医学影像与分子影像学

田 捷

中科院自动化所医学影像研究室

http://www.3dmed.net
http://www.mitk.net
Email：tian@doctor.com

2004年9月

看不见的时代

看不见 ⟹ 看见

传统看病：

望、闻、问、切（以定性为主）

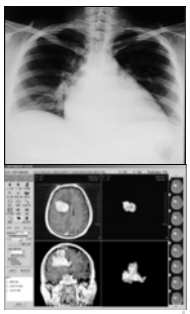
华佗的故事

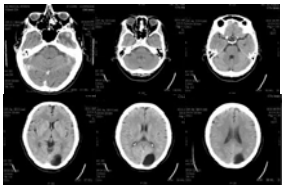
看不见的时代

19--20世纪

看到病变

- 结构成像
  - X-ray
  - CT 成像
  - 影像处理与分析系统

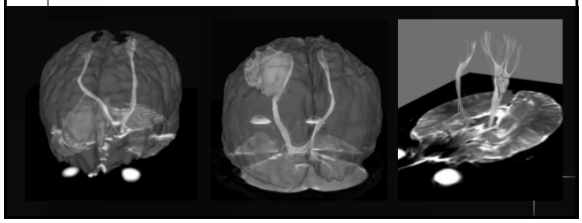




20世纪90年代

看到功能

- 功能成像
  - fMRI 功能核磁共振成像
  - PET正电子断层成像
  - SPECT单光子发射断层成像

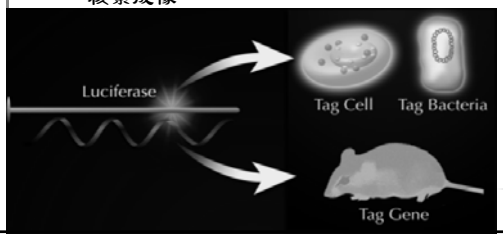


21世纪以来

看到细胞、分子水平的变化

- 分子成像
  - 光学成像
  - 核磁共振成像
  - 核素成像

实时、在体



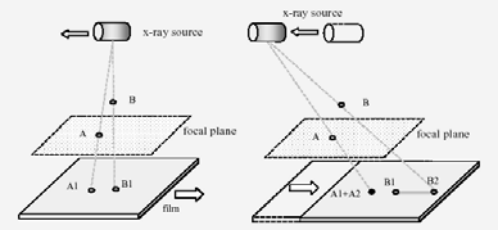
第一部分：X射线计算机断层扫描成像（CT）的原理与进展

X射线计算机断层扫描成像（CT）的原理与进展

- 计算机断层扫描成像（CT）基础
- 图像伪影和修正
- CT技术的最新进展
- CT应用的最新进展

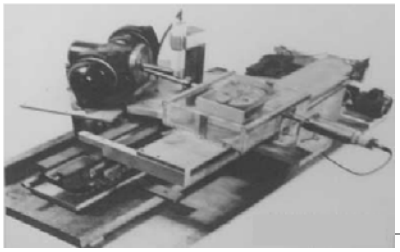
第一次尝试

- 1921年，Bocage 进行了断层扫描成像的第一次实验。



计算机断层扫描成像

- 1967年, EMI的中央研究实验室的Godfrey N. Housfield 进行了一个CT实验。



第一台临床CT扫描器

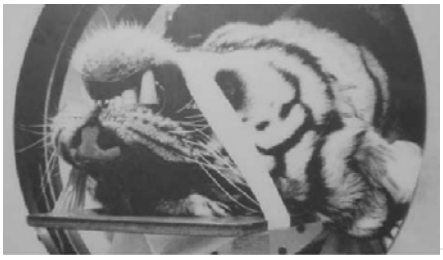
- 1971年9月，Atkinson-Morley医院安装了第一台临床CT扫描器

现代CT扫描仪

- 在过去的三十多年中，CT技术经历了巨大的发展。

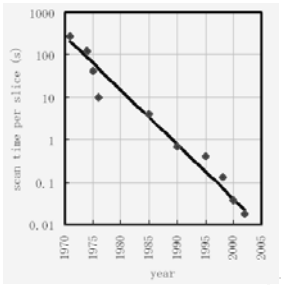
CT的效用

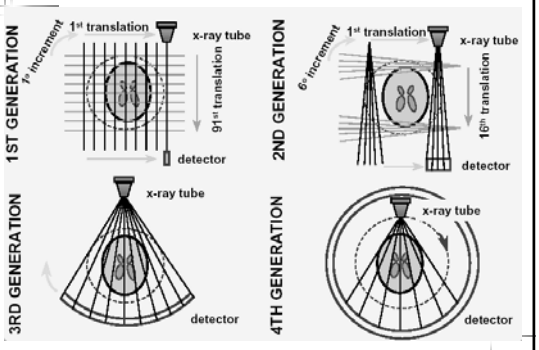
- CT的应用不局限于人类。



数据获取的加速

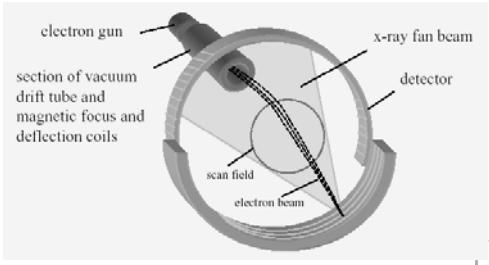
- 对连续体覆盖的扫描时间/层减少到三十多年前的15000分之一。
- 扫描时间/层每年减少1.36。数据获取速度每2.2年翻一番！





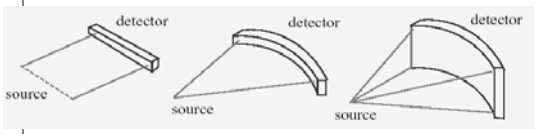
电子束扫描仪

- 电子束扫描仪在1980年到1984年之间产生，应用于心脏。



采样几何学

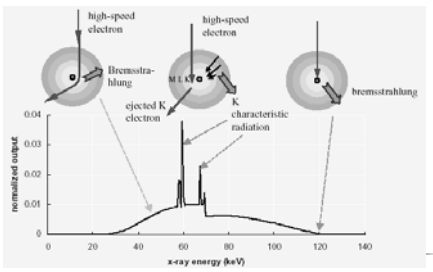
- CT扫描仪的采样几何学可描述为以下三种构造。
- 我们将讨论范围限制在平行采样几何学。



平行束　　扇形束　　锥形束

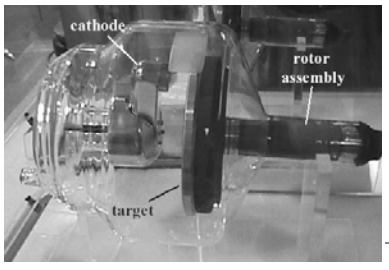
X射线产生

- 当高速电子轰击物质时产生X射线光子。



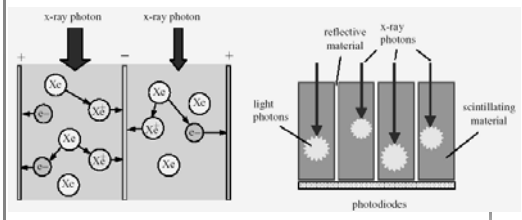
X射线管

- 早期的X射线管采用玻璃构造，新的设计采用金属结构。



X射线探测器

- 大多数CT扫描仪采用氙气探测器或者固态探测器



氙气　　固态

CT数据测量

- 理想情况下，X射线强度遵守指数衰减定律。

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x}$$

$$I = I_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} \ldots e^{-\mu_n \Delta x} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \cdots + \mu_n)\Delta x} \rightarrow I_0 e^{-\int \mu(x)dx}$$

$$P = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(x)\,dx$$

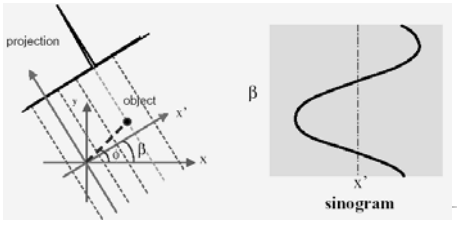
理想投影

- 测量到的数据并非衰减系数的线积分。
  - 射束硬化
  - 散射
  - 探测器和数据获取非线性
  - 非聚焦辐射
  - 患者的运动
  - 其他
- 测量到的数据必须在断层扫描成像重建之前校准，以获得去伪影的图像。

