

基于医学图像的 心脏建模与分析

管 秋 陈胜勇 等 著



科学出版社
www.sciencep.com

基于医学图像的 心脏建模与分析

王 强 刘 强 等 著



清华大学出版社
Tsinghua University Press

基于医学图像的心脏 建模与分析

管 秋 陈胜勇 等 著

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

现代医学图像已成为临床诊断的重要手段和依据,本书给出了一个基于非均匀有理B样条(NURBS)的真实、灵活的人体心脏表面模型,用于心脏功能参数的定量计算。同时,本书针对临床上传统参数分析方法的不足,在运动参数计算和统计分析的基础上,构建了一个基于静态参数和运动参数统计概率模型的判别函数,利用该判别函数能有效地判定心脏运动状态是否正常。本书最后还给出一个基于ASM模型的心脏功能分析的软件实例。

全书结构清晰、合理,范例实用、丰富。对广大科研人员、工程技术人员、高校相关专业师生及计算机视觉和图像编程爱好者不失为一本重要的参考书。

图书在版编目(CIP)数据

基于医学图像的心脏建模与分析/管秋等著. —北京:科学出版社, 2010.6
ISBN 978-7-03-027498-4

I. ①基… II. ①管… III. ①医学图像-应用-心脏血管疾病-诊断
IV. ①R540.4

中国版本图书馆CIP数据核字(2010)第083173号

责任编辑:任 静 王向珍 / 责任校对:刘亚琦
责任印制:赵 博 / 封面设计:耕者设计工作室

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

陈海印刷有限责任公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2010年5月第 一 版 开本:B5(720×1000)

2010年5月第一次印刷 印张:14

印数:1—2 000 字数:262 000

定价:48.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

《基于医学图像的心脏建模与分析》

编写人员名单

著 者 管 秋 陈胜勇 刘 盛

张剑华 杜雅慧 徐镇海

蒋婷婷 许艺强 王 芳

主 审 王万良

前 言

心血管疾病具有很强的隐蔽性且发病急,是当今全世界发病率和死亡率最高的疾病,因此,疾病初期的诊断和预防尤其重要。现代医学图像已成为临床诊断的重要手段和依据。心脏的三维图像在医学图像分析和处理领域得到快速发展,很多学者在心脏建模不断发展的基础上提出不同方法来分析心脏形体和参数。目前,基于模型的技术已经成为医学图像分析的重要工具,它将基于图像数据的约束和对感兴趣目标的先验知识统一于变分框架下,其应用包括图像去噪、图像分割、图像匹配、运动跟踪等方面,并且基于可变模型和统计模型的技术引起了广泛的关注。近二十年来,基于医学图像的心脏建模与功能分析成为国内外研究的热点。

活动形体模型(ASM)是目前被广泛用于柔性体图像分割的最有效方法之一,它基于训练集获得先验知识建立统计模型。首先需要确定目标形体的轮廓线标注点,然后通过匹配和迭代提取形体的形变状态和方式,并应用主成分分析(PCA)建立目标形体的点分布模型,对轮廓线两端的灰度信息进行采样,建立待分割形体的灰度模型,再应用模型对形体进行分割和拟合。因为活动形体模型能够对柔性体的局部变化建模,所以可以取得较好的分割结果。但仍然存在一些问题需要解决,如模型的自动初始化问题、分割鲁棒性问题、分割结果量化问题等。本书针对前两个问题,结合图像不变特征,提出一些行之有效的解决方法。

采用有效的方法建模获得心脏的三维模型并以此精确计算相关的功能参数(如左心室体积、射血分数等)辅助临床诊断,显得十分迫切和极具临床价值。因此,本书在心脏活动形体模型的基础上,给出一个真实、灵活的人体心脏表面模型,并将心脏模型运用到心腔功能参数的定量计算中。该模型采用非均匀有理B样条(NURBS)曲面拟合,由于NURBS方法的灵活性,心脏的NURBS模型要比基于简单几何体的心脏模型更加真实。在心脏参数估计方面,本书提出了一种基于矩阵表示的NURBS曲面积分的心脏体积计算方法,然后利用三维活动形体模型得到的左心室内、外膜表面点云,选择心脏运动周期内的七个时刻,通过本书提出的体积算法得到七个状态的左心室体积,最后,利用这一结果分析左心室的射血分数、心输出量等功能参数。实验结果表明,NURBS曲面能很好地表示人体心脏、左心室内外膜表面。同时,本书提出的体积计算方法要比传统的Simpson方法得到的体积结果更加精确,通过实验,作者还发现对于那些能够由NURBS精确表示的二次曲面,采用NURBS曲面积分方法能精确计算其体积,而对于心

