

X 射线成像技术在医学中应用*

罗述谦[†]

(首都医科大学生物医学工程学院 北京 100069)

摘要 文章介绍了在医学中广泛应用的二维 X 射线摄影屏-胶片系统及三维计算机断层扫描成像技术。并对二维 X 射线摄影技术的发展,例如数字减影血管造影(DSA),计算机放射成像(CR)和直接数字化 X 射线摄影(DR)以及三维成像新技术,如螺旋计算机断层扫描技术(螺旋 CT),正电子发射体层/多层螺旋 CT 图像融合扫描装置(简称 PET-CT)和相位衬度成像技术的原理和应用作了简单描述。医学图像后处理是现代医学图像设备不可或缺的重要组成部分,先验医学知识的融入使现代图像设备具有辅助诊断的能力。

关键词 X 射线,医学图像,断层成像,图像重建

X-ray imaging technology in medical applications

LUO Shu-Qian[†]

(College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

Abstract An introduction to 2D X-ray radiography and 3D computed tomography (CT) which are used in clinics and hospitals worldwide is given. The development, principles and primary applications of modern medical image equipment such as digital subtraction angiography, computed radiography, digital radiography, spiral CT, positron emission tomography/CT, and phase-contrast imaging are also described. Image post-processing is a very important part of modern medical imaging equipment. Combined with medical a priori knowledge, modern CT scanners have even more powerful capabilities in computer-aided diagnosis.

Keywords X-ray, medical imaging, tomography, image reconstruction

人体各个组织、器官在发挥功能和进行代谢时,都会伴随有某种信息产生。如果我们能够采集这些信息,并对其加工、处理,就能对人体的健康情况有所了解,对疾病进行有效的预防和治疗,从而提高人类生活和健康水平。一般说来,人体的信息可以表现为多种能量形式。例如,电的、光的、热的、压力的、化学的等等。但从信息检测方面来说,可以将这些信息分为两大类,即电的信息与非电信息。对于电信息,例如心电、脑电、肌电、胃电、肠电等,可以直接用生物电极将其连接到生物放大器进行放大,然后数字化,送到计算机分析和处理。对于非电信息,例如体温、脉搏、血压等,则要用相应的传感器将它们转换为电信号,然后加以处理。早期对于人体信息的处理限于离散的数据点、连续改变的生理曲线。虽然,这些处理结果在临床上具有一定的意义,但很不直观。人们不再满足这种方式,希望能够直接看

到人体内部,甚至微观的图像,从而对人体组织形态以及病理改变有个直观的了解。随着科学技术的发展,各种医学图像应运而生,并得到迅速的发展。

1 常规 X 射线成像

1.1 伦琴开创了人体图像的先河

提起医学图像,我们不能不提及一位伟大的科学家,他就是德国物理学家伦琴(Wilhelm Conrad Röntgen)。1895年11月8日伦琴在研究阴极射线管中气体放电现象时,用一只内嵌两个金属电极(阳极和阴极)的密封玻璃管,在电极两端加上几万伏的高压电,用抽气机将玻璃管内空气抽出。为了

* 国家自然科学基金(批准号 60532090)资助项目
2007-02-10 收到初稿,2007-06-06 收到修改稿

[†] Email: shuqian_luo@yahoo.com.cn

遮住高压放电时的弧光外泄,在玻璃管外面套上一层黑色纸板。他在暗室中进行这项实验时,偶然发现约两米远的凳子上出现一片亮光。原来,那儿放着一块做别的实验用的涂有铂氰化钡(一种荧光物质)的硬纸板。他觉得很奇怪,是什么原因使这原来并不发光的纸板发光了呢?阴极射线(电子束)不能穿透空气这么长的距离,他敏锐地猜测,这很可能是管子发出的某种未知的“东西”到达纸板,使铂氰化钡发光。伦琴就用数学上通常表示未知数的符号“X”给这未知的射线命名,称做“X”射线,并用“X”射线给他夫人的手拍照。这就是人类史上第一张医学图像。为了纪念他,人们将“X”射线又叫做伦琴射线。1901年,伦琴本人也因为这一重大贡献获得第一个诺贝尔物理学奖。