点的轨迹

- 对于平行几何学，点(r, φ)在旋转坐标系统中的轨迹为

$$x' = r \cdot \cos(\varphi - \beta)$$



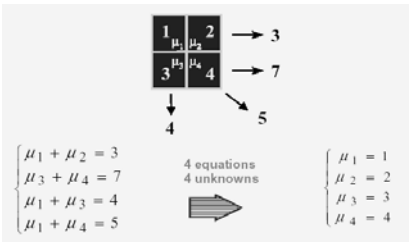
正弦函数图

- 投影在2π视角上的图形成了一个正弦函数图

object cross-section　　sinogram

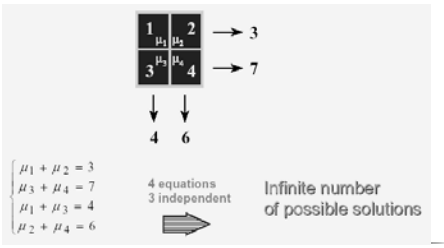
图像重建

- 图像重建可被视为解一组联立方程的线代数问题



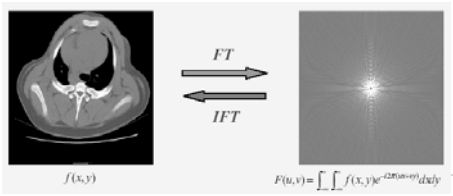
图像重建

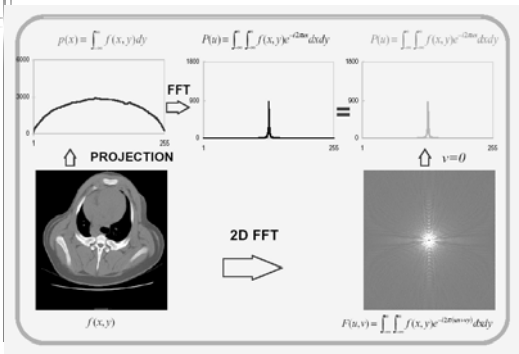
- 必须满足独立情况才有有效解。



图像重建

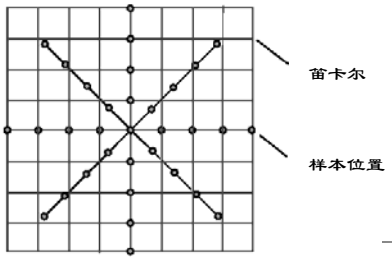
- 在大多数商业CT扫描仪中，重建算法是基于傅立叶切片定理 （中心切片定理）。
- 定理基于一个二维函数与其傅立叶变换的一一对应。





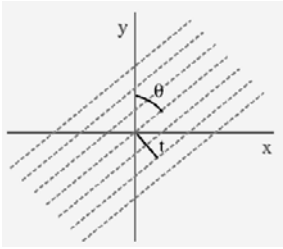
实现问题

- 对于采样模式，傅立叶切片定理的直接实现是困难的。



滤波反投影

- 对于平行几何学，投影采样可由投影角 θ 和距离t唯一确定。



滤波反投影

- 滤波反投影公式可由以下得出。任何图像函数f(x,y) 可通过傅立叶反变换由其傅立叶变换F(u,v)得到：

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} F(u,v)e^{j2\pi(ux+vy)}dudv$$

滤波反投影

- 在极坐标系统(w,q)中表示方程，利用对称性，$F(\omega,\theta+\pi)=F(-\omega,\theta)$:

$$f(x,y)=\int_0^{\pi}\int_{-\infty}^{\infty}F(\omega,\theta)|\omega|e^{j2\pi\omega t}d\omega d\theta$$

利用傅立叶切片定理

$$f(x,y)=\int_0^{\pi}\left[\int_{-\infty}^{\infty}P_\theta(u)|\omega|e^{j2\pi\omega t}d\omega\right]d\theta$$

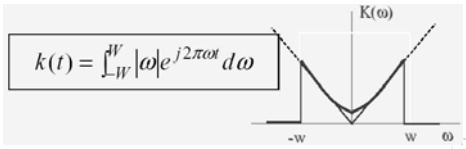
实现

- 所指定的滤波器核不存在。

$$k(t)=\int_{-\infty}^{\infty}|\omega|e^{j2\pi\omega t}d\omega$$

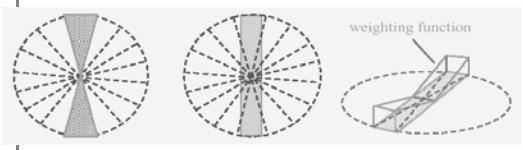
滤波器需要带宽限制：

$$k(t)=\int_{-W}^{W}|\omega|e^{j2\pi\omega t}d\omega$$



滤波反投影

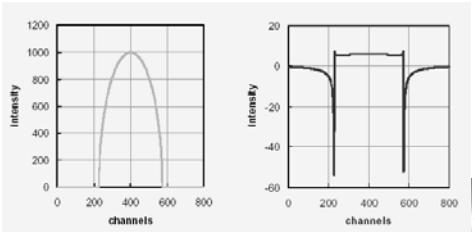
- 滤波反投影利用加权函数来近似理想情况。



来自一个投影的理想频率数据　来自一个投影的真实频率数据　用于近似的加权方程

滤波器特性

- 滤波器使投影的高频分量比低频分量重。它起到边缘增强的作用。



滤波

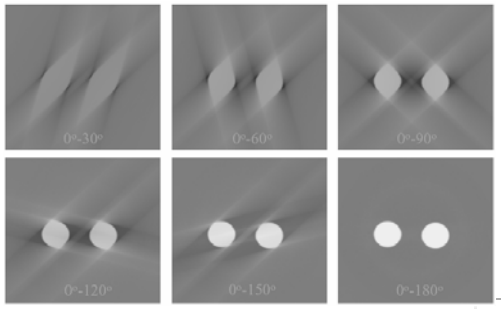
- 考虑重建两个杆的投影图像的例子。

物体　原始正弦图　滤波后的正弦图

反投影

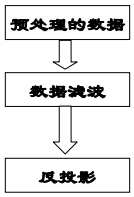
- 反投影是通过用滤波后的样本画出整个射线路径的强度来实现的。

反投影



滤波反投影

- 滤波反投影过程可描述为以下流程图。

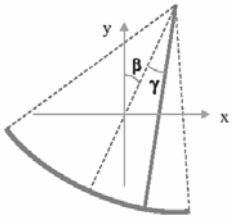


将数据同斜坡滤波器卷积以达到“去模糊”。

对图像的象素，把所有角度上的滤波投影求和。

等角扇形束重建

- 当同样大小的探测器单元沿着中心为X射线焦点的弧排列时，等角采样就形成了。
- 扇形束的每一条射线可由 β 和 γ 确定。
- 重建公式可由用 (t, θ) 坐标确定 (γ, β) 坐标上的每个样本来得到。



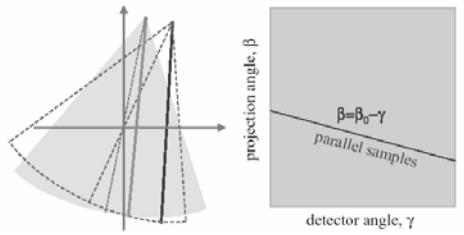
等角扇形束重建

$$f(x,y)=\int_0^{2\pi} L^{-2}\,d\beta \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} p(\gamma,\beta)h(\gamma'-\gamma)D\cos\gamma\,d\gamma$$

- 投影乘以探测器角的余弦值。
- 在反投影过程中，滤波后的样本随着到光源的距离的增长而增长。

扇形束重建

- 另一种选择，扇形束数据可转化为一组平行采样。平行重建算法可用来作图像重建。



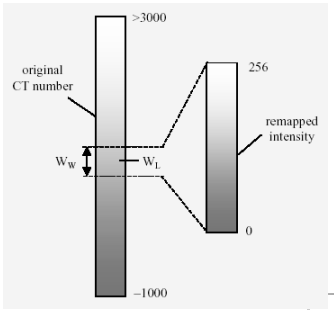
CT值的定义

- 传统X射线CT的一个重要优点是其低对比度检测能力（百分比的一部分）。
- 软组织的衰减系数与水类似。
- CT 图像由物体的线性衰减系数的重新映射尺度，称作CT值，来表示。

$$CT\_Number=\frac{\mu-\mu_{water}}{\mu_{water}}\times 1000$$

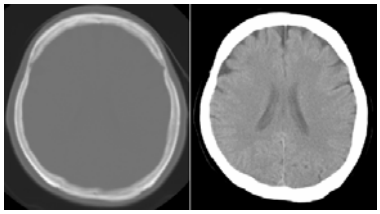
显示窗宽和窗位

- 大多数显示设备有任一8比特的动态范围。
- 典型的重建图像为16bit (溢出30000静态值)。
- 显示窗宽和窗位（Window Width & Window Level)用于把小范围强度映射到显示设备中。



显示窗宽和窗位

- 对相同的重建图像，选择不同窗宽和窗位，看上去会有明显差别。



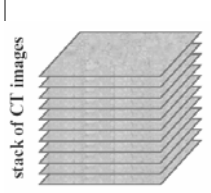
WW=2700 HU　　WW=100 HU, WL=20 HU

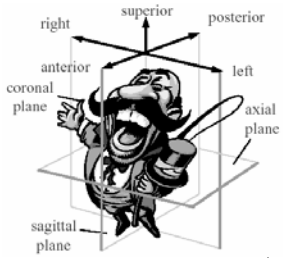
图像重组

- 随着螺旋CT和多切片CT的推广和应用，每次检查可用图像数量得到爆炸性的增长。
- 先进的图像显示技术为减少数据信息量及更好的显示数据提供了可能。
- 这些显示技术包括：MPR，表面阴影显示(shaded surface display)， MIP和体绘制(volume rendering)。