脏和左心室这类自由形体则可以通过增加相应的控制点来提高体积精度。

在分析现有的心脏参数的基础上,作者发现基于心脏图像的运动参数能够更好地描述心脏的局部运动,反映病变早期运动状态的微小改变,因此更具临床诊断价值。本书因此建立了心脏点分布模型用于运动参数计算,采用三次样条插值方法较好地恢复了在图像拍摄过程中因时间间隔丢失的信息,还原了心肌点在整个心动周期的运动路径,并推导了心肌速度、加速度和本书新提出的运动参数——心肌运动幅度等三个参数的估算方法,从理论上分析了心肌运动幅度参数能较好地反映因心肌颤动引起的运动异常的原因。

同时,由于左心室是心脏最主要的动力部分,因而很多对心脏的运动分析研究可以转化为对左心室的研究分析,尤其是对心室壁的力学分析。目前基于有限元的力学分析是主流分析方法,但其中柔性体位移场的连续性、心肌纤维方向的定性估算等问题始终没有被很好地解决。因此,本书提出了一种以 NURBS 表面模型迭代为基础的柔性体的连续位移场的计算方法,并运用 PCA 分析法实现了心室壁肌纤维方向的估算,并对左心室应力应变的力学参数进行了计算和分析。本书还以计算得到的位移场和纤维方向为基础,对左心室壁的应力应变参数进行了估计和弹性力学分析。

临床上的心肌异常经常表现为心肌运动减弱、加剧或运动异常,传统的运动参数分析方法由于缺乏有效的判定依据,只能把运动明显减弱的区域判定为疑似病变区域。本书针对现有方法的不足,在运动参数计算和统计分析的基础上构建了一个基于静态参数和运动参数统计概率模型的判别函数,利用该函数能有效地判定心脏运动状态是否正常。本书采用 ASM 方法从正常心脏图像中提取数据构建分析样本集,在剔除分割和估算过程中产生的错误点后对样本进行了统计分析,确定运动参数值的概率模型,最终完成判别函数的设计。利用设计的判别函数对两组存在病变的心脏图像进行计算和判别,能有效地判别出心肌运动异常区域。同时,本书将判定为异常的区域重新回投到二维图上,并标注出其具体位置。临床医生借助该回投标注技术可以大大减少图像的阅读量,同时通过观察回投的二维图像能够获得更多信息进行正确诊断。本书最后还给出一个基于 ASM 的心脏功能分析的软件实例。

全书结构清晰、合理,范例实用。对于广大从事医学图像处理与分析、心脏建模分析等相关领域的科研人员、博士生和硕士生等来说,是一本重要的自学、教学参考书。

本书获浙江工业大学专著与研究生教材出版基金资助。本书所涉及的作者的科研成果是在国家自然科学基金(60405009、60573123、60605013、60870002)、浙江省重点科技计划项目(2006C21002)、浙江省自然科学基金项目(Y105101)、国家教育部“新世纪优秀人才支持计划”等资助下取得的。国内外每年发表的关

于心脏图像建模分析方面的论文达数百篇,在本书的撰写过程中参考了其中大量的学术论文,书中的程序代码来自本课题组成员的研究成果,在此向相关人员表示感谢。

由于作者水平有限,书中难免存在不足之处,恳请广大读者和同行批评指正。

目 录

前言

第 1 章 常用心脏医学成像技术	1
1.1 医学成像技术概述	1
1.2 X 射线图像	2
1.3 MRI 医学图像	5
1.3.1 MRI 原理	6
1.3.2 MRI 成像影像因素	12
1.4 CT 医学图像	13
1.4.1 CT 成像基本原理	14
1.4.2 评价 CT 图像质量的主要指标	17
1.5 SPECT 医学图像	19
1.6 超声医学图像	21
1.7 心血管造影术	22
1.8 常用影像检查方法的比较分析	22
1.9 心脏病变的基本 X 射线、CT、MRI 和 DSA 表现	23
1.9.1 心脏病变的基本 X 射线表现	23
1.9.2 心脏大血管病变的基本 CT 和 MRI 表现	24
1.9.3 心脏大血管病变的基本 DSA 改变	24
第 2 章 基于心脏医学图像的模型技术	26
2.1 心脏模型技术概况	26
2.1.1 心脏的物理模型	26
2.1.2 心脏的数字化模型	27
2.2 表面模型技术	27
2.2.1 连续表面模型	28
2.2.2 离散表面模型	29
2.3 可变模型技术	29
2.3.1 泛函与变分	31
2.3.2 基于轮廓(skeleton-based)的可变模型	35
2.3.3 MetaMorphs 模型	35
2.3.4 Snake 模型及其改进	36