一百多年来,X射线照相技术在临床医学上得到日益广泛的应用,成像技术本身也在不断地发展。在现今社会中,几乎应用在所有的医院和诊所之中。

1.2 X射线摄影与屏-胶片系统

X射线成像是基于待成像物体各组成部分组织的密度不同,因而对X射线的衰减不同,从而形成透射X射线强度差异,导致在乳胶片上成像的。

入射强度为 I_0 的X射线通过厚度为 x 的物体,输出X射线强度 I_1 与该物体的衰减系数 μ 有关,即

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x};$$

如果X射线通道上有 n 种组织,其衰减系数与厚度分别是 μ_i 和 x_i ,则输出X射线强度 I_2 为

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n)}.$$

作为接受器的平板荧光屏,将出射的X射线能量转换为可见光。由于屏的亮度较低,只能在暗室中观察。为了解决荧光屏亮度低的问题,人们研究出了影像增强管。在影像增强管中,碘化铯等材料制成的荧光屏和光电阴极紧密相接。入射的X射线与荧光屏作用后产生可见光,可见光又使光电阴极产生电子,这些电子经过一个透镜系统加速并聚焦在输出荧光屏上。使带有影像增强管的X射线图像质量明显改善,可以在明室内观察,达到临床应用的要求。这就是我们常说的X光透视检查。

由于病人的检查结果需要备案,以便对病人的发病史和治疗过程进行跟踪,而使用涂上感光乳剂的胶片与荧光增强屏组成的屏-胶片系统,可以得到高分辨的X射线图像,胶片所记录的X射线图像可以长期保留和备案。

2 X射线计算机断层扫描成像

在X射线透视和摄影技术中,显然得到的X射线图像是X射线通路上物体对射线吸收的积分效果。一个大小和密度相同的肿瘤或病灶,无论在体内前、中或后部,它在X射线照片上表现的图像是一样的。也就是说,X射线图片不能反映组织或病灶的三维空间位置,这就需要采用计算机断层扫描技术(computed tomography,简称CT)。

2.1 CT断层成像扫描方式

如果我们设想将人体水平方向上的剖面划分为许多正方形或长方形的小单元(称做像素,pixel),为了简便起见,这里仅用 2×2 像素矩阵。然后在人体周围沿不同方向不断改变X射线源及接收探测器的位置。这样,每次X射线通路上都有不同的像素组合,探测器会记录响应的强度值。设每个像素对X射线的衰减记作 f_i ,则每条X射线通路上物体对射线总衰减 P_j 与 f_i 的关系可用线性方程组表示。显然,求解该方程组得到各个 f_i 的数值,再将其映射成相应的灰度值并显示再荧光屏上,就得到这个断层的图像。要想得到完整的物体断层图像,就必须使X射线扫描范围覆盖整个物体。在X射线的发展过程中,经历了三个不同的阶段(见图1)。首先,是使用单一点X射线源-探测器对沿某个方向平移。每移动一次,相当获取一条光线数据。从头到尾扫描一趟得到一个角度上的数据。然后X射线源-探测器对同步旋转一个角度,再获取一组数据。依此,每隔一定角度获取一组数据,直至旋转一周。另一种扫描方式是使用点X射线源-平板探测器阵列对构成扇型扫描,扫描过程相同,但节省很多时间。再一种扫描方式是使用点X射线源-弧状探测器阵列对构成扇型扫描,扫描过程相同,效率和性能均有较大提高。

2.2 CT断层图像的反投影重建

从探测器数据生成断层图像的过程称做图像反投影重建。在线性方程组求解过程中,系数矩阵的行列式值可能为零,无法用计算逆矩阵的方法求解。即使用奇异值分解等其他方法,由于断面图像数十万像素,方程组的求解也是十分困难的。其实,关于断层图像的重建,1917年奥地利数学家Radon就已从理论上证明了利用投影重建图像的可能性。但由

