



X射线成像技术的研究进展

张弘毅^{1†}, 李运祥^{2†}, 曹斌², 陆遥³, 曹红光^{3*}, 解菁⁴, 滕皋军^{5*}

1. 东南大学医学院, 南京 210008;
2. 北京纳米维景科技有限公司, 北京 100094;
3. 上海奕瑞光电子科技股份有限公司, 上海 201206;
4. 北京唯迈医疗设备有限公司, 北京 100176;
5. 东南大学附属中大医院, 南京, 210008

† 同等贡献

* 联系人, E-mail: hongguang.cao@goldenleafmed.com; giteng@seu.edu.cn

收稿日期: 2020-05-21; 接受日期: 2020-07-31; 网络版发表日期: 2020-10-14

国家重点研发计划(批准号: 2018YFA0704100)、国家自然科学基金(批准号: 81827805, 81520108015)、江苏省重点研发计划(批准号: BE2019750)和江苏省临床医学中心(创新平台)(批准号: YXZXA2016005)资助

摘要 X射线成像技术在医疗领域中具有举足轻重的地位, 它利用韧致辐射的原理产生X射线, 并通过不同组织对特定能量X射线吸收系数不同而产生射线密度和能谱分布的图像。主要设备有X射线机、计算机断层扫描(computed tomography, CT)以及数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)三种。随着计算机技术、人工智能技术以及材料学的飞速发展, 影像技术正在经历广泛而深远的改变。一大批全新的成像技术已经逐渐应用于医学领域, 并使现有的X射线成像技术飞速发展。本文综合探讨了X射线三大成像设备的发展历史, 以及未来技术的主要突破点, 同时还对我国X射线技术可能的发展趋势做出预测并提出建议。

关键词 X射线, 计算机断层扫描, 数字剪影血管造影, 人工智能, 多模态影像, 机器人

X射线又称伦琴射线, X射线成像技术是如今放射检查的必备基础技术, 它利用韧致辐射的原理产生X射线, 通过不同组织对特定能量X射线吸收系数不同而产生射线密度和能谱分布的图像^[1]。

当下很多设备都具有密度吸收衬度和能谱鉴别的能力。X射线成像可以提供密度、能谱、相位等维度信息, 人们将这些信息构建成图像来应用。X射线成像设备主要有三类, 分别为X射线机、计算机断层扫描(computed tomography, CT)以及数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)。X射线机如今主要

是使用数字X射线摄影(digital radiography, DR)技术进行摄片与诊断。在如今人工智能(artificial intelligence, AI)技术与新材料的发展背景下^[2~4], 传统的DR技术正迎来新的发展。CT技术经历了多次发展至今, 静态CT的出现是有可能颠覆当前CT理念的重大技术突破机会。介入技术的发展对传统的DSA技术提出了新的要求。DSA技术如今正随着AI技术与机器人技术的发展^[5]而不断智能化、安全化。X射线成像未来向着更高的分辨率和更高的成像速度发展, 并将在活体在体病理学方面产生巨变。

引用格式: 张弘毅, 李运祥, 曹斌, 等. X射线成像技术的研究进展. 中国科学: 生命科学, 2020, 50: 1202–1212

Zhang H Y, Li Y X, Cao B, et al. Advances in X-ray imaging technology (in Chinese). Sci Sin Vitae, 2020, 50: 1202–1212, doi: 10.1360/SSV-2020-0158

1 X射线机工作原理及发展概要

1.1 X射线机发展概述

医用X射线机依照成像的速度分为动态和静态, 普放诊断用X射线机一般拍摄间隔为数秒钟以上, 被称为静态影像. 而胃肠造影需要动态影像^[6].

静态X射线机从胶片成像发展到目前的数字成像, 经历了三个阶段. 最早的胶片成像主要是用片盒、增感片或胶片来成像, 通过胶片显像来观察病灶. CR (computed radiography)为早期数字化技术, 该技术使用IP板来记录射线潜影, 经过激光激发读出的方式, 来记录和再现人体经过X光透视的组织影像信息^[7]. 第三阶段技术即DR技术, 该技术于21世纪初出现, 是直接将射线在固态成像器件中记录为数字信号的技术. 该技术通过将计算机数字图像处理技术与X射线放射技术相结合, 以及A/D转换和D/A转换, 进行实时图像数字处理, 进而使图像实现数字化^[8]. DR技术的出现彻底实现了医用X线摄影的直接数字化, 成为现代影像医学的基础数字化设备.