2.3.5	基于模式分析的可变模型	39
2.4	统计模型技术	40
2.4.1	活动形体模型	41
2.4.2	主动外观模型	42
2.5	心脏活动形体模型的构建	44
2.5.1	三维点分布模型(PDM)的构建	44
2.5.2	主动量分析与活动形体模型	45
2.5.3	模型的拟合与匹配	47
2.5.4	统计形体模型的改进	50
2.6	本章小结	50
第3章	基于图像局部不变特征的模型初始化和优化	51
3.1	图像的不变特征	51
3.2	局部不变特征——SIFT 特征	51
3.2.1	检测尺度空间极值点	52
3.2.2	精确定位极值点	54
3.2.3	关键点方向指定	55
3.2.4	关键点描述子的生成	56
3.3	全局图像特征	57
3.3.1	图形上下文	57
3.3.2	矩不变量	58
3.4	基于图像局部不变特征的 ASM 模型初始化	59
3.4.1	改进图形上下文	60
3.4.2	使用归一化图形上下文优化 SIFT 特征的匹配结果	61
3.4.3	关键点模型的建立	64
3.4.4	关系模型的建立	67
3.4.5	分割与拟合	68
3.4.6	实验分析和讨论	70
3.5	基于图像全局不变特征的 ASM 模型优化	72
3.5.1	矩不变量的选择	73
3.5.2	主动检测策略	75
3.5.3	主动修正策略	76
3.5.4	实验和结果	79
3.6	结论	82
第4章	心脏模型的三维表达与计算	84
4.1	图像数据和模型的预处理	84

4.2	基于 B 样条的三维表示	84
4.2.1	B 样条曲线	85
4.2.2	B 样条曲面	88
4.2.3	柱坐标系下的 B 样条曲面	89
4.3	基于 NURBS 的三维表示	90
4.3.1	NURBS 曲线	90
4.3.2	NURBS 曲面	91
4.3.3	柱坐标系下的 NURBS 曲面	91
4.4	基于 NURBS 的心脏三维表示	92
4.4.1	心脏模型数据获取	92
4.4.2	基于 NURBS 曲线的心脏表面拟合	94
4.4.3	基于 NURBS 曲面的心脏表面拟合	95
4.4.4	不同坐标系的 NURBS 比较	95
4.5	NURBS 形状调整	97
4.5.1	调整控制点	97
4.5.2	调整权因子 NURBS 齐次坐标表示	97
4.5.3	基于约束化的 NURBS 形状修改	100
4.5.4	数值实验	102
4.6	基于 NURBS 曲面积分的心脏容积计算方法	103
4.6.1	NURBS 曲线曲面的矩阵表示	103
4.6.2	封闭 NURBS 曲线面积计算方法	107
4.6.3	NURBS 曲面体积计算方法	108
4.6.4	实验与结果分析	110
4.7	本章小结	113
第 5 章	基于模型心脏参数分析	114
5.1	基于图像的分析技术	114
5.1.1	基于图像的分析技术现状	114
5.1.2	基于模型的心脏图像分析过程	116
5.2	基于模型技术心脏功能参数的分析现状	117
5.2.1	整体功能参数分析	117
5.2.2	动态功能分析	119
5.3	基于模型心脏静态参数估算	121
5.3.1	基于模型的左心室静态参数估算	121
5.3.2	静态参数的特性	122
5.4	基于模型心脏运动参数估算	122

