。单位长度是 1cm 时,空间频率的单位是 cycles/cm。
- (2) 周期函数可以通过傅里叶级数展开来表示。
- (3) 一般函数可以通过傅里叶反变换表示。
- (4) 实际空间中的卷积积分 (convolution integral), 在空间频域可通过傅里叶变换的积来表示。
- (5) 方波脉冲的傅里叶变换是辛克函数。
- (6) 线性系统的输出可通过输入和脉冲响应的卷积积分来表示。
- (7) 从二维数字图像的快速傅里叶变换 (FFT) 中, 可以求出图像的空间频率成分的分布。

傅里叶变换常用于图像处理领域。例如,表示增感屏-胶片系统等摄像系统的鲜锐度的响应函数、显示粒状性的维纳谱都以傅里叶变换为基础,表示频率响应特性。甚至在数字图像处理中,增强特定频率分布的时候,也需要用到傅里叶变换。但是,必须注意此处使用的频率的定义。电波、声波等是随着时间变动的,而使用于这一类波动的频率是指单位时间(如 1s)内通过的波的数量,其单位为 cycles/s。与此相对应,用于表示空间明暗变化的纹状波动的频率是指单位长(如 1cm)中存在的波的数量,单位为 cycles/cm。前者的频率是用时间轴来定义的,而空间频率是用空间轴来进行定义的。虽然傅里叶变换无论是对于哪种频率,都可进行求解,但必须明确区别这两种频率在意义上的不同。本章中,因为对图像进行处理,使用在空间轴上定义的空间频率来解说傅里叶变换。这里所说的傅里叶变换的性质可以直接扩展到时间轴上定义的频率。

首先说明一下关于周期函数的傅里叶级数展开,其次引出对于一般函数的傅里叶变换,然后解说与傅里叶变换有密切关系的帕塞瓦尔定理(Parseval's theorem)以及卷积积分定理。另外,关于傅里叶变换中最重要的应用——线性系统响应,以增感屏-胶片系统为例进行解说。最后,简要介绍二维数字图像的离散傅里叶变换。

2.1 傅里叶级数展开和傅里叶变换

函数一般分为周期函数和非周期函数。周期函数可以用正弦波和余弦波的叠加(级数展开)进行表示。但是,以我们为对象的图像信号大多是没有周期性的非周期函数,非周期函数通过傅里叶级数展开扩张后的傅里叶变换及傅里叶反变换相互关联。

2.1.1 周期函数与傅里叶级数

1. 周期函数

如图 2.1 所示,以一定周期 $L(\text{cm})$ 不断循环的函数称为周期函数。若距离为 $x(\text{cm})$ 的函数 $f(x)$ 是周期为 L 的周期函数的话,即有如下关系:

$$f(x) = f(x + nL) \quad (2.1)$$

其中, $n=1, 2, 3, \dots$ 如图 2.2 所示,余弦函数 $f(x)$ 就是最基本的周期函数,可用下式表示:

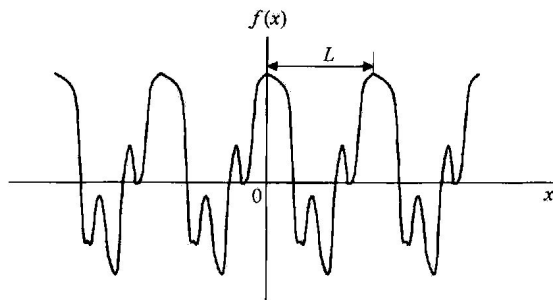


图 2.1 周期函数

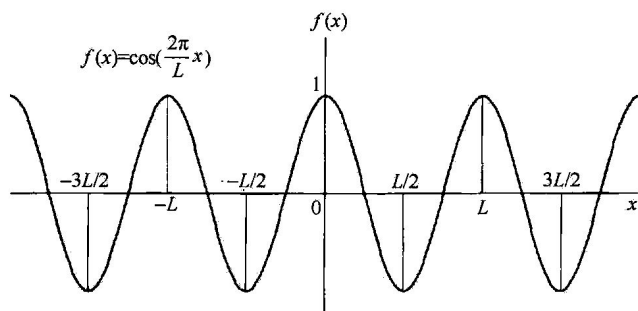


图 2.2 最基础的周期函数——余弦函数

$$f(x) = \cos\left(\frac{2\pi}{L}x\right) = \cos(2\pi ux) \quad (2.2)$$

此处, u (cycles/cm) 称为空间频率, 与周期 L 的关系如下:

$$u = \frac{1}{L} \quad (2.3)$$

另外, 如果使用角频率 ω_0 (rad/cm), 式(2.2)可表示为

$$f(x) = \cos(\omega_0 x) \quad (2.4)$$

角频率 ω_0 与周期 L 以及空间频率 u 可形成如下关系式:

$$\omega_0 = \frac{2\pi}{L} = 2\pi u \quad (2.5)$$

2. 周期函数的傅里叶级数展开

包括如图 2.1 所示的复杂函数, 周期为 L 的任意周期函数 $f(x)$, 可用如下狄拉克函数的级数表示。此表示方式称为周期函数的傅里叶级数展开。

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(n\omega_0 x) + b_n \sin(n\omega_0 x)] \quad (2.6)$$