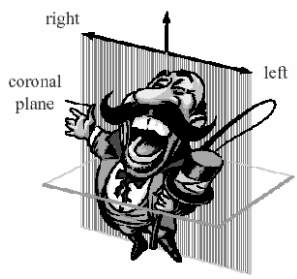
MPR

- 多平面重组从一堆轴图像产生了冠平面，矢平面和斜平面。

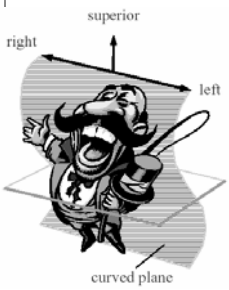




MPR
冠平面



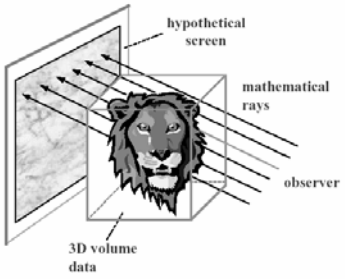
MPR
曲平面



- MPR平面不需要是平的。这个性质对血管或骨结构的显示有用。

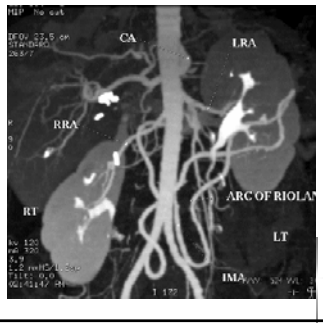
最大强度投影（MIP）

- 投影强度等于光线所经路径的最大象素强度



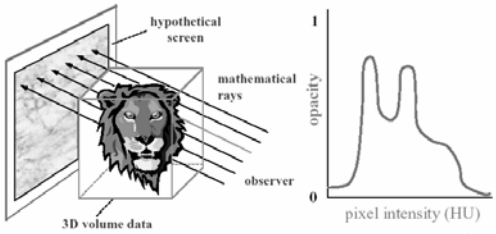
最大强度投影（MIP）

- MIP 提供了更好的对比度和血管结构的可视化效果



体绘制

- 投影强度为基于不透明性函数的各个象素强度的加权和

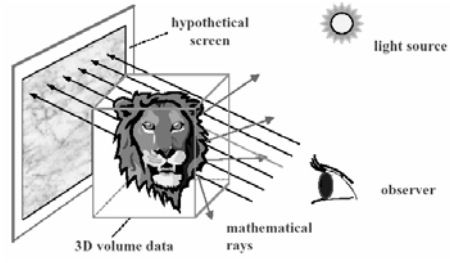


体绘制

- 体绘制对于结构间的相会关系有更好的显示效果

表面阴影显示

- 投影的强度等于物体表面反射光的强度



表面阴影显示

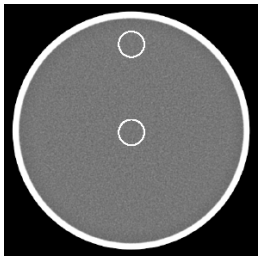
- 表面阴影显示法提供了更多的物体表面几何信息

主要性能参数

- X射线断层成像有很多重要的参数
- 这些参数包括：
  - CT 值精度
  - 空间分辨率
  - 低对比度检测能力
  - 时间分辨率
  - 噪声
  - 剂量

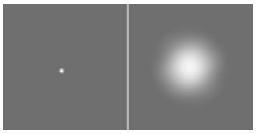
CT值精度

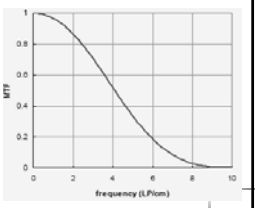
- 根据定义，水的CT值为0，空气的CT值为-1000
- 另外， CT 值在整个FOV中应该相同。



空间分辨率

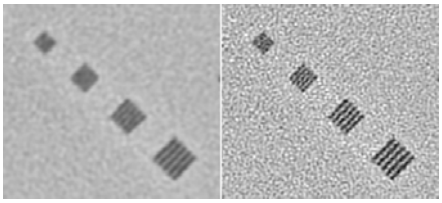
- MTF原始定义为系统PSF的傅立叶变换
- 下图是对重建的细金属线图像进行二维傅立叶变换得到结果，函数的幅度值代表MTF





重建内核的影响

- 通过调整截断频率和重建内核的窗函数，空间分辨率可以得到改观



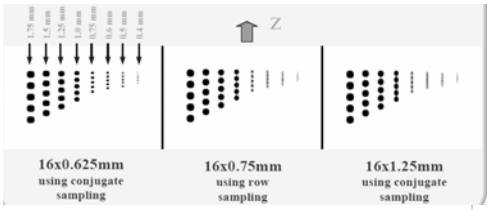
standard bone

为什么z轴分辨率很重要

- 在当今的临床应用中，医生看到的图像是3D图像，而不是2D图像
- 图像被重组后显示(volume rendered, or MIP)
- 各向同性的分辨率很重要
- 多切片CT使医生不用被迫去权衡SSP vs. coverage.

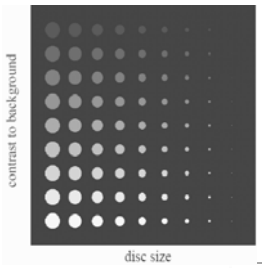
Z轴空间分辨率

- 下图是对AAPM resolution insert一个扫描，重组的图像用来研究Z轴分辨率



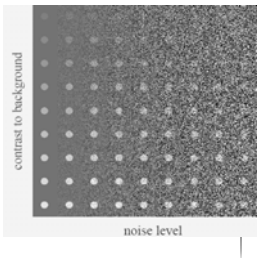
低对比度分辨率

- 一个物体的可见度由物体的大小及物体和背景的对比度来决定



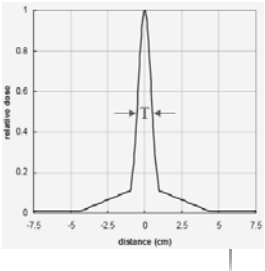
低对比度分辨率

- 物体的可见度同时也依赖于图像的噪声水平



剂量测量

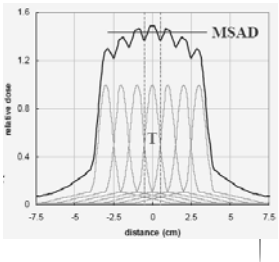
- 对step-and-shoot，所有的放射剂量都集中在一个窄带T中
- 由于光线的分叉，散射及光束半影，X射线的剂量应包括主光束及其以外的区域



剂量测量

- 为说明多切片尾部的贡献，多切片平均剂量(MSAD) 定义为：

$$MSAD = \frac{1}{I}\int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z)dz$$



影响剂量的因素

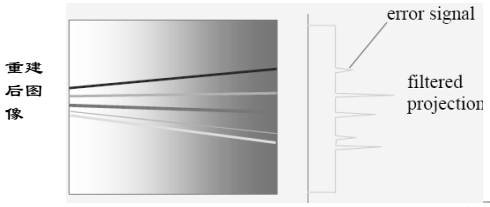
- 扫描模式：
  - 全扫描
  - 半扫描
- 光束质量
  - Flat 滤波（Al, Cu, etc.）
  - Bowtie滤波
- 扫描技术
  - X射线管的电流和电压
  - 扫描时间，
  - 光束暗影-半影率
  - 射线管电流调制

图像伪影

- 重建图像与真实图像任何的不一致都可定义为图像伪影
- 我们主要讨论在医学应用中，一些比较显著的伪影
- 在典型的CT系统中，为得到一幅图像需要将近10的6次方独立的测量，所以CT对伪影很敏感

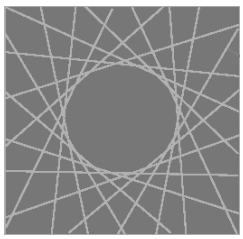
伪影形状－拖尾伪影

- 当较少信道在一些投影中明显偏离真实信号，拖尾伪影就会出现。



伪影形状—翅膀伪影

- 当一个信道的信号偏离真是信号一个角度，翅膀伪影就会出现

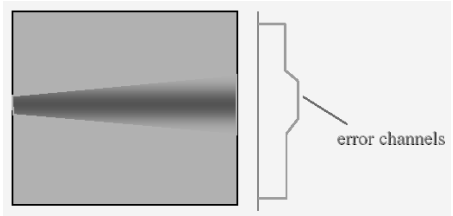


错误信道的反投影

重建后图像

伪影形状—暗影

- 对多个投影，当一组相邻信号逐渐偏离真实信号时，暗影会产生



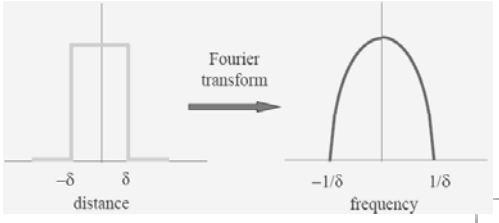
重建后图像

概要

- 系统伪影
  - 混叠，局部容积，散射，噪声条纹
- X射线管感应伪影
  - 非聚焦辐射，发射管电弧，转子震动
- 探测器相关伪影
  - 偏移/非线性/辐射损坏，主速度余辉
- 病人人为伪影
  - 运动，射束硬化，金属，截断投影

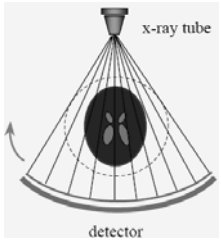
重叠伪影

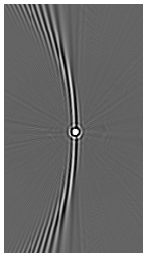
- Shannon采样理论表明，只有在采样频率在信号最高频率的2倍以上，信号才不会重叠