5.4.1	心脏点分布模型的三次样条插值	122
5.4.2	心肌运动幅度计算	127
5.4.3	速度及加速度计算	128
5.5	小结	130
第6章	基于ASM模型的心室壁力学分析	131
6.1	柔性体力学特性	131
6.1.1	弹性力学基本理论	131
6.1.2	生物柔性材料特点	133
6.1.3	左心室壁弹性特征	133
6.2	心室壁位移场拟合	135
6.2.1	B样条曲面反向运算	135
6.2.2	拟合左心室位移场	136
6.3	心室壁应变计算	138
6.3.1	基于PCA的心室壁纤维方向确定	138
6.3.2	应变计算	139
6.3.3	应变插值	142
6.4	心室壁应力计算	143
6.4.1	弹性模量的估算	143
6.4.2	弹性矩阵的估算	143
6.5	实验与结果分析	144
6.6	应力应变参数分析	148
6.6.1	心功能压力-容积分析	148
6.6.2	应力应变与其他运动参数	153
第7章	心脏功能参数的统计分析与应用	158
7.1	运动参数值概率统计	158
7.1.1	统计分析方法的确定	159
7.1.2	线性判别函数设计	160
7.1.3	统计步骤及结果	162
7.2	心肌区域及整个心室统计及表示	166
7.2.1	心肌面统计与显示	166
7.2.2	心室统计及表示	166
7.3	统计结果的应用	167
7.3.1	利用统计结果判别心脏疾病	168
7.3.2	病变区域在二维切片上的标注	170
7.4	小结	171

第 8 章 心脏功能分析系统实例——MIAHF 软件	172
8.1 软件功能图	172
8.2 软件简介	173
8.2.1 功能模块	173
8.2.2 应用领域	173
8.2.3 软件性能	173
8.2.4 运行环境	174
8.2.5 软件功能列表	174
8.3 安装与使用说明	176
8.3.1 文件读取	176
8.3.2 结果保存	178
8.3.3 相位选择	179
8.3.4 单相位图像拟合	180
8.3.5 多相位图像拟合	184
8.4 MRI 图像分析操作指南	185
8.4.1 单相位分析	186
8.4.2 多相位分析	188
8.5 SPECT 图像分析操作指南	191
8.5.1 单相位分析	191
8.5.2 多相位分析	194
8.6 对读取拟合结果进行分析	196
8.6.1 切层数据读取	196
8.6.2 对单个拟合结果进行分析	197
8.6.3 读取多个拟合结果进行分析	198
8.6.4 拟合结果保存	200
参考文献	202

第 1 章 常用心脏医学成像技术

日益提高的现代医学成像技术给临床医生提供了越来越丰富的心脏功能和结构信息,从而成为临床诊断与医学研究中不可缺少的重要工具。尤其是高清晰度、高分辨率、多信息量以及低噪声的心脏图像为心脏三维建模及进一步的功能分析提供了很好的数据源,而准确的心脏参数的估算为医生的临床诊治提供了有力的依据。本章首先介绍几种常见的心脏成像技术,其次阐述常见的心脏病变在心脏图像中的表现,最后对几种常用的心脏医学图像技术在心脏成像上的优缺点及存在的自身缺陷进行比较。

1.1 医学成像技术概述

1895 年,德国物理学家伦琴发现了 X 射线。该发现极大地推动了医学影像设备的发展,为医生正确诊断各种疾病提供了有利的帮助。同时,从 X 射线发现至今的一百多年里,放射设备迅速发展,放射条件日臻完善,放射技术日新月异。尤其是近年来,医学影像设备的发展又有了一些新的动向。第一,科技的进一步发展充实和完善了设备的软硬件功能;第二,高端设备的技术指标主要侧重于临床研究与软件功能的开发,低端设备则侧重于不断充实与完善硬件的性能,并且迅速把高、中端设备中较成熟的功能与软件移植过来,从而显著改善低端设备的性能指标,拓宽低端设备的适用范围。数字成像技术内容广泛,技术炯然,原理各异,它包括计算机 X 射线摄影(computed radiography, CR)、数字 X 射线摄影(digital radiography, DR)、直接数字 X 射线摄影(direct digital radiography, DDR)、计算机体层摄影(computed tomography, CT)、核磁共振成像(magnetic resonance image, MRI)、数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)、超声成像、 γ 闪烁成像(γ -scintigraphy)、单光子发射体层像(single photon emission computed tomography, SPECT)、正电子发射体层成像(position emission tomography, PET)和图像存储与传输系统(picture archiving and communicating system, PACS)等新的成像技术。这些成像技术有一个共同的特点,即以计算机为基础,使图像信息数字化,可以对其实施图像信息后处理,使医学影像技术发生巨大的变化。

20 世纪 80 年代初 CR 把传统的 X 射线摄影数字化,而 DR 是计算机数字化能力与常规 X 射线摄影相结合的产物,所不同的是数字化方式不一样,但究其原

理和成像过程仍属间接数字影像技术,不是最终发展方向。DDR 是 20 世纪 90 年代开始开发的直接数字成像技术,它采用平板探测器将 X 射线信息直接数字化,不存在任何中间过程。数字图像不仅可以方便地将图像“冻结”在荧光屏上,而且可以进行各种各样的图像后处理。