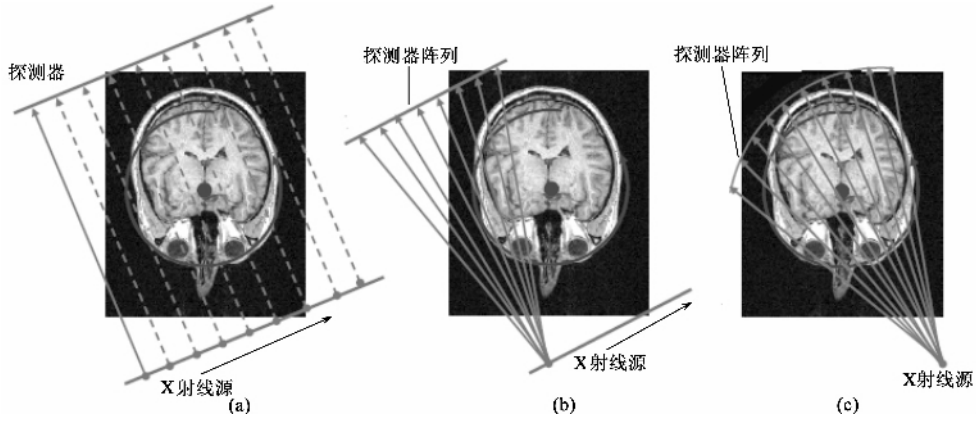


图1 三种不同的扫描方式

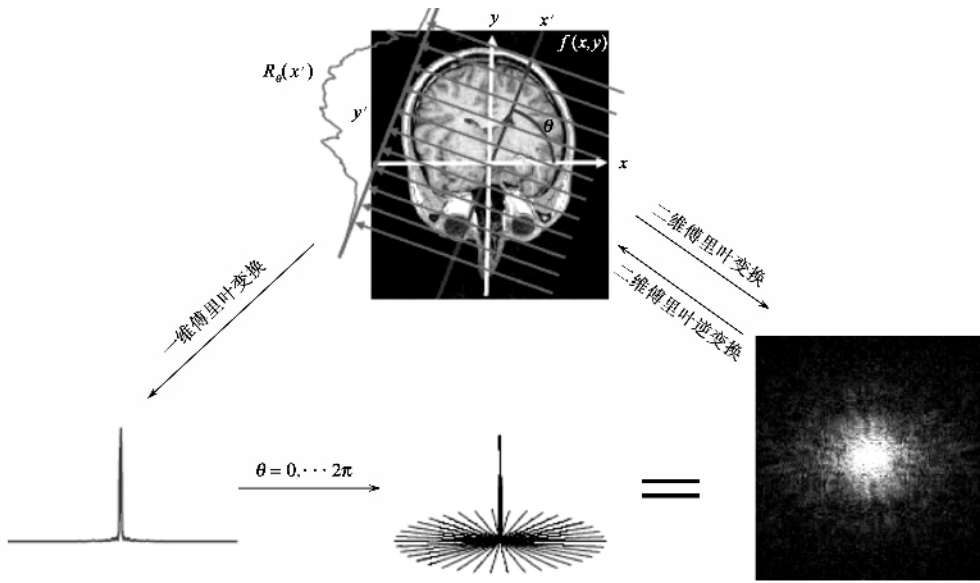


图2 Radon 变换重建图像

于计算量很大,直到今天才得以实现。Radon 变换可以从 $0-2\pi$ 每隔 1 度的一维傅里叶变换组合,或直接进行二维傅里叶变换,然后再做二维逆傅里叶变换重建图像(图 2)。目前医用 CT 广泛使用的是滤波反投影方法(filtered back projection, FBP)。

2.3 三维计算机断层图像技术

重建的断层图像 $f(x, y)$ 只是物体的一个层面。要想获得整个物体的三维信息,还要将点 X 射线源-探测器对沿 z 方向一起平移并对下一个层面扫描。当扫描范围超过物体的大小时就可以停止扫描。所获得的一系列二维断层图像数据构成三维体数据(volume data)用于计算机图像的后处理,进行感兴趣区的三维重建。这就是计算机断层扫描技术(CT)。最早的 CT 并非用于医学。20 世纪六七十年