重叠伪影

- 第三代CT不容易达到采样定理要求，从而产生混叠伪影

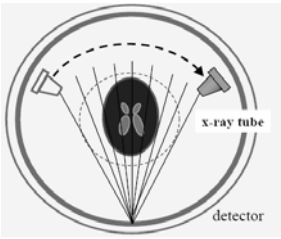




一根金属线的重建图像

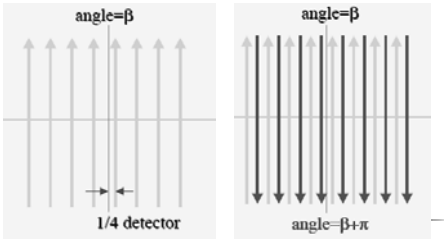
第四代CT扫描器

- 为克服混叠伪影，第四代CT扫描器的概念被提出来



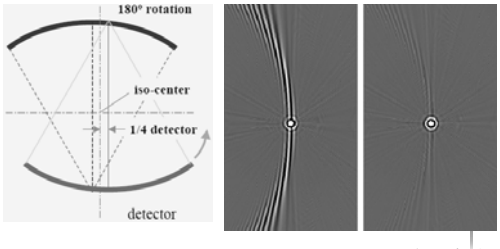
探测器四分之一偏移

- 通过探测器四分之一偏移，采样密度将得到提高



探测器四分之一偏移

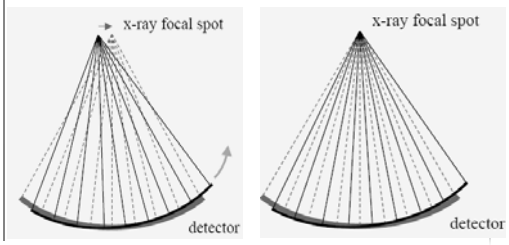
- 同样的概念可以应用的扇形束上。



原始　　四分之一偏移

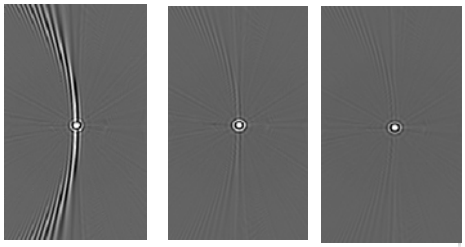
聚焦点震动

- 双采样可以通过偏转X射线焦点而获得



图像质量对比

- 下面是用图像质量对比的计算机仿真结果



原始　　四分之一偏移　　焦点震动

视角混叠伪影

- 同投影混叠一样，视角重叠也是由于没有满足采样定理而导致。

对平行束：

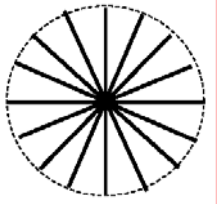
$$N_{\min} = 2\pi R v_M$$

最大可分辨的空间频率

对扇形束：

$$N_{\min} = \frac{4\pi R v_M}{1-\sin\left(\frac{\psi}{2}\right)}$$

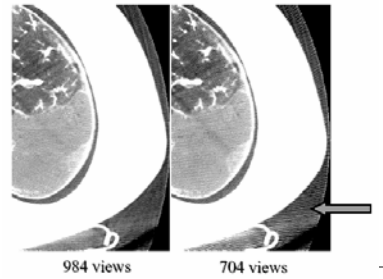
最大扇形角



等射线的采样模式

视角混叠伪影

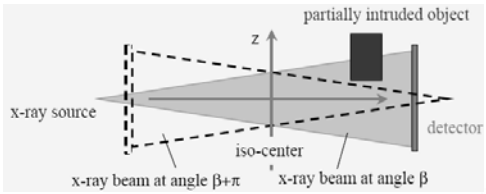
- 当视角数减少时，可观测到视角混叠伪影



984 views　　704 views

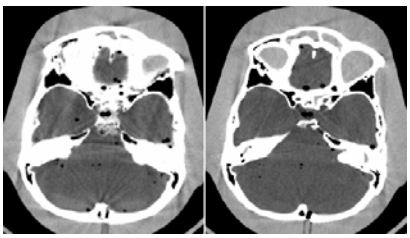
局部容积效应

- 当被扫描物体小于层厚时将导致局部容积效应
- 局部容积效应一般是依赖于投影角的



局部容积效应

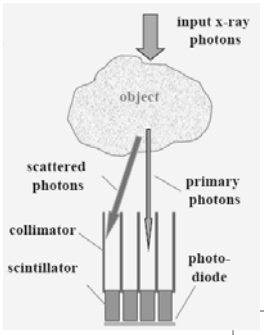
- 减少局部容积效应最好的办法就是使用更薄的切片



7mm 孔径　　1mm 孔径

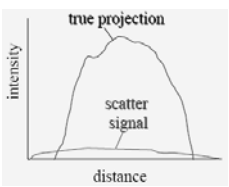
散射

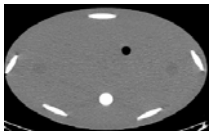
- 穿透物体的X射线的光子很大一部分都是散射光子
- 散射光子一般都偏离它的原路径
- 病人后边瞄准仪可以有效的防止散射
- 只有很少的一部分散射的光子可以到达探测器



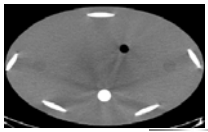
散射的影响

- 散射导致实际信号产生一个低频偏移
- 低频偏移会使图像产生暗影





原始



散射后

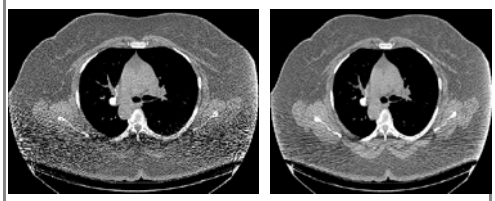
光子饥饿

- 信号水平低时，投影中的噪声不再由光子决定
- 卷积滤波将会放大噪声，从而导致条纹伪影

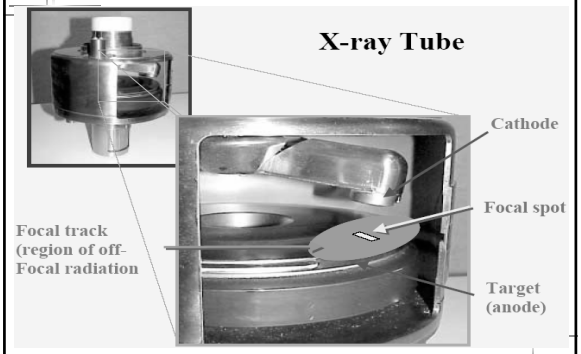
患者扫描案例

减少伪影

- 校正算法可以自适应的滤除具有低光子数通道的噪声

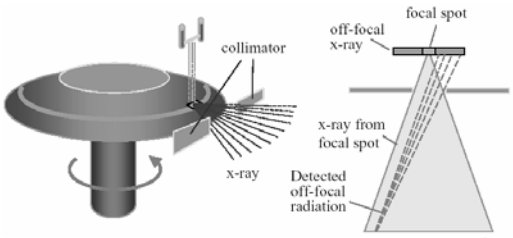


原始图像　　自适应滤波后的图像



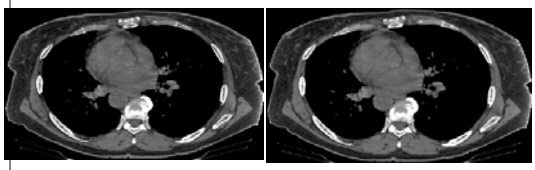
非聚焦辐射—补偿

- 可以通过在X射线聚焦点放置瞄准仪来最大程度降低非聚焦辐射影响



非聚焦辐射的算法校正

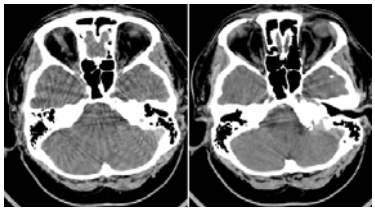
- 非聚焦辐射也可以通过算法来校正



未经校正的图像　　经过校正的图像

射线管转子震动

- X射线管以10,000 RPM的速度高速旋转。
- 高速旋转再加上高温，X射线管会有显著的磨损和疲劳现象



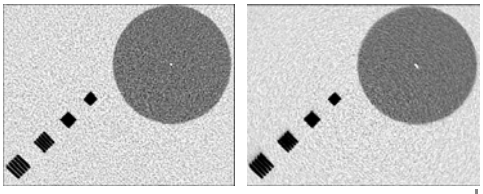
转子震动　　没有转子震动

主速度和余辉

- 大多数固态探测器检测值不会在射线结束后立即变为零
- 主速度（最快衰减）主要由检测剂材料的自然属性决定
- 余辉（较慢的衰减)主要与材料中的杂质有关
- 探测器的主速度和余辉可以通过采用稀有材料添加剂来提高

