

# 录

## 第一章 CT 心血管临床应用的回顾

第一节 多排 CT 技术的基本知识 .....	1
一、体素和像素 .....	1
二、各向同性与各向异性 .....	1
三、空间分辨率与密度分辨率 .....	2
四、时间分辨率 .....	2
第二节 64 排 CT 的技术条件 .....	2
一、先进的扫描架旋转方式 .....	2
二、大热容量 X 线球管和高功率高压发生器 .....	2
三、准直器采用新技术 .....	3
四、宽探测器 .....	3
五、数据采集系统和计算机系统 .....	3
第三节 64 排 CT 的成像原理 .....	3
一、锥形束和算法(多家算法) .....	3
二、单排 CT 的重建算法 .....	4
三、4 排 CT 的重建算法 .....	4
四、16~64 排 CT 的重建算法 .....	4
五、多扇区算法 .....	7
六、考虑射线剂量的算法 .....	9
七、其他校正算法 .....	9
第四节 冠状动脉 CT 扫描技术 .....	10
一、心脏扫描模式 .....	10
二、心电门控技术 .....	10
三、影响心脏扫描的其他因素 .....	13
第五节 图像后处理 .....	14
一、多平面重组 .....	15
二、曲面重组 .....	15
三、最大密度投影 .....	15

四、表面遮盖显示 .....	15
五、容积再现 .....	17
六、其他重建技术 .....	17
<b>第六节 对比剂的应用 .....</b>	<b>18</b>
一、概述 .....	18
二、对比剂的不良反应 .....	19
三、对比剂不良反应的防治 .....	20
四、CT 心血管成像过程中碘对比剂的合理应用 .....	21
<b>第七节 64 排 CT 心脏扫描的剂量 .....</b>	<b>22</b>
一、心脏 CT 血管造影的有效剂量评价 .....	22
二、不同扫描模式的剂量比较 .....	23
三、64 排 CT 与 16 排 CT 剂量的比较 .....	24
四、CT 剂量减低技术 .....	24
<b>第八节 多排 CT 未来的发展方向 .....</b>	<b>25</b>

## 第二章 正常心血管影像解剖

<b>第一节 心脏大血管的横轴位 CT 影像解剖 .....</b>	<b>27</b>
一、无名动脉层面 .....	27
二、主动脉弓层面 .....	27
三、主—肺动脉窗层面 .....	27
四、左肺动脉层面 .....	28
五、右肺动脉层面 .....	28
六、主动脉根部层面 .....	28
七、左心室流出道层面 .....	28
八、左心室体部层面 .....	29
九、左心室膈面 .....	29
<b>第二节 心脏大血管的短轴位 CT 影像解剖 .....</b>	<b>30</b>
一、升主动脉根部层面 .....	30
二、二尖瓣层面 .....	30
三、左心室体部层面 .....	30
四、左心室心尖部层面 .....	31
<b>第三节 心脏大血管的长轴位 CT 影像解剖 .....</b>	<b>31</b>
一、垂直于室间隔的左心室长轴位(四腔位) .....	31
二、平行于室间隔的左心室长轴位(两腔位) .....	31
三、左心室膈面 .....	31
四、左心室流入道、流出道(双口位) .....	31
<b>第四节 冠状动脉的 CT 影像解剖 .....</b>	<b>32</b>
一、冠状动脉的概念 .....	32
二、冠状动脉分组 .....	32
三、冠状动脉的主要分支 .....	32
四、冠状动脉的解剖变异 .....	33
五、冠状静脉 .....	34

第五节 肺动脉及主要大血管的 CT 影像解剖 .....	35
一、右肺动脉 .....	35
二、左肺动脉 .....	36
三、肺动脉直径测量 .....	36
四、主动脉及主要分支 .....	36

### 第三章 冠状动脉粥样硬化性心脏病

第一节 概述 .....	40
一、冠状动脉粥样硬化性心脏病定义及流行病学意义 .....	40
二、缺血性心脏病的分类 .....	40
三、缺血性心脏病的常用检查方法及特点 .....	42
第二节 冠状动脉 64 排 CT 的检查方法 .....	44
一、扫描前期准备 .....	44
二、冠状动脉钙化积分扫描 .....	45
三、常规冠状动脉 CTA 扫描 .....	46
四、心律失常患者的冠状动脉 CTA 扫描 .....	48
第三节 冠状动脉 CT 成像 .....	49
一、钙化积分 .....	49
二、冠状动脉 CTA 的图像重建方法 .....	54
三、冠状动脉 CTA 的结果分析与评价 .....	61
四、图像质量的评价及其影响因素 .....	71
五、冠状动脉 CTA 与冠状动脉造影的比较 .....	76
六、冠状动脉 CTA 检查的局限性 .....	78
第四节 64 排 CT 冠状动脉粥样硬化斑块定性和定量的评价 .....	78
一、冠状动脉粥样硬化斑块的病理和病理生理 .....	78
二、冠状动脉粥样硬化易损斑块的病理 .....	79
三、冠状动脉粥样硬化斑块的检查方法和评价 .....	79
四、64 排 CT 的斑块成像技术与临床应用 .....	80
五、64 排 CT 斑块成像与 IVUS 的对照 .....	81
六、64 排 CT 检测钙化斑块 .....	82
七、64 排 CT 检测非钙化斑块 .....	84
八、64 排 CT 评价冠状动脉斑块的局限性 .....	85
九、未来展望 .....	85
第五节 冠状动脉斑块成像的新进展 .....	86
一、血管内超声 .....	86
二、光学相干断层显像在冠心病检查中的应用 .....	94
三、血管内磁共振成像 .....	97
四、拉曼光谱 .....	99
第六节 冠心病的左心室功能评价 .....	102
一、冠心病左心室功能评价的方法 .....	102
二、冠心病左心室功能评价的临床应用 .....	104
第七节 64 排 CT 的心肌灌注成像与心肌活性成像 .....	109

一、心肌梗死与心肌活性概念 .....	109
二、MDCT 诊断心肌活性的方法及其原理 .....	110
三、MDCT 与其他技术比较 .....	111
四、MDCT 的临床应用 .....	112
五、MDCT 的局限性及应用前景 .....	114
<b>第八节 冠状动脉支架置入术后的 CTA 评价 .....</b>	<b>116</b>
一、冠状动脉支架置入术后 CTA 检查方法 .....	117
二、冠状动脉支架置入术后 CTA 的评价要点 .....	117
三、冠状动脉支架 CTA 的评价局限性 .....	119
<b>第九节 冠状动脉搭桥术后的 CTA 评价 .....</b>	<b>120</b>
一、冠状动脉搭桥术的外科基础知识 .....	120
二、冠状动脉搭桥术后患者的 CTA 检查方法 .....	121
三、CTA 图像后处理和结果判定 .....	121
<b>第十节 冠状动脉起源异常的 64 排 CT 诊断 .....</b>	<b>124</b>
一、冠状动脉起源异常的分类 .....	124
二、冠状动脉起源异常的临床意义 .....	124
三、冠状动脉起源异常的扫描方法及特点 .....	129
<b>第十一节 心肌桥 .....</b>	<b>129</b>
一、心肌桥的临床基本知识 .....	129
二、心肌桥的 64 排 CT 诊断 .....	130