年代,随着半导体技术的迅速发展,半导体集成电路的集成度越来越高。在一个很小的芯片内封装成千上万个晶体管和电阻、电容等器件。大规模的生产线需要对半导体芯片缺损进行快速检测,工业 CT 应运而生。这种 CT 技术能否用于人体的检查呢?如果从上到下逐层对人体某一部位扫描,这些串起来的层片就构成了人体的三维图像。

当代图像重建理论最杰出的贡献者之一是美国物理学家 Cormack A M。他自 20 世纪 50 年代起发表了一系列论文,不仅证明了在医学领域中从 X 射线投影数据重建图像的可能性,而且提出了相应的实现方法,并完成了仿真与实验研究。真正设计出一个装置能够实现人体断面成像的是英国工程师 Housfield G H。在 1972 年英国放射学年会上, Housfield 公布了计算机断层成像研究结果。CT 的

发明是 20 世纪最重大的科学技术成就之一,也是放射学史上一个里程碑。为此,Housfield 与 Cormack 共享 1979 年诺贝尔生理和医学奖。

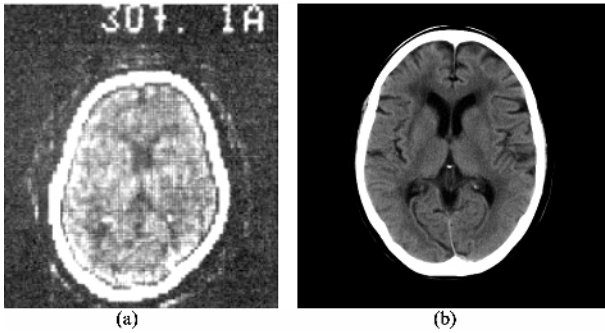


图 3 人脑 CT 断层图像比较 (a)1972 年;(b)2005 年

2.4 重建图像灰度与 X 射线衰减系数的对应关系

CT 重建的图像是衰减系数 μ 的分布。人体内部大部分软组织的衰减系数与水的衰减系数相近,因此不能用计算得到的 μ 值直接成像。在实际应用中,通常将 μ 值转换为一个相对值——CT 值。CT 值又称 Hounsfield 数,定义如下:

$$CT \text{ 值} = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000,$$

其中 μ 与 μ_w 分别为组织和水的衰减系数。CT 值用 HU 表示。例如水的 HU 值是零,空气的 HU 值为 -1000,骨骼的 HU 值为 +1000。人体组织的 HU 值可以跨越从几百到数千的范围。由于常规显示图像灰度范围是(0—255),所有的 X 射线图像装置都配有窗宽、窗位调节功能,可以将感兴趣的 HU 值区间映射到(0—255)全灰度范围,便于观察病灶细节。

2.5 CT 断层图像的特点

(1)与二维 X 射线透视和摄影技术的直接物理成像不同,CT 图像是通过计算机按照某种数学模型计算出来的结果并重建的图像。图像的质量完全取决于所采用的算法。

(2)就图像剖面而言,二维 X 射线透视和摄影技术得到的图像是 X 射线从前到后穿透人体得到的人体正面像,而 CT 断层图像则是从上向下看到的水平剖面。

(3)二维 X 射线透视和摄影技术得到的图像没有物体形状、大小和彼此间的空间关系,较难理解。CT 技术使我们能够看到人体的内部,传统的平面的医学图像立体化了。

3 二维 X 射线医学成像技术的发展和应

虽然 CT 断层图像的出现给人类医学带来划时代革命性转变,由于方便易用,价格便宜和医院已有设备沿袭,二维 X 射线透视和摄影系统仍然在医院广泛应用,不可取代。相应的技术也有迅速的发展。

3.1 数字减影血管造影

通常的 X 射线图像中包含血管、骨骼和软组织。但在血管疾病诊断中只希望突出血管结构。数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)可以将 X 射线血管造影剂注入血管,并在同一部位摄下注入造影剂前后的两幅图像,然后相减得到清晰的血管图像。