至今几乎各种技术都或多或少地渗透到了现代医学成像技术中,常见的医学成像术有心血管造影术、放射性同位素成像、CT 成像、MRI 等^[1]。这些成像方式提供的人体组织、器官的图像为提高临床诊断与治疗的有效性发挥了极大的作用。医学成像技术的快速发展也带动了医学图像处理技术的进一步成熟。在心脏图像领域,常见的成像技术有 X 射线、MRI、CT、SPECT、超声、DSA 等。每一种成像技术都有优缺点,基于不同技术得到的图像有不同的清晰度、分辨率,这些图片提供有关心脏和血管结构和功能定性、定量的信息,从而重建、估算出不同精度的三维模型和心脏参数。接下来的这节将简单介绍几种临床上常用的心脏医学成像技术,若需要查找更多的相关信息可查询文献[2]~[5]。

1.2 X 射线图像

自从 1895 年伦琴发现 X 射线之日起,人们就很快察觉到 X 射线在医学成像中的巨大应用前景,投影 X 射线成像方法不久问世并使 X 射线成像系统成为医院中最重要的成像设备。1896 年,两位英国医生首先为一位手指不慎插入银针的妇女摄取了 X 射线照片,而另一名英国的外科医生则借助这张 X 射线照片成功地为这位妇女取出了银针。自此后的几十年,X 射线摄影技术有了迅猛发展,先后出现了旋转阳极 X 射线管、影像增强管及运动断层摄影等技术。但常规的 X 射线成像技术是将人体三维结构投影到一个二维平面上,因此产生了图像重叠、读片困难等问题。同时,投影 X 射线成像对软组织的分辨能力较差,使其在临床中的应用也受到一定的限制。

X 射线管是产生 X 射线的主要设备,它由阴极、阳极和真空玻璃管等部分组成。阴极的灯丝加热后发射电子,形成的自由电子群在 X 射线管的阳极和阴极之间的高压电场的作用下高速撞向阳极靶面,当高速运动的电子突然受到阻碍时其中的一部分能量就转换成了 X 射线。X 射线是一种肉眼看不见的电磁波,波长在 $0.01 \sim 100 \text{ \AA}$ ^①。从 X 射线管放射的 X 射线主要包括连续放射线和特征放射线两类。由于 X 射线管里的阴极电子经高压电场作用后具有不同的速度而具有不同的能量,与靶原子相互作用后损失的能量也各不相同,因此所释放的 X 射线光子

① $1 \text{ \AA} = 10^{-1} \text{ nm}$ 。

的能量呈连续分布。而管电压越高,电子的动能越大,其转换成的 X 射线波长就越短。当具有较大动能的电子撞击阳极靶面时,靶原子的内层轨道电子也有可能获得能量而克服核的引力并脱离自己的轨道逸出,使该原子呈不稳定状态。此时,能量较高的电子将会来补充该空位,而多余的能量就会以电磁波的方式放射出来,出现特征放射(或标识放射)。X 射线具有如下几个性质。

(1) 穿透作用: X 射线波长短、能量大,能穿透一般光线不能穿透的物质。利用它来探测人体内部器官是很合适的。

(2) 荧光作用: X 射线用肉眼看不见,但当它照射某物质(如磷、钨酸钙等)时却能产生荧光。利用这一性质,人们设计了荧光屏来观察 X 射线图像。

(3) 电离作用: 具有足够能量的 X 射线光子能击脱物质原子轨道上的电子而使其产生电离。气体分子被电离后,其电离电荷很容易被收集,于是人们可以根据气体分子电离电荷的多少来测定 X 射线的剂量。许多 X 射线检测器就是根据这一原理设计的。

(4) 生物效应: 生物细胞在受到 X 射线的电离辐射后可能造成损伤甚至坏死。这点在 X 射线检查中要特别注意。不过,利用 X 射线的这个效应可以用放射治疗的方法来破坏肿瘤细胞。

X 射线穿过人体时,将出现衰减。如果被探查物为一均匀介质,入射到一个厚度为 ΔZ 的薄片上的光子数为 N ,作用后减少的光子数为 ΔN ,则可以得出

$$\Delta N = -\mu N \Delta Z$$

其中, μ 是比例常数,也就是通常所说的线性衰减系数; ΔN 的大小与入射的光子数 N 、作用的距离 ΔZ 及所探测物质的性质有关。线性衰减系数 μ 的大小不仅取决于 X 射线束中的光子的能量和所透射的物质,还与物质的密度 ρ 有关。同一物质当其密度不同时,线性衰减系数也不同。为此,人们还常用质量衰减系数 μ/ρ 来描述 X 射线的衰减。在线性衰减系数中,密度是一个重要的因素,但是质量衰减系数与物质的密度无关。在诊断 X 射线范围内(能量低于 200keV),射线的衰减主要是由相干散射、光电吸收和康普顿散射引起的。