## 第四章 心脏瓣膜病

<b>第一节 心脏瓣膜成像的传统技术和理论基础 .....</b>	<b>145</b>
一、经胸、经食管超声心动图及多普勒超声心动图检查技术 .....	145
二、心脏 MRI 检查技术 .....	146
三、心脏 64 排 CT 检查技术 .....	146
四、心血管造影及导管检查技术 .....	147
五、X 线平片检查技术 .....	147
<b>第二节 心脏瓣膜的 64 排 CT 正常表现 .....</b>	<b>147</b>
一、主动脉瓣 64 排 CT 正常表现 .....	147
二、二尖瓣 64 排 CT 正常表现 .....	148
三、肺动脉瓣 64 排 CT 正常表现 .....	150
四、三尖瓣 64 排 CT 正常表现 .....	151
<b>第三节 心脏瓣膜病的 64 排 CT 表现 .....</b>	<b>151</b>
一、主动脉瓣狭窄 .....	151
二、二尖瓣狭窄 .....	153
三、二尖瓣关闭不全及主动脉瓣关闭不全 .....	155
<b>第四节 心脏瓣膜钙化 .....</b>	<b>156</b>
<b>第五节 心脏瓣膜修复术或人工瓣膜置换术后 64 排 CT 评价 .....</b>	<b>158</b>
一、人工机械瓣膜置换后的 CT 研究 .....	158
二、瓣膜术后心室变化 .....	159
三、心脏瓣膜置换术后并发症 .....	161



第六节 64 排 CT 瓣膜成像的局限性 .....	162
----------------------------	-----

## 第五章 先天性心脏病

第一节 先天性心脏病 64 排 CT 成像的技术方法 .....	165
一、扫描前的准备 .....	165
二、扫描技术 .....	166
三、重建及后处理技术 .....	166
第二节 主要解剖细节的评价 .....	166
一、心脏位置 .....	166
二、内脏—心房位置关系 .....	167
三、静脉回流 .....	168
四、心房—心室连接 .....	169
五、心室—大动脉连接 .....	171
六、胸主动脉 .....	171
第三节 常见先天性心脏病的 64 排 CT 诊断 .....	172
一、肺静脉异位引流 .....	172
二、房室间隔缺损/房室通道(心内膜垫缺损) .....	173
三、三尖瓣闭锁 .....	174
四、法洛四联症 .....	175
五、肺动脉闭锁 .....	175
六、右室双出口 .....	177
七、大动脉错位 .....	178
八、共同动脉干 .....	179
九、主动脉缩窄 .....	181
十、主动脉弓离断 .....	181
十一、Williams 综合征 .....	182
十二、十字交叉心 .....	182
十三、心室发育不良/心室排血量减少 .....	184
十四、主动脉分支异常/血管环异常 .....	185
十五、先天性冠状动脉瘘 .....	186

## 第六章 心肌病

第一节 心肌病的临床概述 .....	191
一、扩张型心肌病 .....	191
二、肥厚型心肌病 .....	191
三、限制型心肌病 .....	192
四、致心律失常性右室心肌病 .....	192
第二节 扩张型心肌病 .....	192
第三节 肥厚型心肌病 .....	193

## 第七章 心脏肿瘤

第一节 心脏肿瘤的流行病学 .....	195
第二节 心脏良性肿瘤 .....	195
一、黏液瘤 .....	195
二、横纹肌瘤 .....	196
三、脂肪瘤 .....	196
四、纤维瘤 .....	196
五、血管瘤 .....	197
第三节 心脏恶性肿瘤 .....	197
一、血管肉瘤 .....	197
二、恶性纤维组织细胞瘤 .....	198
三、原发性淋巴瘤 .....	198
四、转移瘤 .....	198
第四节 心脏肿瘤的 64 排 CT 鉴别诊断 .....	198

## 第八章 心包疾病

第一节 心包的 CT 解剖 .....	200
第二节 心包积液 .....	201
一、病因 .....	201
二、病理生理过程 .....	201
三、临床表现 .....	201
四、心包积液的 CT 表现 .....	202
第三节 缩窄性心包炎 .....	202
一、病因 .....	203
二、病理生理过程 .....	203
三、病理 .....	203
四、临床表现 .....	203
五、缩窄性心包炎的 CT 表现 .....	203
第四节 心包肿瘤 .....	204
一、心包囊肿 .....	204
二、其他心包肿瘤 .....	204
第五节 心包缺如 .....	206
一、病因 .....	206
二、病理生理过程 .....	206
三、临床表现 .....	206
四、心包缺如的 CT 表现 .....	206

## 第九章 肺血管疾病

第一节 肺动脉栓塞 .....	208
-----------------	-----

一、肺栓塞的临床表现 .....	209
二、肺栓塞的影像学诊断方法 .....	210
三、肺栓塞的 64 排 CT 诊断 .....	211
<b>第二节 肺动脉肿瘤 .....</b>	<b>218</b>
一、原发性肺动脉肿瘤的病理和临床表现 .....	218
二、原发性肺动脉肿瘤的 MDCT 表现及鉴别诊断 .....	218
<b>第三节 肺动静脉瘘 .....</b>	<b>219</b>
一、肺动静脉瘘的病理生理及临床表现 .....	219
二、肺动静脉瘘的 MDCT 表现 .....	220
<b>第四节 肺动脉高压 .....</b>	<b>221</b>
一、肺动脉高压概述 .....	221
二、肺动脉高压的临床表现 .....	221
三、肺动脉高压的 MDCT 表现 .....	221