透视X射线机成像的方式有三种, 第一代是最传统的荧光成像(荧光透视), 即X射线照射在荧光屏上发光, 在荧光屏上观察到的人体影像是连续的; 第二代是影像增强电视系统, X射线照在影像增强器入射面上, 把不可见光转化为光电效应电子, 并通过电子静电场加速放大能量, 轰击出射面荧光体层产生亮度放大后的可见光图像, 属于模拟信号处理^[9,10]; 第三代为数字化平板成像, 采用各种半导体工艺制造出像素化微型感光 and 开关阵列, 实现X射线强度分布在成像平面上直接采样和数字化, 可实时观察, 也便于存储和传输.

无论是静态(摄影)成像还是动态(透视)成像, 数字化的X射线系统相对于传统成像系统有众多优势. (i) DR的数字图像密度分辨率高. 普通屏片组合X线照片的密度分辨率只能达到26灰阶, 而数字图像的密度分辨率可达到 2^{16} 灰阶甚至更高^[11]. 同时, 固有数字图像可通过变化窗宽、窗位、转换曲线等技术, 使全部灰阶分段得到充分显示, 对于曝光技术使用上的误差, 也具有更大的容错能力. (ii) DR的数字图像可以存储、调阅、传输或拷贝. 数字图像便于储存, 并可随时进行调阅、传输. (iii) DR成像速度快. 由于DR系统改变了以往传统的摄影、成像方法, 时间分辨率明显提高, 曝光后最快3 s即可获得数字影像^[12], 极大地提

高了工作效率. (iv) DR可以大幅地降低辐射剂量. 与传统X射线机的胶片输出相比, DR使用数字化X线平板探测器结合数字图像处理技术, 可以用较低的X射线剂量得到高清晰的图像^[13], 使病人受到的X射线辐射大幅度减少.

DR的不足: (i) 只能形成二维图像, 无法辨识影像上重叠的组织结构. (ii) 只能进行结构成像, 无法进行功能成像. (iii) 目前的平板探测器还不足以分辨射线能谱. (iv) 同为基础诊断设备, 在IVD(*in vitro diagnostic products*)普遍实现了POCT(*point-of-care testing*)的历史趋势下, DR设备仍较为笨重无法方便移动.

1.2 X射线机技术发展思路

X射线成像的关键科学问题是: 单位剂量输入条件下获得更多的被检测物体的信息量, 包括空间分辨率、密度分辨率、时间分辨率、能谱分辨率、相位分辨率等.

(1) 突破三维重建算法和超快动态探测器技术的配合空间分辨率成像技术的发展瓶颈. 在X射线机硬件平台上实现三维成像, 目前已经有成功商业化的例子就是数字乳腺断层成像(digital breast tomosynthesis, DBT)^[14~16]. DR三维成像扫描的速度始终受到探测器性能的制约, 探测器残影也会成为重建数据自洽性的障碍^[17]. 因此, 迫切需要比非晶硅技术更加快速、残影更低的大面积动态探测器技术及更精确的机械控制位置传感技术.

(2) 目前用于临床的DR技术所采用的探测器空间分辨率在 $139\ \mu\text{m}$ 以上^[18], 而国际高端竞争已延伸到 $100\ \mu\text{m}$ 以下像素的探测器. 要实现高空间分辨率成像技术的突破, 核心问题是提高小像素的感光效率和降低电子噪声.

(3) 目前的DR技术是对X射线光子能量积分形成图像, 图像只有射线强度信息. 单光子计数技术具有能谱成像和零电子噪声两大优点^[19], 已经在科研应用以及线阵扫描的商业应用中开始推广. 其进一步发展核心问题是增强单光子计数能力, 需要在基础材料、探测器面板或芯片工艺层面获得突破.