慢速衰退的影响

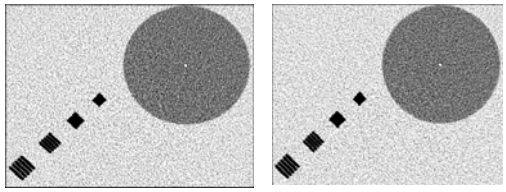
- 可能降低图像分辨率
- 可能产生图像伪影



1.0s扫描　　0.5s扫描

实验结果

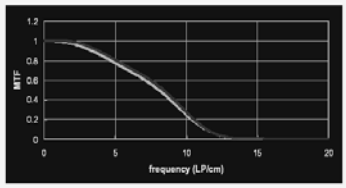
- 没有分辨率降低或伪影产生



1.0s扫描　　0.5s扫描

MTF 测量

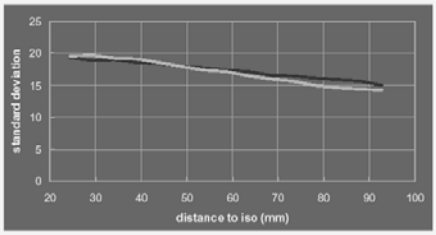
- 定量分析空间分辨率



	4.0s	0.5s
50% MTF (LP/cm)	8.06	8.40
10% MTF (LP/cm)	11.38	11.45

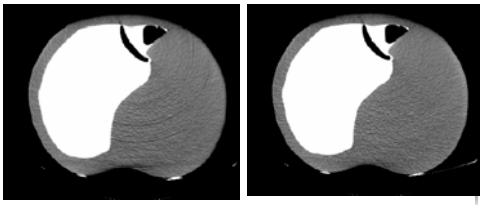
噪声对比

- 下图是在水模型上测量得到的标准差



余辉的影响

- 不一致的余辉能够在图像上造成环状物和阴影
- 余辉可以用软件来修正



原始　　修正后

患者的运动

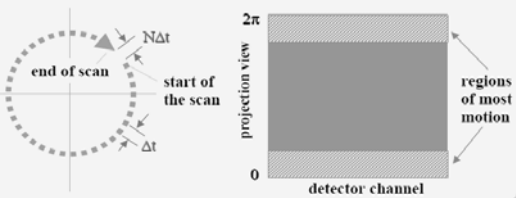
- 患者的运动在投影数据装置上造成不一致
- 患者的运动能够造成排状阴影伪影

运动伪影

患者扫描案例

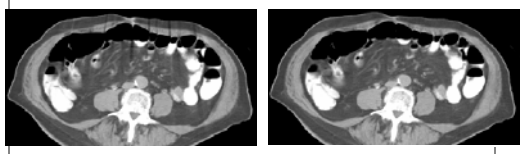
患者运动校正

- 大多数的不一致发生在一次扫描的开始和结束时
- 患者运动产生的不一致影响可以通过抑制最差区域的投影数据来减小



患者运动校正

- 患者运动造成的伪影可以通过在重建之前对投影数据进行加权来减小
- 加权函数必须是连续可微的



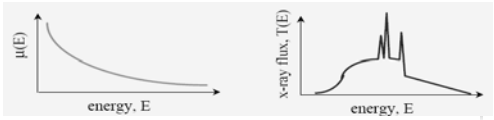
校正前　　校正后

射束硬化

- 衰减系数,u(E),依赖于输入的X射线的能量。对于所有商用CT扫描器来说，X射线是由X射线管产生的,T(E),它是多能级的。

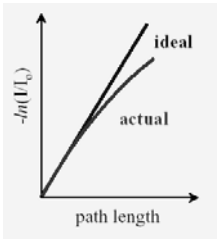
$$I = \int T(E) e^{-\int \mu(s,E)ds} dE$$

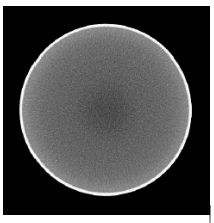
- 测量得到的投影值并不代表u的线积分



水的射束硬化

- 如果不作适当的补偿将会导致杯状伪影



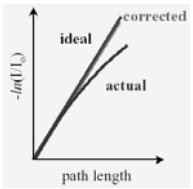


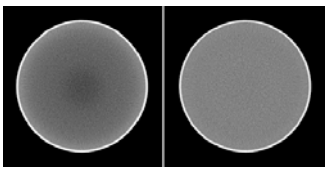
未修正

水的射束硬化

- 水的射束硬化可以通过投影的多项式展开法得到修正

$$p' = \sum_{n=1}^{N} \alpha_n p^n$$

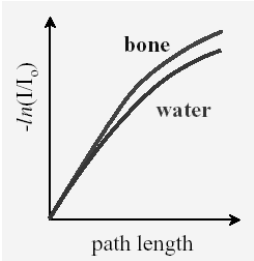


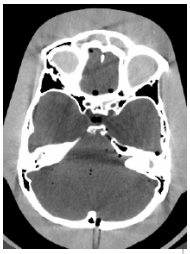


修正前　　修正后

骨骼的射束硬化

- 骨骼的衰减特性与软组织有极大的差别

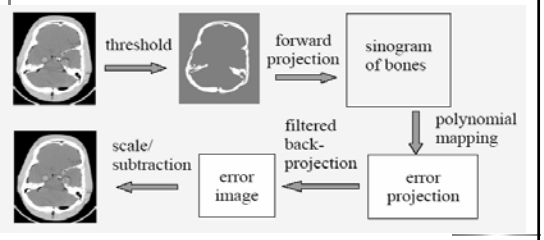




布氏硬度修正的水

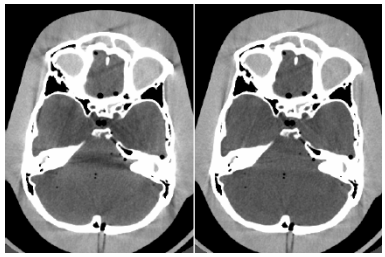
骨骼的射束硬化

- 软件修正方法可以用来减少骨骼造成的伪影



骨骼的射束硬化

- 软件修正方法可以用来减少骨骼造成的伪影



原始　　修正后

注意

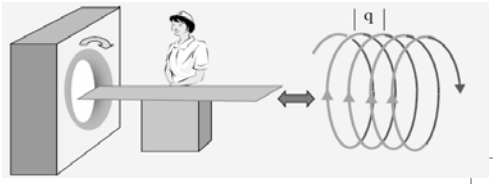
- CT的内在特性导致了图像的伪影
- 伪影可能是由于系统内部的元件故障，数据获取协议，固有的物理限制或扫描物体本身等因素的结果
- 我们讨论的仅仅是公共领域内伪影形成的原因和解决方法

螺旋式扫描

- 在螺旋式扫描过程中，随着扫描架的转动，患者匀速平移
- 螺距

$$h = \frac{q}{d}$$

扫描架行进一圈的距离
瞄准仪的孔径

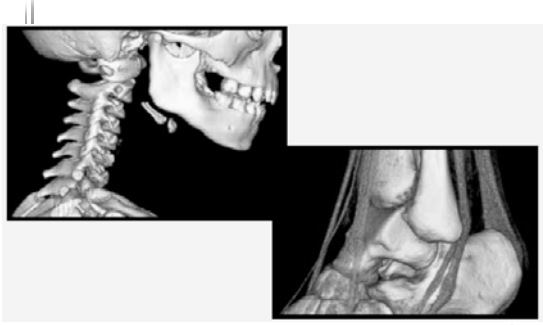


螺旋式扫描

优点

- 由于零扫描延迟时间能够得到更大的扫描体积
- 由于Z方向上一致的采样模式使得重建在任何位置进行
  - 更好的3D成像质量
  - 由于物体置于中心提高了对比度
- 提高了射线管的利用率
- 切片厚度对于重建算法来说可以调整