## 第十章 体部动脉疾病

<b>第一节 胸主动脉疾病 .....</b>	<b>224</b>
一、64 排 CTA 技术和方法 .....	224
二、主动脉夹层 .....	226
三、主动脉壁间血肿 .....	229
四、穿透性动脉粥样硬化性溃疡 .....	231
五、主动脉瘤 .....	232
六、主动脉损伤 .....	235
七、手术或介入治疗随访 .....	236
<b>第二节 腹主动脉及其分支动脉疾病 .....</b>	<b>238</b>
一、概述 .....	238
二、腹主动脉和主要分支动脉的 CTA 技术 .....	238
三、腹主动脉和主要分支动脉疾病 .....	239
四、肾血管性高血压和肾动脉疾病 .....	241
<b>第三节 下肢动脉疾病 .....</b>	<b>244</b>
一、概述 .....	244
二、下肢动脉 CTA 技术 .....	245
三、64 排 CTA 下肢动脉的应用 .....	245
<b>第四节 头臂动脉和颈动脉病变 .....</b>	<b>249</b>
一、概述 .....	249
二、头臂动脉和颈动脉疾病 .....	249
三、头臂动脉和颈动脉病变 CTA 所见 .....	250

## 第十一章 动脉炎性疾病

<b>第一节 大动脉炎的临床概述 .....</b>	<b>255</b>
<b>第二节 大动脉炎的 64 排 CT 诊断 .....</b>	<b>256</b>
一、主要征象 .....	257

二、鉴别诊断 .....	257
第三节 川崎病的临床概述 .....	258
第四节 川崎病的 64 排 CT 评价 .....	258

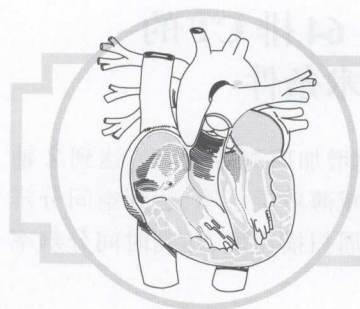
## 第十二章 64 排 CT 肺静脉—左心房成像

第一节 概述 .....	262
第二节 64 排 CT 肺静脉—左心房成像的技术方法 .....	263
一、图像采集 .....	263
二、图像后处理 .....	263
第三节 房颤介入消融术前 64 排 CT 成像 .....	263
一、肺静脉解剖变异 .....	263
二、肺静脉开口位置及形态 .....	265
三、各肺静脉的投射角度 .....	265
四、肺静脉前庭区的形态及径线 .....	266
五、左心房径线 .....	266
六、左心房与食管及降主动脉的关系 .....	267
七、小结 .....	267
第四节 64 排 CT 评价房颤消融术后肺静脉狭窄 .....	268
一、肺静脉狭窄的发生机制 .....	268
二、肺静脉狭窄的临床表现 .....	269
三、肺静脉狭窄的 64 排 CT 表现 .....	269
四、64 排 CT 在房颤消融治疗术后患者中的应用原则 .....	269
五、小结 .....	270
附录 本书图注英文缩写注释 .....	271
中文索引 .....	272
英文索引 .....	276



# 第一章

## CT 心血管临床应用的回顾



自 1973 年第一台 CT 问世以来,其在医学影像诊断领域的临床应用得到了快速的发展。这期间 CT 的硬、软件技术经历了几次大的革命性进步,特别是 1998 年底,第一台 4 排螺旋 CT 推出以后,多排螺旋 CT 扫描技术的发展更是日新月异,扫描速度越来越快,扫描覆盖的范围越来越宽,图像质量越来越高,临床应用范围越来越广。所谓多排螺旋 CT (multi-slice detector CT, MDCT) 扫描是指扫描架每旋转一周,即可完成多层面的容积数据采集并重组多个层面的图像。目前, TOSHIBA 公司已推出了 320 排螺旋 CT, 扫描架旋转一周最多能采集 320 个层面。

十余年来,螺旋 CT 从单排到多排,除了 Z 轴设有排探测器以外,在数据的采集方式、图像重建算法、支架的驱动系统和计算机系统等都有极大的改进。本章主要介绍有关多排螺旋 CT 的技术进步、心血管扫描原理、图像后处理、心脏血管扫描的射线剂量及该技术的最新发展。

### 第一节 多排 CT 技术的基本知识

#### 一、体素和像素

CT 成像是将有一定厚度(如 1mm)的人体某一部位的体层图像按矩阵排列成若干个小的基本单元,以一个 CT 值综合代表每个小单元内的物质密度,这个小单元称之为体素(voxel)。同样,一幅 CT 图像是由很多按矩阵排列的小单元组成,这些组成图像的基本单元被称之为像素(pixel)。

#### 二、各向同性与各向异性

在 CT 的二维平面图像上,是由像素组成,CT 像素的大小,取决于矩阵排列的数目,而在三维重建时,图像是由体素组成,体素的大小不仅取决于横断面像素的大小,另一个重要因素是像素在 Z 轴方向的高度。当体素在 X、Y、Z 三个方向的边长相等的状态,即体素成为正立方体时,称为各向同性(isotropy) (图 1-1)。目前来讲,64 排 CT 探测器中以 TOSHIBA 公司的设计为层面最薄,实现各向同性的 FOV 最小,可达 25cm。不同 FOV 时各向同性扫描的最小层厚的要求不同:如采用 512×512 矩阵,在 FOV=25cm 时,它的各向同性体素正好是 0.5mm×0.5mm×0.5mm,即最小层厚要求为 0.5mm;FOV=32cm 时,它

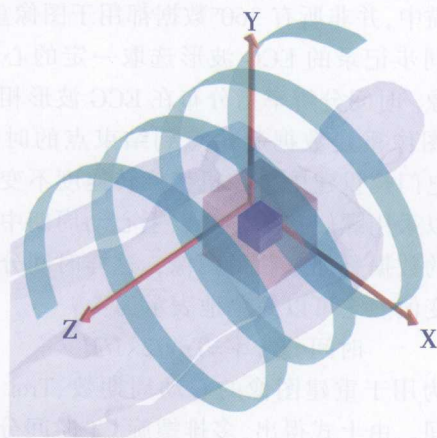


图 1-1 各向同性示意图

体素在 X、Y、Z 轴三个方向的边长相等,即体素呈正立方体;各向同性扫描时,图像在 X、Y、Z 轴的空间分辨率相等



的各向同性体素正好是  $0.625\text{mm} \times 0.625\text{mm} \times 0.625\text{mm}$ , 即最小层厚要求为  $0.625\text{mm}$ ;  $\text{FOV}=38\text{cm}$  时, 它的各向同性体素正好是  $0.75\text{mm} \times 0.75\text{mm} \times 0.75\text{mm}$ , 即最小层厚要求为  $0.75\text{mm}$ 。

反之, 体素沿 Z 轴方向的高度大于其他方向的高度, 称为各向异性(anisotropy)。在各向异性的情况下, 纵向的空间分辨率低于横断图像的空间分辨率。

各向同性扫描的意义就在于多平面重建时, 不同方向的图像在空间分辨率上完全相等, 即冠状面、矢状面、斜面及任意曲面的图像, 将与直接重建出来的横断图像质量完全一致。