3.2 计算机放射成像

计算机放射成像(computed radiography, CR)自上世纪 80 年代起,已经成为应用最广泛的医学成像设备之一,CR 使用数字化影像板(image plate, IP)替代传统 X 射线成像胶片。它将影像以能量潜影形式暂时储存在 IP 板的荧光闪烁层内,之后再通过高能激光束激发扫描,荧光闪烁层能量释放并发出可见光,被光电二极管读取并转换为数字信号,为图像后处理。与传统屏-片系统相比,避免了图像质量易受增感屏类型及曝光条件影响,无须冲洗胶片,灵敏度高,动态范围宽(10000:1),图像矩阵为 2500×2000,图像可擦除、可反复使用。

因为已经形成数字影像,便于计算机处理和与医学图像存档及通信系统(PACS)联接。最新推出的 IP 双面读取技术增加荧光体涂层总厚度,提高 X 射线光子向荧光转换的效率。临床数字化 CR 应用从钨靶 X 射线四肢摄影到钨靶 X 射线乳腺摄影,已涵盖全部 X 射线摄影体位。在应用于床旁摄影和急诊时,CR 较为灵活,对于旧 X 射线设备采用影像板数字化,CR 也是一种重要的过渡手段。

3.3 直接数字化 X 射线摄影(digital radiography, DR)

DR 以非晶硒/非晶硅大面积薄膜晶体管(TFT)为核心部件。它的非晶硒探测器不需要任何中间步骤就可以直接将 X 射线转换为电信号,形成数字化图像。相对其他普通 X 射线设备,DR 承载的信息

量最大,成像效果最好。特别是 DR 具有数字化图像的优势,可进行各种图像后处理。利于实现医院全数字化。

乳腺数字化 X 射线摄影和乳腺检查是 DR 最成功应用的典型之一。长期以来,乳腺癌一直是危害女性健康的高发病率疾病。乳腺癌的筛查和早期诊断对妇女健康具有重要意义。专家建议 40 岁以上的妇女每 2 年至少做一次乳腺 X 摄影检查。但由于乳腺实质致密与重叠,或肿瘤过小等因素,拍照及诊断均属高质量的普通乳腺 X 射线摄片假阴性率仍达 5%—15%。DR 技术的发展提高了空间分辨率和对比分辨率,能够提供高质量图像,对小病灶及细小钙化点的显示优于普通乳腺片。最新一代乳腺 X 射线摄影机基于第三代 CCD 技术,单块尺寸为 49mm × 85mm,分辨率达 20lp/mm,可对最小钙化点定位。全视野数字化大平板乳腺 X 摄影系统则更先进,像素尺寸为 70 μ m。系统的钨钨双材料靶面的高转速球管,最大电流为 188mA。放射剂量可以减少 30%—40%,可以用低剂量获得高清晰度图像。

4 螺旋 CT 医学成像技术

螺旋 CT 突破了传统 CT 的设计,采用滑环技术,将电源电缆和一些信号线与固定机架内不同金属环相连,运动的 X 射线管和探测器滑动电刷与金属环导联。球管和探测器不受电缆长度限制,沿人体长轴连续匀速旋转,扫描床同步匀速递进(传统 CT 扫描床在扫描时静止不动),扫描轨迹呈螺旋状前进,可快速、不间断地完成容积扫描。

4.1 多层螺旋 CT 与多排螺旋 CT

多层螺旋 CT(multi-slice CT)是指扫描一圈所得到的图像数,例如 4 层 CT 就是扫描一圈出 4 层图像。多排螺旋 CT(multi-detector CT 或 multi-row CT)是指组成 CT 的探测器排数。二者的共同特点是 X 射线线管与探测器阵列沿螺旋线轨迹围绕人体旋转,每旋转一周能同时获得多幅断面图像,大大提高了扫描速度。作为 CT 的使用者,我们无须刻意对二者进行区别。按照临床上使用较多的称法,我们统称之为多层螺旋 CT。

多层螺旋 CT 的宽探测器采用高效固体稀土陶瓷材料制成。每个单元只有 0.5、1 或 1.25mm 厚,薄层扫描探测器的光电转换效率高达 99%。多层螺旋 CT 能高速地完成较大范围的容积扫描,图像