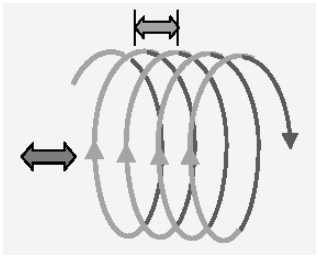
临床病例



螺旋式扫描

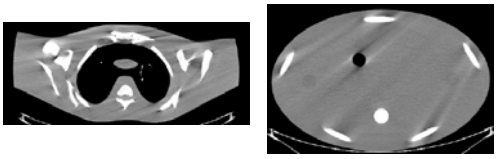
缺点

- 固有的投影不一致性



螺旋式扫描

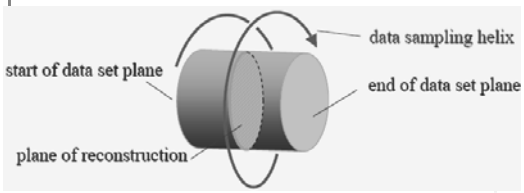
- 螺旋式CT的数据采集存在固有的不一致性，如果不作适当的处理将会造成伪影



未作校正的重建螺旋式扫描图像

螺旋式重建

- 重建的平面一般是在开始与结束之间的中间点
- 采用插值法来估计在重建平面内的投影



螺旋式重建

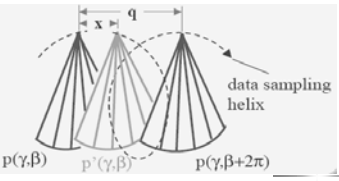
-360度插值

- 使用相隔360度的两个投影来估计重建平面的样本

$$p'(\gamma,\beta) = wp(\gamma,\beta) + (1-w)\,p(\gamma,\beta+2\pi)$$

where

$$w = \frac{q-x}{q}$$



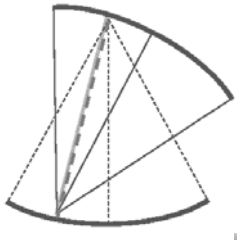
螺旋式重建

-180度插值

- 在扇形束中，每一条射线路径都要由两个共轭的样本来采样。样本的关系是：

$$\begin{cases}\gamma' = -\gamma \\ \beta' = \beta + \pi - 2\gamma\end{cases}$$

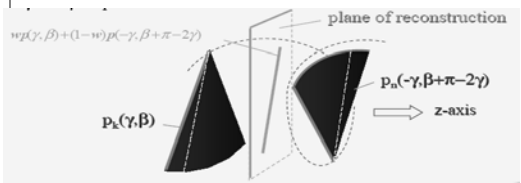
对于螺旋式扫描，由于台面的移动，这两个样本取自不同的Z周位置



螺旋式重建

-180度插值

- 线性内插用于估计重建平面内的投影样本
- 因为样本取自不同的视角，权重系数 γ 和 β 相互独立

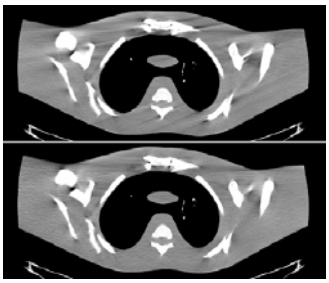


内插与加权

- 反投影过程基本上是一个求和操作
- 内插首先对样本加权，然后再将加权的样本相加
- 如果我们在滤波操作之前对样本加权，求和的操作将由反投影过程自动完成

伪影抑制

- 螺旋式重建算法有效地抑制了螺旋伪影



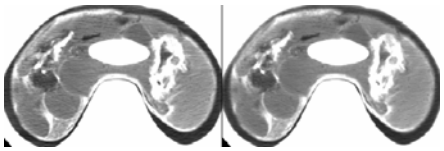
螺旋校正前

螺旋校正后

算法比较

切片敏感性剖面

- 因为基于180度的插值实现比基于360度插值更近的两点的内插，因此有更好的切片敏感性剖面
- 360度插值使用4π投影数据，因此具有更好的噪声属性



180度插值　　360度插值

螺旋式重建

投影加权

- 内插操作可以通过在滤波反投影之前加权投影来实现。反投影步骤累加各个方向得到的数据。

预处理的数据

⇩

数据与权值相乘

⇩

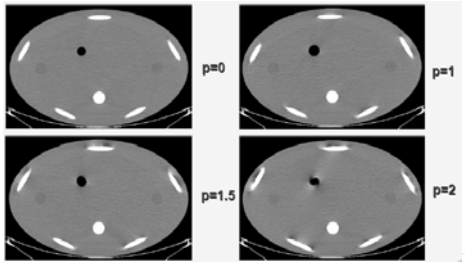
数据滤波

⇩

反投影

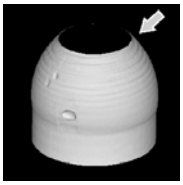
伪影特性

- 在单切片CT中，图像伪影随着螺距单调递增

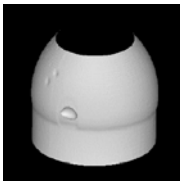


面绘制伪影

- 3D图像经常会增大那些在2D图像中看不到的伪影



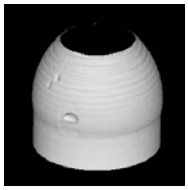
3D图像（螺旋扫描，1mm间距的5mm瞄准仪）



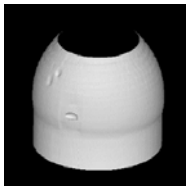
3D 图像（轴扫描，旋转起始角，1mm间距的5mm 瞄准仪）

伪影抑制

- 伪影可以通过在重建过程中改变加权函数来减小



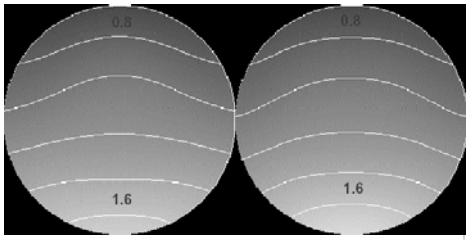
3D SSD 原始图像（阈值＝10％）



3D SSD图像（阈值＝10％）经过新的重建

不同质噪声

- 噪声率是扫描起始角的函数，也是空间位置的函数



HI　　HE

MIP伪影

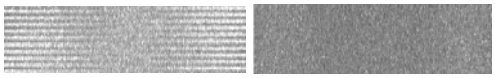
- 暗带和亮带如果没有适当校正，会导致MIP或体绘制图像

48” POLY PHANTOM

PATIENT

减少伪影

- 以噪声分析为基础，自适应滤波的方法可来源于抗伪影。

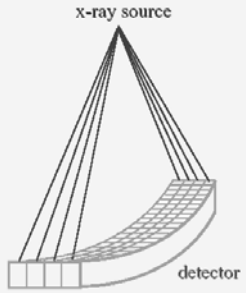


原始　　滤波后

原始　　滤波后

多切片CT

- 多切片CT有多探测器阵列
- 扫描架旋转一周，可以获得多层投影
- 与单层的配置类似，扫描可以采用移动-发射模式或螺旋模式
- 与单层扫描不同，多层扫描的层厚由探测器的孔径决定



多层螺旋式扫描的优点

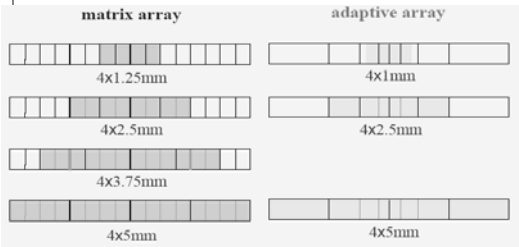
- 大的覆盖面积和更快的扫描速度
- 更好的对比度利用
- 更少的病人运动伪影
- 接近各向同性的空间分辨率

8-slice数据获取

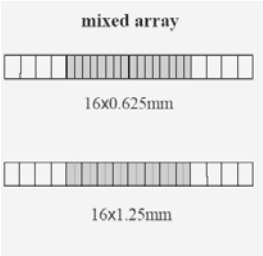
多层螺旋式扫描的优点

- 大的覆盖面积和更快的扫描速度
- 更好的对比度利用
- 更少的病人移动伪影
- 各向同性的空间分辨率

探测器的结构



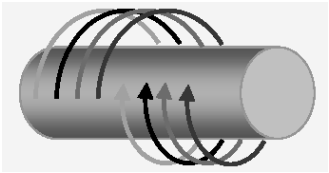
探测器的结构



- 为了提供亚毫米的切片厚度，中心的8个探测器单元进一步分成2个单元。
- 类似于4个或8个切片单元，临近的单元可以组合在一起形成一个单独的单元。

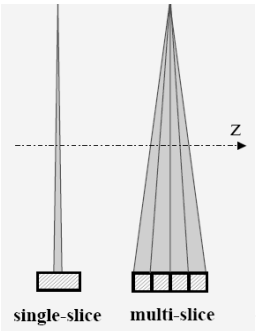
多切片螺旋

- 当以螺旋方式获取数据时，N（4或更多）个探测器阵列形成了N个交织的螺旋。
- 因为多个探测器阵列用于获取数据，所以数据的获取速度很高。
- 类似于单切片螺旋，投影数据有固有的不一致现象。



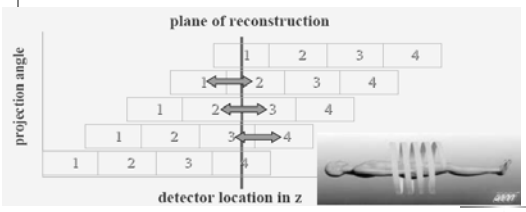
主要挑战

- 多切片螺旋重建的两个主要的挑战是螺旋插值和锥形束。
- 锥形束的挑战是因为从多探测器阵列采集来的投影彼此是不平行的。
- 对于市场上所有的多切片扫描器，锥形束的角度大约是1度。



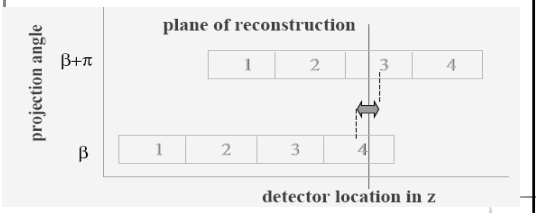
重建算法的影响

- 螺旋重建要求插值获得的投影数据，形成的投影是一致的。
- 使用行到行的插值或者共轭插值。

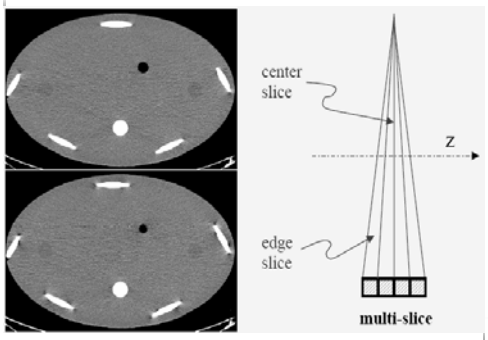


重建算法的影响

- 来自于共轭样本的投影样本用来在重建平面上插值投影。
- 总而言之，行到行的插值比共轭插值多产生30%更厚的FWHM。

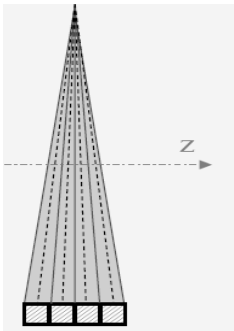


锥形束伪影



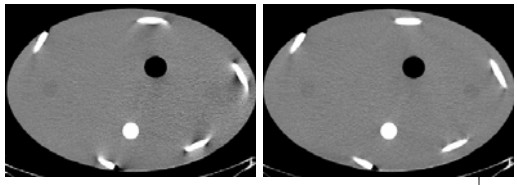
锥形束算法（1）

- 基于FDK的算法是最流行的锥形束重建算法之一。
- 基于FDK的算法使用投影加权与3D反投影混合，3D反投影遵循实际的锥形束采样几何学。



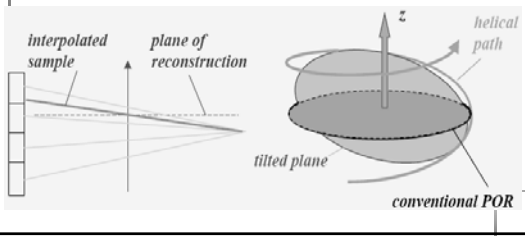
示例

- FDK算法可以与不同的加权函数混合，在不同的性能参数的条件下来优化性能。



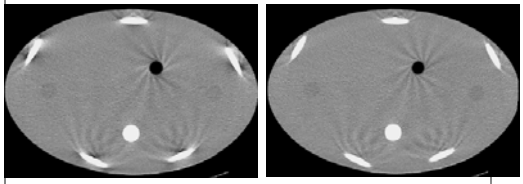
锥形束算法（2）

- 对于高螺距多切片螺旋扫描，插值的样本和重建平面仅仅在等中心处重叠。
- 为了克服这个矛盾，定义了倾斜的平面作为重建平面。



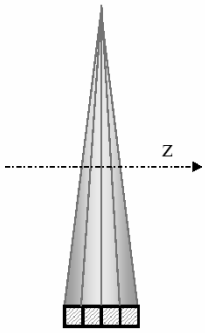
示例

- 使用SAME加权函数时，具有倾斜平面的重建将会得到比传统的具有2D反投影重建更好的图像质量。



锥形束算法（3）

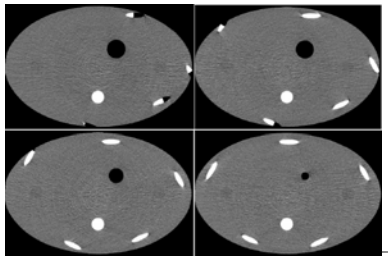
- 在螺旋方式下，每一条射线被不同的探测器阵列采样多次。
- 从不同的探测器阵列上采到的采样值可以不同对待。
- 最终的结果是几个加权函数卷积的结果。