### 三、空间分辨率与密度分辨率

CT 的空间分辨率(spatial resolution)与密度分辨率(density resolution), 是判断 CT 性能和说明图像质量的两个指标。空间分辨率又称高对比度分辨率, 在保证一定密度差的前提下, 它代表显示最小体积结构的能力。常用每厘米内的线对数或者可辨别最小物体的直径(mm)来表示。密度分辨率又称低对比度分辨率, 是指在低对比情况下分辨组织细小差别的能力, CT 的密度分辨力较普通 X 线高 10~20 倍。空间分辨率的优劣是表明 CT 设备性能的一项重要指标。

### 四、时间分辨率

时间分辨率(temporal resolution)是指扫描野内用于图像重建所需要扫描数据的最短采样时间。在心脏扫描中, 并非所有  $360^\circ$  数据都用于图像重建, 而是根据同步记录的 ECG 波形选取一定的心动周期重建图像。时间分辨率指分布在 ECG 波形相对位置上用于图像重建数据起始点到结束点的时间窗宽度。心电门控重建中, 在机架旋转速度不变的前提下, 可以采用螺旋扫描多个以上心动周期中同一时相获取的数据叠加来获得图像, 这样时间分辨率就成了可变值。它可以简单地表示为:

$$\text{时间分辨率} = \text{Trot} / 2 \times 1 / M$$

M 为用于重建图像的心动周期数, Trot 为  $360^\circ$  旋转时间。由上式得出, 多排螺旋 CT 时间分辨率的大小与扫描  $360^\circ$  时间、选择获取数据的心动周期数量相关。在旋转速度固定时, M 值越大, 时间分辨率越高。同样, 时间分辨率的优劣是表明 CT 设备性能

的另一项重要指标。

## 第二节 64 排 CT 的技术条件

64 排 CT 主要通过增加探测器宽度, 达到 Z 轴扫描范围的加大; 通过减薄单层层厚, 达到空间分辨率的提高; 通过提高环周扫描速度, 达到时间分辨率的改进。

### 一、先进的扫描架旋转方式

单排螺旋 CT 是以传统的马达皮带带动扫描架旋转来进行扫描, 其在提高旋转速度时受到离心力和配重安全性的限制, 成为困扰其发展的主要问题。现阶段螺旋 CT 扫描架的旋转驱动采用磁悬浮方式(又称直接驱动), 是将机架设计为一个“大电机”、转动部分为电机内的转子, 使之更稳定, 转速更快, 并且彻底解决了机械噪声。目前 64 排 CT 最快能达到  $0.33$  秒/转, 即旋转扫描一周( $360^\circ$ )只需  $0.33\text{s}$ 。

### 二、大热容量 X 线球管和高功率高压发生器

随着多排螺旋 CT 的出现, 扫描覆盖范围增大、层厚变薄, 需要球管长时间连续曝光, 各厂商在球管的设计上也逐渐走向大热容量、高散热率和高毫安输出的方向, 以保证能进行薄层、快速、大范围、多人次的检查, 并同时得到高质量的图像。以 TOSHIBA 公司为例, 他们在 X 线球管结构上做了较大的改进, X 线球管的旋转轴由一端固定改为两端固定, 同时又采用球管阳极接地技术, 阳极接地后与管壳等电位, 有利于散热。此外, 高压发生器的功率提高到  $60\text{kW}$ , 足以支持大容量球管效率的发挥。GE 公司通过用航天散热涂料增加球管阳极散热和生产更大功率的管球。Siemens 公司推出“零兆球管”, 在球管设计上做了创新, 即用偏转线圈形成电磁场将阳极电子流控制偏转一定角度冲击阳极靶面, 球管整体旋转而阴极直接将热能散发到冷却油内, 这样的散热效率很高, 散热率达到  $47\text{mHu}/\text{min}$ , 可以及时排除阳极产生的热量。Philips 公司通过在阳极轴的中心开孔, 通过绝缘油的循环, 是另一种提高散热率的方法。随着机架旋转速度的不断加快, 更宽体的探测器



技术的发展和亚毫米的扫描层厚都要求更高的毫安输出量才能保证一定的毫安秒( $\text{mA}\cdot\text{s}$ )以获得良好的图像质量,而且更宽体探测器技术大大缩短了 CT 扫描时间,一般在 10 秒时间内即可覆盖全身检查,这些特点决定了球管的发展趋势。

### 三、准直器采用新技术

单排 CT 是通过调节准直器 X 线束的宽度来改变扫描层厚,而 64 排 CT 扫描层厚的改变不是直接由 X 线束的厚度来决定,而是由各列被激发的探测器所采集的不同信息组合来决定。因此,64 排 CT 的准直器主要用于减少患者在非扫描区所接受的 X 线剂量。

### 四、宽探测器

多排螺旋 CT 采用了新的探测器结构,即在现有横向探测器的纵向上进行扩展,从而成为既有横向排列又有纵向排列的宽探测器 (wide range of slice thicknesses) 阵列。4~16 排 MDCT 的探测器的纵向排列 16~40 层,最大的覆盖范围 20~32mm,探测器的数量最多超过 30 000 个。每排探测器的厚度可有不同,一般中间的探测器厚度较薄,约 0.5~0.75mm,由中间往外,探测器的厚度稍有增大。根据有效层厚的不同,各排探测器的通道可分开,也可合在一起参与成像。当用宽的准直扫描(如 1mm 层厚)时,较用窄的准直扫描(如 0.5mm 层厚)旋转一圈覆盖范围宽,扫描速度快,需要呼吸屏气的时间短,相对曝光剂量也少,但是 Z 轴的空间分辨率差,不是各向同性。

64 排 CT 探测器的排列为 40~64 层,每排探测器等宽,最薄层厚为 0.5~0.625mm,可覆盖范围为 28.8~40mm( $32\times 0.6\text{mm}\sim 64\times 0.625\text{mm}$ ),Z 轴图像分辨率达 0.35~0.40mm,均具有各向同性特点。探测器的物理数量超过 57 000 个,各排探测器的通道分开或两两合在一起参与成像(64 通道或 32 通道),采用 64 通道和 32 通道采集的探测器宽度是相等的,准直宽度也相等,而且扫描时间和剂量没有差别,但是采用 64 通道是各向同性采集,图像质量改善(图 1-2)。因此,64 排 CT 采用各向同性采集是最合理的,并没有付出剂量增加的代价。64 排 CT 扫描速度的提高和 Z 轴覆盖范围的增加,大大缩短了冠状动脉成像时间,可在 5~9s 完成心脏范围内的