质量好,成像速度快,具有很高的纵向分辨率和很好的时间分辨率。与单层螺旋 CT 相比,在不增加 X 射线剂量的情况下,每 15s 左右就能扫描一个部位;5s 内可完成层厚为 3mm 的整个胸部扫描;一次屏气 20s,可以完成整个体部扫描;病人接受的射线剂量明显减少,

新型 64 排多层螺旋 CT 旋转一周只要 0.37s。实现性能的全面改善,即亚秒扫描,亚毫米层厚,亚秒重建。其最重要的价值在于心脏和血管方面的应用,并可进行冠状造影,接近无创检查。无创冠脉成像要求 CT 具有较高空间分辨率和时间分辨率,能够根据心动周期不同时段重建冠脉。多排 CT 技术的发展,特别是亚秒扫描和心电门控技术的改进是 CT 冠脉成像的基础。

4.2 多源螺旋 CT

它把两套影像系统集成于一身,即由一套影像系统先后两次进行的双扇区扫描,变成了由两套影像系统同时扫描。扫描速度快,时间分辨率达到 83ms。双源 CT 可以对心率过快、不规则及屏气有困难的患者进行成像,在几秒钟之内完成心脏研究,还可对急诊患者进行 CT 检查。放射剂量减半,适于儿科检查。2005 年,西门子公司和先灵公司联合研制 X 射线新技术,首次在 SOMATOM Definition 产品上同时使用两个 X 射线源和两台探测器,也是世界上第一个双源 CT 系统。

4.3 正电子发射断层/多层螺旋 CT 融合全扫描装置

正电子发射断层/多层螺旋 CT 图像融合全扫描装置(简称 PET-CT)就是将 CT 和 PET 两种不同成像原理的设备有机、互补地结合在一起,发挥各自的优点,弥补各自的不足,从而获得一种反映人体解剖图像与反映人体分子代谢情况的功能完全融合的图像。PET-CT 集高灵敏度、高特异性的先进核医学技术与高清晰度、高组织分辨率的多层螺旋 CT 于一身。PET-CT 融合图像对疾病的早期诊断、病灶定性、手术和放射计划治疗定位具有重要价值。

4.4 基于相位衬度的硬 X 射线 CT

具有高亮度、高准直性和高空间相干性等优点的同步辐射光源的出现,使硬 X 射线成像的基础正在逐渐从几何光学走向波动光学,成像的衬度机制也大大丰富。其中硬 X 射线相位衬度成像(phase-contrast based X-ray imaging)因为对轻元素具有高

密度分辨率的潜力(在硬 X 射线波段,轻元素光学常数中的相位项比吸收项高 1000 倍以上)以及由此派生出来的对轻元素样品的高空间分辨率(微米量级)等优点,再加上硬 X 射线的无损和高穿透等优点,非常适合对生物医学样品内部的软组织和器官的微结构进行活体观察。

衍射增强成像(DEI)是一种非常有用并有可能实用化的硬 X 射线相位衬度成像方法。最早的 DEI 成像探索开始于早期中子成像的研究。1995 年, Nature 杂志发表了 Wilkins 小组在 X 射线衍射仪上的实验结果。

2006 年, Pfeiffer F 等人在 Nature 上杂志发表的文章介绍了采用普通 X 射线光源和一组三个光栅系统实现 X 射线相位衬度成像。对 X 射线低吸收的小鱼鱼膘、身体和鱼鳞、鱼鳃都能很清晰地显示。这预示着这一新的成像技术有可能在医院中得到应用。

5 CT 图像的计算机处理与分析

图像是信息可视化的重要手段。一幅医学图像以直观的形式给医生提供辅助诊断和治疗的信息。特别是有经验的放射专家和临床医生能从这些图像中得到很多有用的信息。但是,从扫描设备出来的原始图像,由于受到成像设备和获取条件等多种因素的影响,可能出现图像质量的退化,甚至伪迹。即使是高质量的图像,在大多数情况下,也很难用肉眼直接得出有用的诊断结果。不同能力和背景的人对同一幅医学图像往往会得出不同的结果来。要想对图像进行定量的评估就更是不可能的。因此,用计算机对医学图像做后处理就成为医学图像实际应用中不可或缺的一项工作。无论是二维 X 射线摄影装置,还是三维计算机断层成像,都是数字化图像,具有直接用计算机处理的能力。图像后处理的内容包括图像增强技术、图像分割技术、图像配准技术、图像显示技术、图像指导治疗、图像引导手术和医学虚拟环境。人体医学图像研究的结构框图如图 4 所示。