多切片

示例

- 26:1螺旋螺距，16x0.625mm下获得，标准内核下重建



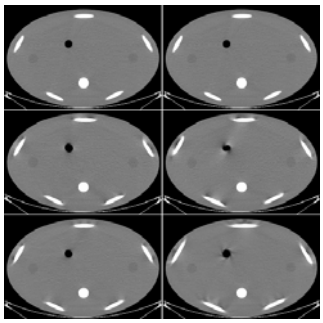
ww=400, wl=-50

单列与四列

非螺旋方式

单列 1.5:1 螺距

四列 3:1 螺距



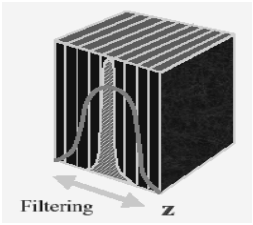
非螺旋方式

单列 2:1 螺距

四列 6:1 螺距

算法引起的切片厚度的变化

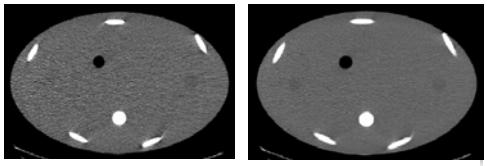
- 通过修正重建过程,切片的厚度可以被选择。
- 通过在Z方向上的低通滤波，切片灵敏度曲线可以被拓宽到任何想要的形状和厚度。
- 从图像的伪影观点来看，由较薄的切片孔径生成的图像更好



示例

- Z滤波可以被应用在投影或者图像范围内。
- 一般的，Z平滑提供了伪影抑制的的能力。

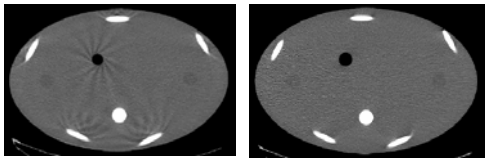
16x0.625mm的探测器孔径，1.75:1的螺旋螺距



FWHM=0.625mm　　FWHM=2.5mm

厚层扫描对厚层重建

- 从伪影的观点来看，通过扫描薄的切片来重建厚的切片，比扫描厚的切片要好得多。



2.5mm 从8x2.5mm, 1.675:1 的螺旋螺距

2.5mm 从16x0.625mm,1.75:1 的螺旋螺距

CT应用的最新进展

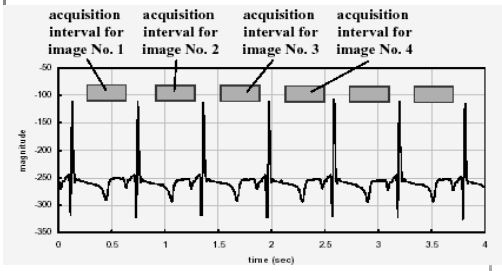
- 心脏成像方面
- 荧光成像方面
- 灌注成像方面
- 身体检查方面

心脏的CT成像

- 两个关键的因素有利于近年来心脏成像方面的应用：
  - 更快的速度(0.5s甚至更快)
  - 多切片CT的问世
- 心脏成像方面的两个应用
  - 钙化检查
  - 冠状动脉成像
- 心脏CT的关键的性能参数之一是降低或者消除运动伪影

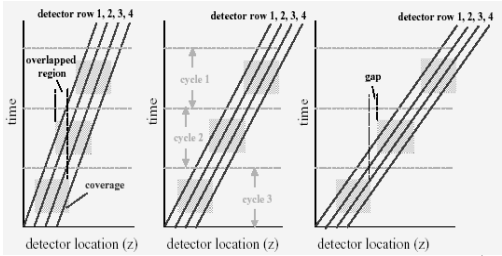
单周期门控心脏扫描

- 用于重建的投影数据是基于EKG信号来选择的，这样就减少了运动伪影。



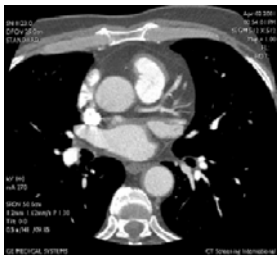
螺旋螺距的选择

- 螺旋螺距的不正确选择会导致在需要的范围内有重叠区域或者产生间隙



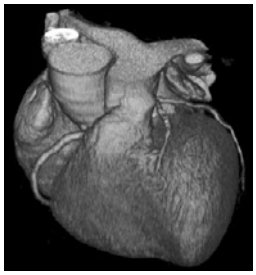
半周扫描重建

- 对于相对较慢的心律来说，单扇形面重建有令人满意的结果



螺旋螺距的选择

- 体绘制也被用于图像的显示



图像伪影－运动

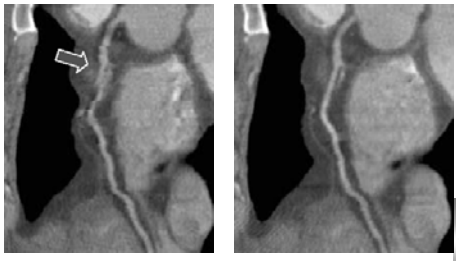
- 非最优化的门控会导致心脏运动伪影的产生

图像伪影－高密度物体

- 金属或者高密度的物体，例如起搏器的铅金属，能造成严重的图像伪影

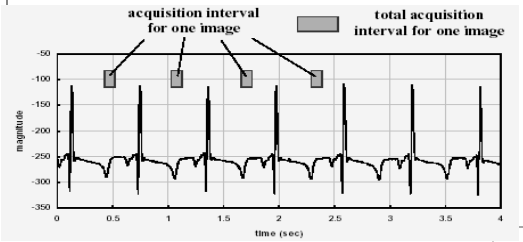
图像伪影－相位错位

- 门控的不一致在重定格式以后的图像中产生了伪影



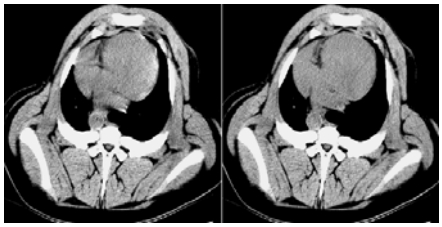
多周期门控心脏扫描

- 用于重建的投影数据是基于EKG信号选择的，来减少运动伪影



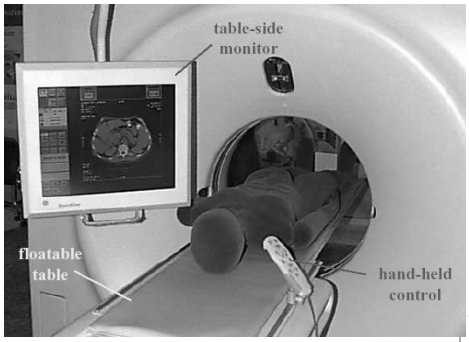
性能比较

- 运动伪影通过利用多周期门控的方法得到了很大的降低



单周期门限　　四周期门限

荧光CT设备



体显示

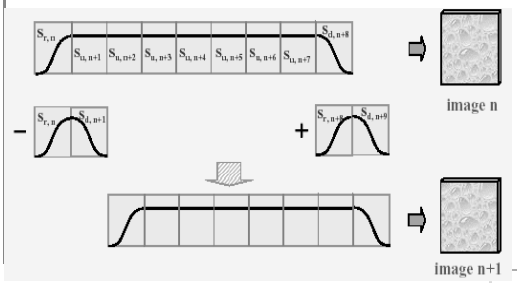
- 由于多切片扫描器的引进，荧光图像的体显示成为可能

图像重建

- 荧光CT需要图像被实时的重建和显示，以便于及时的反馈给施行手术者。
- 当前基于常规算法的重建水平能够达到每幅图像0.5s 。
- 专用的重建算法能够在重建速度上得到显著提高。

快速图像重建

- 关键性能参数之一是图像重建速度



快速图像重建

- 一个权函数的例子：

$$w(\beta)=\begin{cases}3\left(\frac{\beta}{\beta_0}\right)^2-2\left(\frac{\beta}{\beta_0}\right)^3, & 0\le\beta<\beta_0\\ 1, & \beta_0\le\beta<2\pi\\ 3\left(\frac{2\pi+\beta_0-\beta}{\beta_0}\right)^2-2\left(\frac{2\pi+\beta_0-\beta}{\beta_0}\right)^3, & 2\pi\le\beta\le2\pi+\beta_0\end{cases}$$