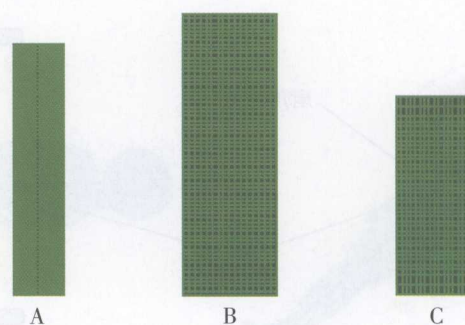


图 1-2 各厂商 64 排 CT 探测器排列结构图

A. 等宽,0.5mm $\times$ 64 列,Z 轴覆盖 32mm;B. 等宽,0.625mm $\times$ 64 列,Z 轴覆盖 40mm;C. 不等宽,中间为 0.6mm $\times$ 32 列,两侧各 1.2mm $\times$ 4 列,Z 轴覆盖 28.8mm

冠状动脉扫描,并提高了显示冠状动脉细小病变的能力。

64 排 CT 使用稳定性好、光输出高、余辉短暂的固体探测器,转换率达 90% 以上,高的转换率可得高分辨率图像,又降低 X 线剂量,提高图像的信噪比。

### 五、数据采集系统和计算机系统

单排 CT 的数据采集系统 (data acquisition system, DAS) 一次只需完成一层数据的采集,而 64 排 CT 的 DAS 一次要同时完成 64 层图像数据的采集,是单排 CT 的 64 倍多,但在 64 排 CT, DAS 占据的空间又不能增加,因此,64 排 CT 的 DAS 线路必须进行减少体积的新技术处理。

由于探测器数目的增加,导致数据量呈几何级数增加,这要求有高性能的图像处理阵列和数据运算器,图像重建时间达 16 幅/秒。一般采用专门设计的图像处理工作站,具有 64 位的 CPU,大内存和大硬盘,以便能实现大数据量的三维和多平面重组图像,从而提高工作效率。

## 第三节 64 排 CT 的成像原理

### 一、锥形束和算法(多家算法)

64 排 CT 在 Z 轴方向上持续发展,因此,轴向上 X 线宽度越来越大(图 1-3)。



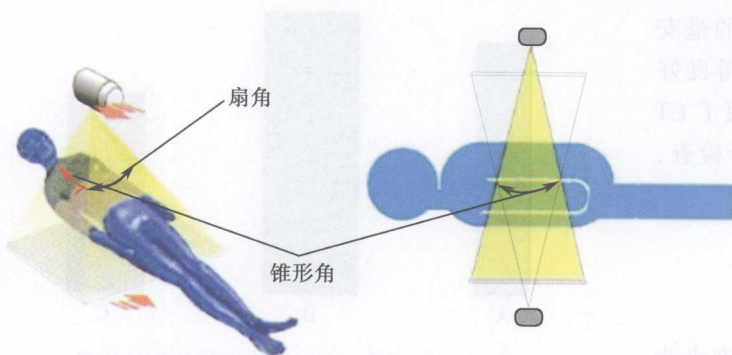


图 1-3 锥形束示意图

X 线束在 Z 轴方向覆盖设计规定的多列探测器，形成锥形束，称为锥形角

同时，排数的增加也造成重建时数据量处理的加大（图 1-4），对于锥形束的处理问题成为多排 CT 发展的一个重要方面，相应的算法也在不断完善。

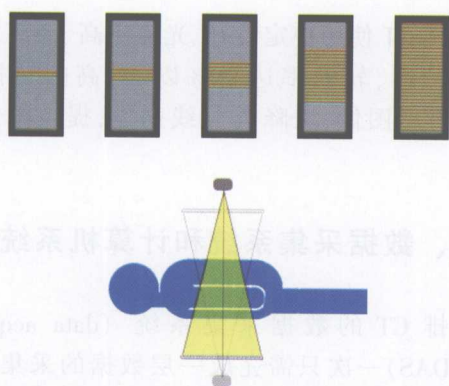


图 1-4 单/多排螺旋 CT 重建区别

单排螺旋 CT 通过准直器后的 X 线束为薄扇形，Z 轴方向只有 1 排探测器接受信息，因此 X 线束等于层厚；多排螺旋 CT 探测器排列增多，X 线束为厚扇形，单次扫描所需覆盖的 Z 轴宽度增加，锥形角也增大

本节我们重点讨论多排螺旋 CT 成像算法问题。

在硬件技术不断发展的基础上，多排螺旋 CT 的重建算法对于图像质量尤为重要。多排螺旋 CT (MDCT) 与单排螺旋 CT 最显著的区别在于 Z 轴方向上表现不同，MDCT 在 Z 轴上是由检测器的宽度及组合决定层厚，因此，MDCT 的图像具有更好的 Z 轴分辨率，可以实现各向同性成像 (isotropic)，即在 X、Y 和 Z 轴方向上成像最小单元相同，保持各方向上图像效果一致。但 MDCT 需要解决的一个问题是射线的 Z 轴 (人体长轴方向) 方向上的锥形束问题，这里，我们根据 MDCT 重建算法的实质不同，分为单排、4 排以下、16~64 排及 64 排以上进行探讨。同时，

为了解决对于动态脏器 (如心脏) 的检查，需要提高扫描的辐射时间分辨率，在算法上采用多扇区重建；为了解决过高的剂量，需要采用降低剂量的量子降噪算法，我们也分别进行探讨。

## 二、单排 CT 的重建算法

单排 CT 采用反投影算法 (图 1-5)，在采用螺旋模式下，管球和检测器连续旋转，而重建时需要在某一特定位置得到断层图像，因此，需要采用插值补偿办法来增加用于重建的数据量，一般有  $180^\circ$  插值和  $360^\circ$  插值 (图 1-6)。

螺旋模式下，Z 轴的表现见图 1-7，不同条件 (如不同的螺距或不同的插值) 下，Z 轴层厚可以用半高宽来表示 (FWHM)，半高宽越接近于断层层厚越好。

## 三、4 排 CT 的重建算法

CT 排数发展是以 4 倍为单位的，真正的多排 CT 始于 4 排 CT。在重建算法上，由于 4 排 CT 在 Z 轴方向上射线的锥形束角度仍然很小，因此，射线锥形束校正方面基本等同于单排 CT。只是加大了螺距，实现了三维数据采集。如图 1-8 所示，MDCT 在 Z 轴表现上比单排螺旋模式更准确。