与大部分数字化医疗仪器一样,现代 CT 配备有强大处理功能的计算机工作站。能够实现图 4 中从成像装置到处理分析的全部功能。

5.1 虚拟内窥镜

最小介入手术的一个问题是很难用肉眼或超声

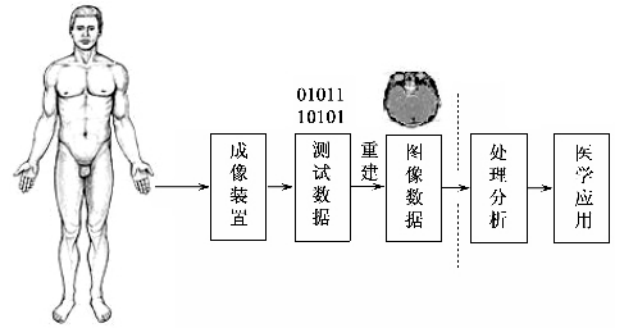


图 4 人体医学图像研究框图

监视手术部位。内窥镜作为手术的辅助工具,已使用数十年了,大多是用在矫形与腹部手术之中。基于断层图像可以实现人体器官和组织的表面重建,图像更具立体感,更直观、逼真,并能实时或近于实时显示和漫游。更重要的是,虚拟内窥镜的检测是无创伤的。虚拟内窥镜与普通内窥镜的区别还在于,普通内窥镜能够观察的仅限于有腔室的地方,而虚拟内窥镜则可在感兴趣区的三维空间自由漫游,心脏、大脑及血管内,没有禁区。基于可视人 CT 与彩色切片重建的躯干透明模型,可以实现虚拟内窥镜的多种应用。例如,胃、结肠、脊柱、食管、气管,靠近心脏的主动脉弓以及胃的多位置、多角度浏览。

5.2 可视化技术与计算机辅助分析(CAD)

在用计算机处理医学图像的过程中,应用合适的显示技术将处理结果显示出来,以增强人们对有关解剖与病理的观察和理解。医学图像的显示技术主要包括色彩的运用和形态的真实再现。计算机可视化技术不仅能够显示人体的解剖结构和形态,对那些无形的物性(例如某些器官和组织的功能)也能以定量或半定量显示。这就是科学数据可视化的概念。

CT 的主要目的是准确提供人体的疾病与健康信息。因此,辅以先验医学知识就可以对疾病进行计算机辅助诊断(computer-aided diagnosis, CAD)。

5.3 医学图像存档与通信系统(PACS)

随着各种医学图像设备的发展,医院面临无法摆脱对大量胶片进行保存、存档和远程调阅的困境。充分利用数字化的优势,实现无胶片化医院的呼声越来越大。早期的医学图像设备出于知识产权的保护和商业利益,一般不提供图像数据格式。即使同一厂家生产的图像设备数据格式也不完全相同。这使得每台图像设备都是一台孤立的设备。现今,一

个医院拥有多种模式的医学图像设备,例如 CT, MRI, 超声扫描仪,乃至 PET。要将同一个病人的多种医学图像一起分析,就必须解决不同图像设备的数据兼容和通信问题。DICOM(医学数字图像和通信)标准是由美国放射学学院(ACR)和美国国家电气制造商协会(NEMA)组成的联合委员会共同制定的,目的是为多种图像设备提供连通性和互操作性,统一各种数字化影像设备的数据格式和数据传输标准,以便于在这些个别系统之间的图像通信和交换。医学图像存档与通信系统(picture archiving and communication system, PACS)的三个主要组成部分为数据获取、存档和显示。数据获取系统包含多台计算机,用于获取各种影像设备在临床检查中生成的医学影像。存档系统由一台装备有海量存储器的主机组成,用于将高容量的医学图像存档,以支持以后的读取操作。显示系统包含多个显示工作站,每一工作站由一台控制计算机和高分辨率的监视器组成,允许临床医师观察和处理有关图像。三个子系统通过通信网络连接。由获取系统得到的医学图像被传送到存档系统的服务器主机中。