(1) 相干散射也称为瑞利散射。当一个能量的 X 射线光子在撞击原子轨道上的电子后,被击中的电子虽未脱落,但光子自身被吸收了。此后,被击原子又立即放出与入射光子能量相同、传播方向不同的光子。这种只改变方向而无能量消耗的折射就是所谓的相干散射,由于被折射的光子离开了原来的传播方向,便造成了射线束的衰减。在内诊断放射学中,因为所用的 X 射线的能量较高,因此,相干散射引起的衰减相对来说影响不大。

(2) 光电吸收也称光电作用。当 X 射线光子撞击被束缚的较紧的电子时,它的全部能量给予了被击脱的电子,使电子克服核电场力的作用而脱离轨道。当外层的电子补充到被击脱电子的空穴时将产生荧光放射。在 X 射线诊断中,人体的

主要元素,如钙、碘、氧等的荧光放射光子的能量都很低,在几毫米内就被吸收了,这就是所说的光电吸收。光电吸收引起的质量衰减系数约和物质的原子序数的四次方成比例。

(3) 康普顿散射。在诊断 X 射线放射学中,由人体组织引起的诸多衰减因素中最重要的是康普顿散射。康普顿散射效应是指一些能量较大的 X 射线光子撞击原子外层那些较松散的电子并使其脱落,与此同时,X 射线光子只把自身的一部分能量传给被击脱的电子,光子自身并没有消失而是减少了部分能量,并因此改变了传播方向,被折射了一个角度 θ ,处在一个较低的能量上(即波长增长)。波长变化的百分比可由下式描述:

$$\frac{\lambda' - \lambda}{\lambda} = 0.0241 \frac{E}{hc} (1 - \cos\theta) \quad (1-1)$$

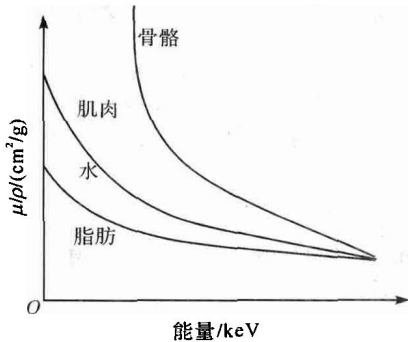


图 1-1 人体不同组织的质量衰减系数

其中, λ 为入射光子波长; λ' 为发生康普顿散射后光子的波长; E 为入射光子的能量; c 是光速; h 为普朗克常数。式(1-1)说明入射光子的能量 E 越大,散射后的光子的波长变化也越大,与之对应的光子的能量变化也越大。因此,康普顿散射是造成 X 射线衰减的主要因素,会对成像产生一定的副作用:其一是散射会降低图像的对比度;其二是由患者身上散射的辐射可能成为对检查人员的照射。人体中一些常见物质的质量衰减系数在不同的 X 射线能量下的变化曲线如图 1-1 所示。

由图 1-1 可知,肌肉组织的质量衰减系数和水的质量衰减系数几乎是一样的。而脂肪组织的质量衰减系数略小于肌肉。骨骼中的钙在能量较低的范围内光电效应很明显,这使得在 X 射线摄影中骨骼的位置明显可见。同时,在较高的能量范围内,康普顿散射起主导作用,此时骨骼的质量衰减与人体的其他组织的衰减系数差不多。利用不同能量下人体组织衰减系数间的差异可以设计双能量 X 射线减影成像设备来分别获得不同组织的清晰图像。图 1-2 为心脏 X 射线远达片,图中表明左室增大,主动脉升弓部增宽,肺动脉段相对凹陷及心尖下移。

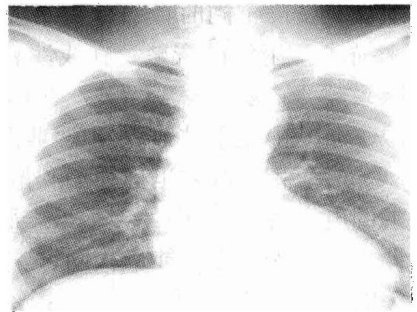


图 1-2 心脏 X 射线远达片