## 四、16~64 排 CT 的重建算法

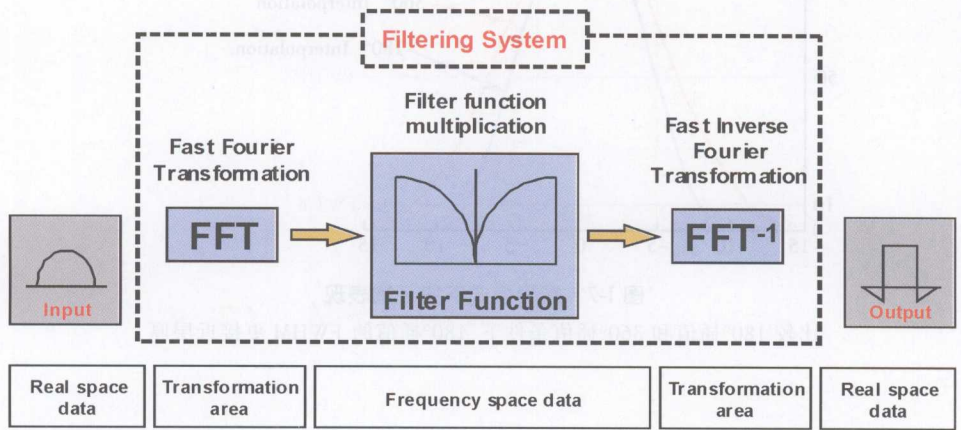
当 MDCT 的层厚增加到 16 排以上时，由于 Z 轴方向的锥形束角度已经增加到  $3^\circ$  以上，因此必须考虑对锥形束下不同层面的校正，目前生产 16/64 排 CT 的厂家采用的校正算法有所不同 (图 1-9)。

最简单的方法是采用类似于单/4 排 MDCT 的算法，取某个层面的数值附以  $180^\circ$  或  $360^\circ$  插值，重建



# Basic CT training : Reconstruction

## Filtered backprojection (FFT)



© Copyright Toshiba 1998

21

图 1-5 单排 CT 反投影算法

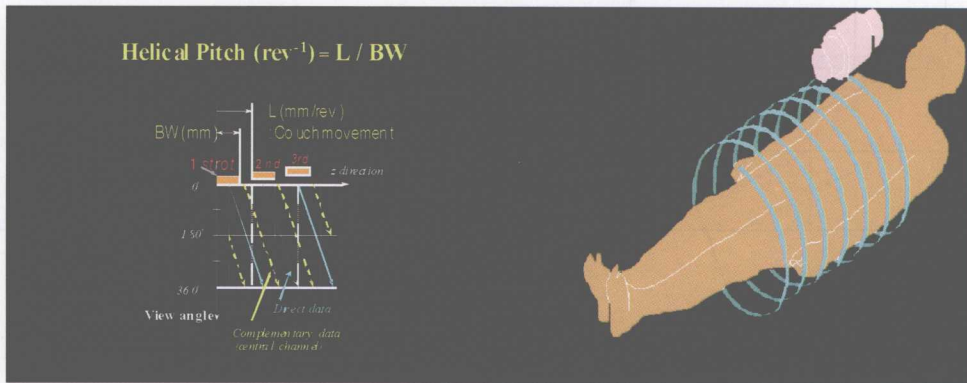


图 1-6 插值补偿法

螺旋 CT 为容积数据采集, 180°采集数据量重建一个层面为 180°插值,  
360°采集数据量重建一个层面为 360°插值

Single-slice CT Slice Profile

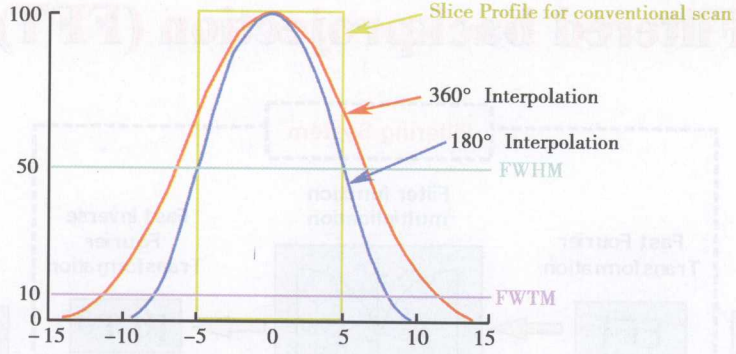


图 1-7 螺旋模式下的 Z 轴表现

比较 180°插值和 360°插值条件下,180°插值的 FWHM 更接近层厚

MUSCOT algorithm

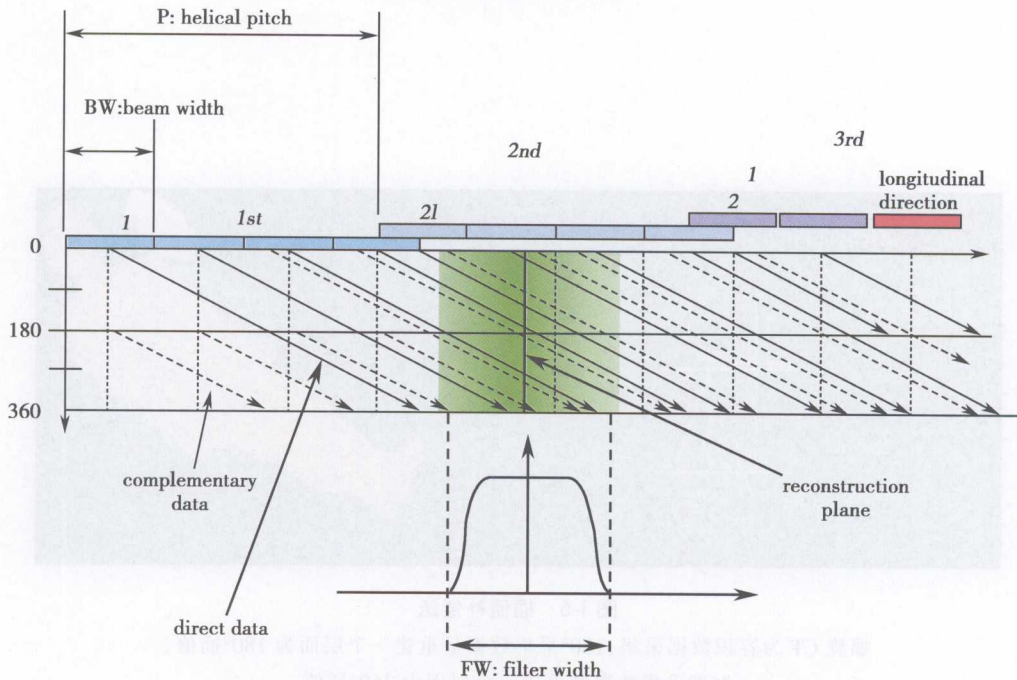


图 1-8 MDCT 的 Z 轴表现

4 排 MDCT 锥形束角度很小,采用薄层采集,扫描层厚和重建层厚比单排螺旋模式更为准确



关于算法 (Cone Beam Reconstruction)