6 结束语

随着计算机技术的迅速发展和人类生活水平的提高以及对健康的日益关注,医学图像技术和设备,包括新的 CT 成像方法和技术的发展是必然的。在不太长远的未来,下述事件可望得到实现(1)有 256 排探测器的螺旋 CT 即将面世,能够进行心脏和

冠脉功能成像,即所谓四维 CT(2)PET/CT 结构和功能融合在同一幅图像之中(3)更具有实用价值的计算机辅助诊断软件与图像设备一体化(4)亚微米分辨的相位衬度 CT 成像随着 X 射线源小型化进入医院诊室(5)尽管医学图像技术和设备的发展十分迅速,未来难以准确预测,但下面的性能总是很重要的:图像高分辨,包括空间分辨和对比度分辨(6)高速度数据获取,短扫描时间;(7)低辐射剂量,最大限度安全检测(8)高质量(信号-噪声比)图像(9)图像理解:感兴趣对象区域(组织、气管、病灶)的自动识别和定量分析(10)良好的计算机辅助诊断。

参考文献

- [1] Willi A K. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. MCD Verlag, 2000
- [2] James A M. Digital Radiography and Three-Dimensional Imaging. Needham Pr, 2006
- [3] Baert A L, Reiser M F, Takahashi M *et al.* Multislice CT(Medical Radiology). Springer, 2 edition, 2004
- [4] Wilkins S W *et al.* Nature, 1996, 384: 335
- [5] Franz P, Timm W, Oliver B *et al.* Nature Physics, 2006, 2: 258
- [6] Buthiau D, Khayat D, Piette J C, Virtual endoscope. France: Springer-Verlag, 2003
- [7] 高上凯. 医学成像系统. 北京:清华大学出版社, 2000 [Gao S K, Medical Imaging System. Beijing: Tsinghua University press, 2000, (in Chinese)]
- [8] 罗述谦, 周宏宏, 医学图像处理与分析. 北京:科学出版社, 2003 [Luo S Q, Zhou G H. Medical Image Processing and Analysis. Beijing: Science Press, 2003 (in Chinese)]

· 物理新闻和动态 ·

X 射线透明

通常气体原子吸收一定频率的光,这种频率对应于气体原子中两个量子能级之间的能量差。但是如果存在第三个能级,则可能产生所谓电磁诱发透明的量子现象。为产生这种现象,用一束激光作为抽运束,造成第二个与第三个能级的相干叠加,成为所谓的“缀饰态”。如果调谐得适当,由第一态到两个缀饰态的跃迁发生相消干涉。这时,如果激光束的频率与第一能级到第二能级间的跃迁能量相对应,那么这种频率的激光束的吸收将受到抑制。

这种选择性的透明引起折射指数在接近这一频率时急速变化。这种现象已用于使光脉冲减速。要实现 X 射线的频率选择性透明,是很困难的,这是因为能级较宽,较重的原子内壳层中的空穴寿命非常短。例如在氦原子中,空穴的寿命约为 2ps。

理论家计算得出,为对 X 射线产生电磁诱发透明,需要非常强的(强度为 10^{12} W/cm^2)抽运束。而 Argonne 实验室的研究员对这一问题新的研究表明,强抽运激光束并不是必须的。诱发 X 射线透明有助于对未来的 X 射线激光装置的 X 射线脉冲的成形。新的检验 X 射线透明的计划不久可能在 Berkeley 的先进光源和 Argonne 的先进光子源上进行。有关论文发表在 Phys. Rev. Lett. Vol. 2007, 98: 253001。

(树华 编译自 Physics News Update Number, 827 #2, 6 June, 2007)