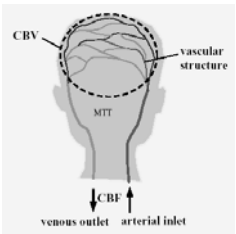
- 从图像 I_n 产生图像 I_{n+1} 描述为：

$$I_{n+1}=I_n-S_{r,n}-S_{d,n+1}+S_{r,n+8}+S_{d,n+9}$$

- $S_{r,n}$ 和 $S_{d,n}$ 是由上升和下降的权函数产生。

CT灌注成像

- 血流给大脑提供氧气和营养物质。
- 在不同的血流量级别下，基本的脑功能会被中断。



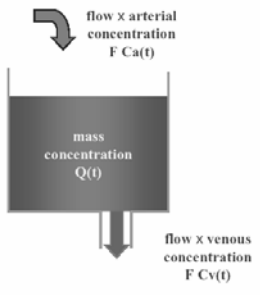
灌注成像

- 人脑是一个复杂的自调节系统。
- 仅仅通过测量脑血流（CBF）不足以评估大脑组织的功能。
- 脑血容量是在大血管，动脉，细动脉，毛细血管，小静脉和窦中的总的血流量。
- 平均通过时间(MTT)被定义为血液从动脉进口到静脉出口所需要的平均时间：

$$CBV = CBF \times MTT$$

- 测量CBV,CBF和MTT的算法可以分为两类：基于直接测量和基于反卷积的。

直接测量方法



- 这些方法基于Fick定理。
- 基于造影剂守恒原理，在一种组织中的造影剂储存量由于输入量和输出量不同而不同。

Fick定理（基于直接测量的方法）

- 动脉显影剂的浓度为 $C_a(t)$，脑血流量为F，则显影剂的输入量为 $C_a(t)F$ 。
- 由于显影剂的守恒原理，显影剂的累积速率q(t)是在容器中总容量Q(t)的微分：

$$q(t)=\frac{dQ(t)}{dt}=F[C_a(t)-C_v(t)]$$
$$Q(t)=F\left[\int C_a(t)dt-\int C_v(t)dt\right]$$

$C_a(t)$ 和Q(t)的时间密度曲线(TDC)可以在动脉和整个容器中测量。

Fick定理（基于直接测量的方法）

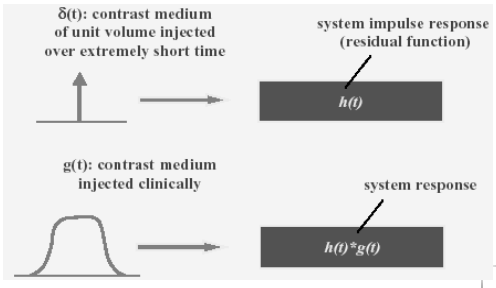
- 如果我们忽略静脉输出流量，血流量能被近似为：

$$F=\frac{Q(t)}{C_a(t)}$$

- 为了减少由于忽略静脉的流量而引起的低估，我们需要降低总的显影剂的容量或者增加注射率。
- 减少显影剂量会导致差的时间密度曲线的信噪比。
- 增加注射率增加了对病人安全性的考虑。

反卷积方法

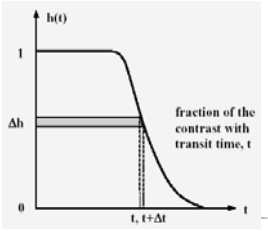
- 反卷积方法把组织灌注看成一个线性系统



残留脉冲函数

- 残留函数h(t)，表示单位容积的动脉团注显影剂在极短的时间内的组织时间密度曲线。
- 在残留脉冲函数下的面积代表了平均传输时间：

$$MTT=\int_0^t tdh$$



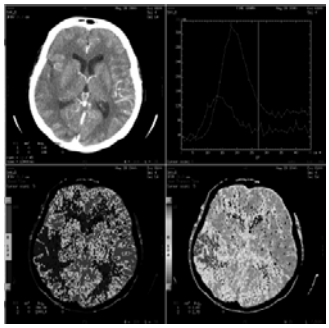
线性系统方法

- 残留脉冲函数在临床上不能直接测量。
- 基于线性系统理论，我们可以得到：

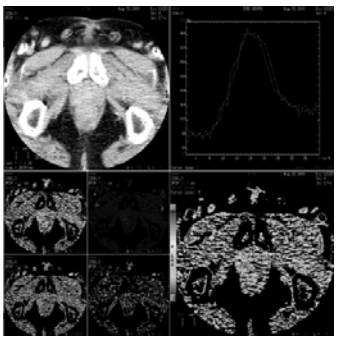
$$Q(t)=C_a(t)F\otimes h(t)=C_a(t)\otimes g(t)$$

- Q(t)和 $C_a(t)$ 是可以被测的体积和动脉中的时间密度曲线。
- g(t)可通过反卷积求得。F是g(t)达到稳定时的极点。
- g(t)的面积代表了CBV(CBF和MTT的乘积)。

脑灌注成像例子



躯体灌注成像例子

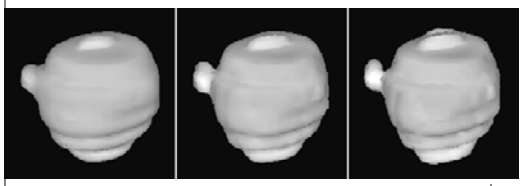


体检

- 随着近几年技术发展，在一个屏气时间中就可以通过CT完成整个身体的检查。CT在体检应用中是一个十分有用的工具。
- 体检应用的关键是在CT检查中减少X射线的剂量。
- 由于牵扯到大量的图像，计算机辅助探测(CAD)成为必要。

重建核的影响

- 肺结的形状和大小由于选择不同重建核而明显不同。



Standard　　Bone　　Lung

重建核的影响

- 所有的图像在轴向0.63mm间隔0.63mm下获得，在20cm的可视域内重建。

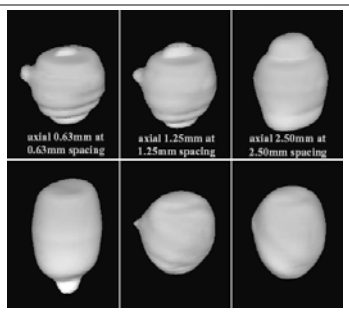
Kernel	Acquisition	Volume (mm^3)
Standard	axial 0.63mm/0.63mm	160.54
Lung	axial 0.63mm/0.63mm	137.95
Bone	axial 0.63mm/0.63mm	141.79

数据获取的影响

- 结的大小和形状也受数据获取方式的影响。
- 不同的切片厚度和数据获取方式被应用。所有的标准重建算法在20cm的可视域。

mode	thickness/spacing	volume (mm^3)
axial	0.63mm/0.63mm	160.54
axial	1.25mm/1.25mm	166.31
axial	2.5mm/2.5mm	178.80
axial	5mm/5mm	173.04
helical	4x1.25HS/0.63mm	173.71
helical	4x2.5HS/0.63mm	193.99

数据获取的影响

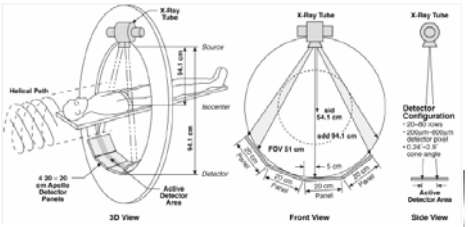


axial 5.00mm at 5.00mm spacing | helical 4x1.25mm HS 0.63mm spacing | helical 4x2.50mm HS 0.63mm spacing

未来的技术

体CT(VCT)

- VCT的可以有好的时间分辨率和进行多模式操作。

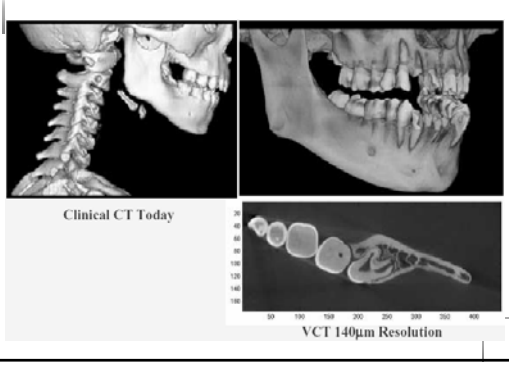


未来的技术

超高空间分辨率

- 当前CT扫描装置在1mm的探测器尺寸下可以获得20-30LP/cm的空间分辨率。
- 采用新的探测器技术，探测器单元的大小可以降低到50微米到200微米。

VCT的牙科应用



在动物成像方面的分辨率挑战

VCT提供的分辨率能够满足小动物的成像需求

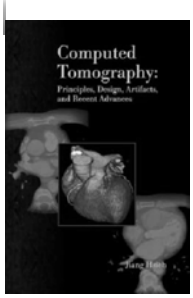
总结

- 我们概述了X射线计算机断层成像的基本原理和关键的性能参数。
- 我们介绍了各种图像伪影的原因和修正方法。很可能由于新技术的引入而产生新的伪影。

总结

- X-ray计算机断层成像在近几年经历了巨大的技术进步。
- 这些技术进步已经引起了更多先进的临床应用。
- X-ray CT的进步仅仅是开始。CT的技术和应用很可能与我们今天看到的有很大的不同。

参考文献



- J. Hsieh, *Computed Tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*, SPIE Press, 2002.
- *Categorical Courses in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-sectional Imaging*, ed. L. W. Goldman and J. B. Fowlkes, RSNA, Oakbrook, IL, 2000.
- A. Kak and M. Slaney, *Principles of Computed Tomographic Imaging*, IEEE Press, 1988.