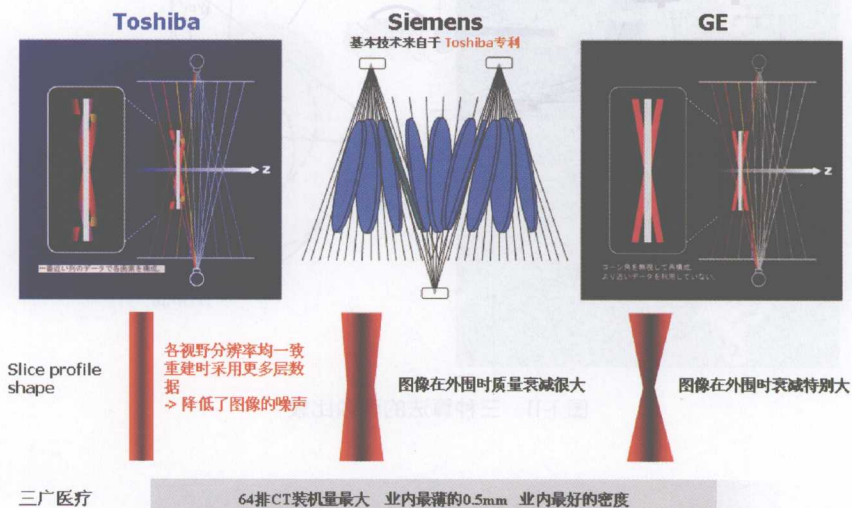


图 1-9 不同公司 CT 算法的比较

锥形束宽度的增加,导致扫描过程中每一探测单元射线轨迹与角度不同,几何学误差增加,消除锥形角伪影的重建算法成为各厂家优化图像质量的关键技术

后得到图像,这种方法在中间层面的图像表现很好,但边缘区域的图像失真较大。

另一种方法是按照射线斜面角度来采样和重建各个层面的图像,这种方法较上一种得到的图像要好,边缘区域的失真也没有那么大。

最后一种方法是在重建某一层图像时,综合采用所有覆盖到此层面的检测器数据,并进行加权处理,这种算法得到的图像最为清晰(图 1-10),尤其在螺旋情况下,保持了各个层面的图像质量基本一致,为进行更高三维处理提供了准确的数据基础(图 1-11)。

当然,对于更多排数的 CT(如 256 排 CT)来说,则 Z 轴锥形束问题更为突出,在算法上解决也更为棘手,但目前已有公司解决了这样的问题,并得到了良好的临床图像,据文献报道,其在 Z 轴上的表现如图 1-12 所示。

五、多扇区算法

在多排 CT 临床使用中,需要解决的一个重要问题就是对动态脏器(如心脏)的扫描和重建,由于目前的 CT(64 排以下)的检测器宽度尚不能覆盖整个脏器,而心脏的搏动速度与扫描速度相比又很快,这就带来

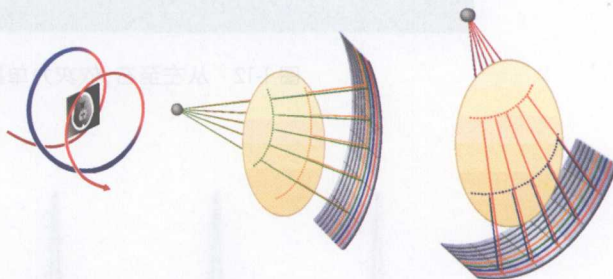


图 1-10 综合所有检测器数据进行加权处理

一个时间分辨率的问题,按照文献报道,一般来所,需要用心脏搏动周期的 1/10 时间来完成单次采集才可以准确捕捉心脏形态,按照这样的观点,则采集心脏的时间分辨率需要达到 50~100ms(心率在 60~120bmp),而这样的扫描速度是目前 CT 所不能实现的(目前设备的扫描速度在 0.33~0.5s),因此,为了提高设备采集的时间分辨率,可以采用两种方法:一是采用多扇区方法;二是采用多放射源以缩短采样时间。

单纯从算法上考虑,多扇区的方法是非常有效和先进的(图 1-13)。

取不同的心跳周期时的数据,合成后得到完整的心脏数据,目前业内可以实现的最高重建扇区为智能化的 5 扇区重建。

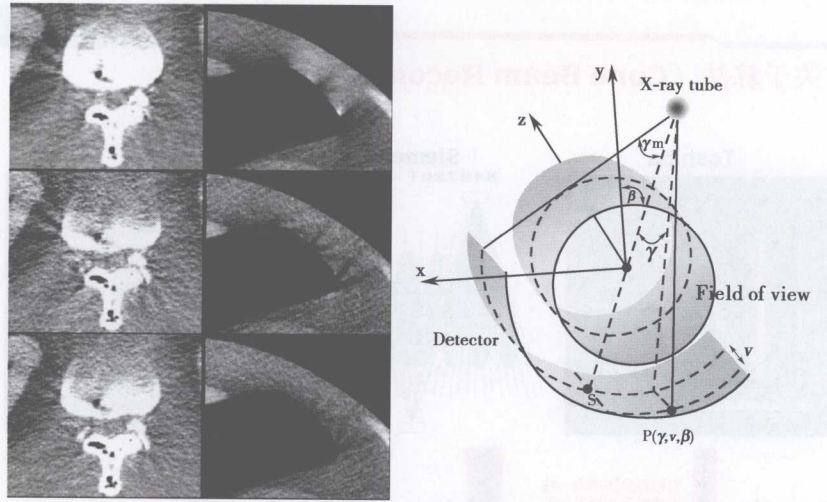


图 1-11 三种算法的图像比较

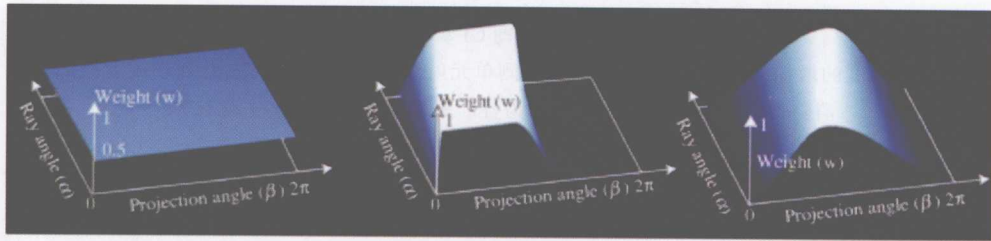


图 1-12 从左至右,依次为单排/16~64 排/256 排在 Z 轴的表现

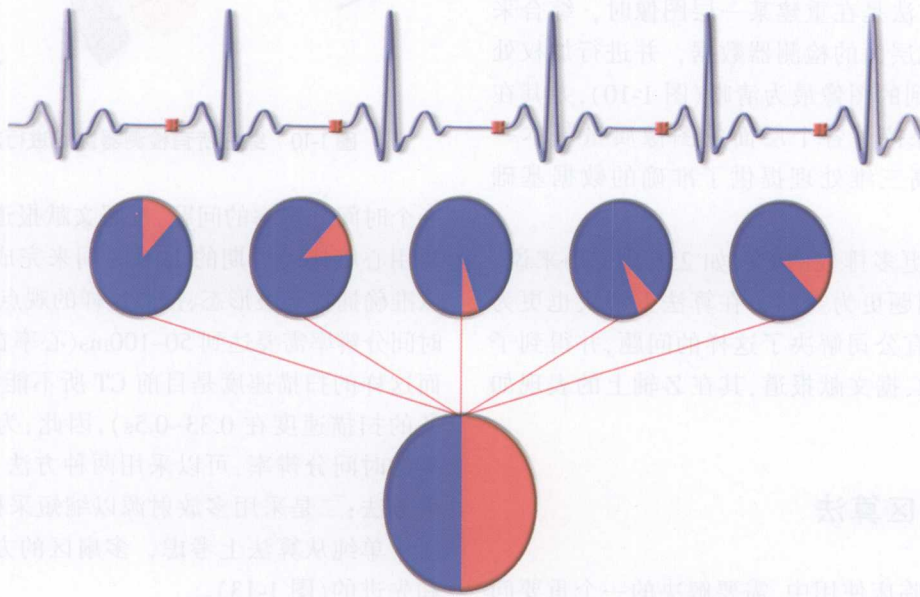


图 1-13 智能五扇区扫描示意图

多扇区采集的原理:在心律稳定的情况下,取 5 个心跳周期的扫描数据,合成后得到完整的心脏数据



### 六、考虑射线剂量的算法

从降低放射线剂量角度来考虑，业内各个厂家也在不断改善算法和软件，比较突出的包括 TOSHIBA 公司的量子降噪技术，其原理见图 1-14。

由于采用了这样的降噪技术，其心脏扫描可以由业内一般的 700mA 以上降低到 350~400mA。而在心脏采集模式上，各个公司不断研发新的采集功能，如智能化降低心脏采集间歇期的毫安值、采用断层移动方式扫描心脏等模式，相信随着技术不断的发 展，心脏的 CT 检查一定会越来越低辐射。

### 七、其他校正算法

除了上述提到的多排 CT(MDCT)算法外，MDCT 同样延续了单排 CT 的其他校正算法，主要包括射线硬化校正(BHC)、肩胛/骨盆校正(RASP)、运动校正等(图 1-15、图 1-16)。

总之，CT 的算法随着技术的不断发展，也在日臻完善。目前的 MDCT 算法已经可以保证在全身临床检查上展示清晰的形态学状态，并随着 CT 技术的持续发展，开始向功能学方面发展。

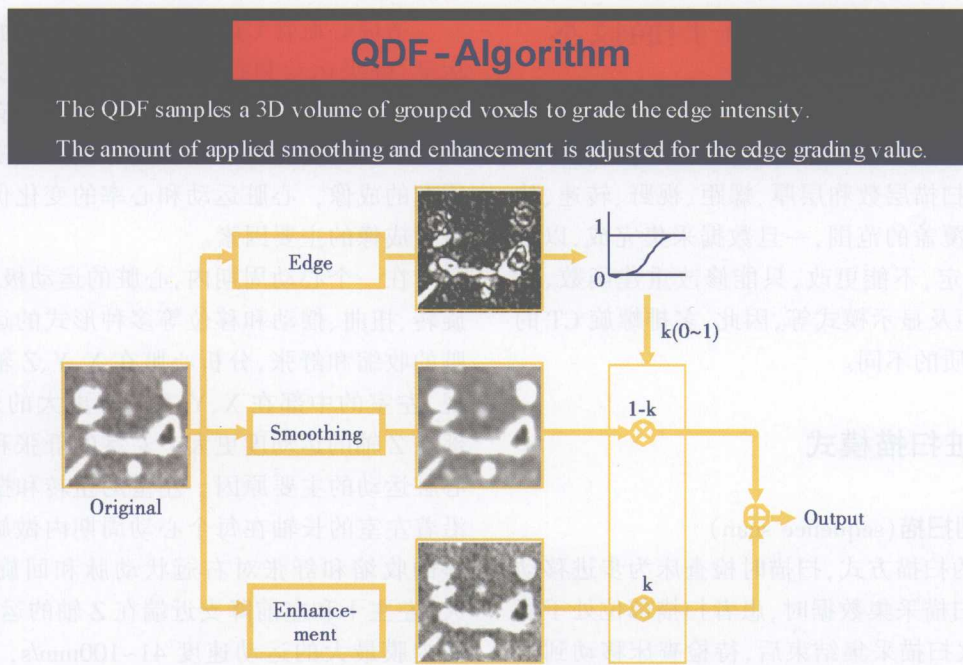


图 1-14 量子降噪技术原理示意图

在减低放射剂量的情况下，提高图像质量，且保持图像噪声的一致性

#### RASP/BOOST 3D algorithm

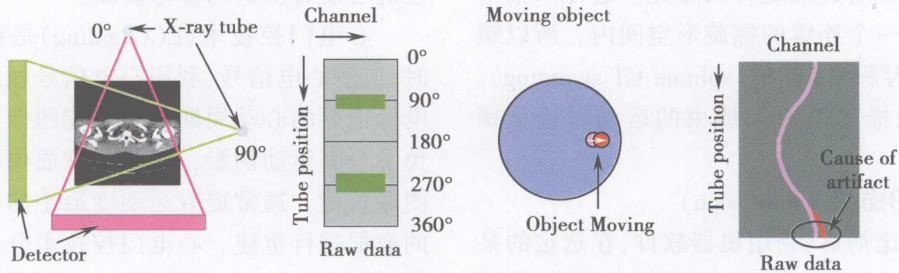


图 1-15 肩胛骨校正、运动校正示意图

通过这种技术，减少或消除肩胛骨引起的栅形伪影和肠蠕动伪影