(4) 在探测器方面, 开发新型半导体转换技术. 基于柔性TFT(thin film transistor)技术生产的超轻便、耐摔的便携式平板, 有望构成小型化、便携化的X射线系统.

(5) AI技术与DR相结合, 开发应用人工智能技术的阅片、诊断以及设备维护系统。目前AI技术已被研究如何应用于影像诊断的各个方面, 并取得了一定研究成果^[2,3]。

1.3 我国X射线机未来展望

我国X射线机的发展需要从基础材料、基础器件、基础算法领域加强国产X射线机系统的关键技术和核心部件, 形成全产业链国产化和领先优势。

(1) 探测器领域。(i) 加大对于IGZO(indium gallium zinc oxide)探测器的研发投入。IGZO是金属氧化物探测器的一种, 已被广泛应用在消费显示领域。该材料制备的TFT结构的电子迁移率是非晶硅的数倍^[4], 从而实现采集速度更快、残影更低的高速动态平板探测器。基于这些高载流子迁移率的面板技术, 有望开发大面阵的有源像素阵列探测器, 实现更低的电子噪声和更细腻的动态图像。(ii) 加大投入有机/柔性探测器的开发与应用。有机半导体技术是当前显示领域的热门技术, 有机薄膜晶体管(organic thin film transistor, OTFT)和有机光电二极管(organic photodiodes diode, OPD)的作用与现有的非晶硅TFT和PD(photodiodes diode)相同, 是一类基本的电子开关元件和感光元件, 不同的是核心材料采用了有机半导体^[20]。有机探测器面板的力学性质与塑料基板非常匹配, 大大增加了X射线传感器材料的柔性^[21]。(iii) 进一步发展单光子计数探测器的相关技术。单光子计数探测器核心目标是检出单个光子的能量, 从而形成带能谱分布的图像, 同时保证高灵敏度和消除电子噪声的功效^[22]。我国在该领域与国际先进水平差距不大, 有望与国外厂商并跑, 形成优势接近的竞争态势。(iv) 布局前沿光电材料技术, 如钙钛矿型材料制作的半导体光电转化层或量子点闪烁层, 目前该技术还处于前沿探索阶段^[23,24]。该光源源于第三代太阳能电池技术, 已经被证明具有高于有机半导体的光电转化效率, 同时兼具类似OPD的低温条件下简易的制备工艺, 具有很高的性价比。同时, 由于人类能够“设计”ABX₃型钙钛矿结构中的有机/无机阳离子和氧化物/卤素阴离子, 因此ABX₃型钙钛矿材料具有很大的相空间(化学上的)供材料学家调控以适应各种工程应用上的需求, 如射线吸收率、材料带隙、闪烁波长等, 从而实现新材料的发明和工程迭代, 所以其具有广阔的发展前景。在这个领域中,

我国科研界处于国际并跑水平。

(2) 新型射线源。包括微焦点射线源、立体X射线源、阵列X射线源、冷阴极X射线源, 液态金属阳极以及大热容量X射线源等, 在这些领域里, 我国与国外先进技术之间有较大差距。

(3) 图像算法。稀疏角度采样的CBCT重建算法^[25-27]基于compressive sensing或迭代的稀疏角度采样算法^[28], 减少了CBCT采样所需的投照角度, 降低了扫描时间, 从而减少系统对扫描帧率的要求, 使得动态平板探测器技术的X射线系统具备三维成像能力。

2 计算机断层扫描CT

2.1 CT原理与发展概述

CT机是一种大型医疗影像设备。扫描所得信息经计算而获得每个体素的X射线衰减系数或吸收系数, 再排列成矩阵, 即数字矩阵, 数字矩阵可存贮于磁盘或光盘^[29]。经数字/模拟转换器把数字矩阵中的每个数字转为由黑到白不等灰度的小方块, 即体素, 并按矩阵排列, 即构成CT图像。

(1) 第一代CT机采取旋转/平移方式进行扫描和收集信息, 由于采用笔形X射线束以及只有1~2个探测器, 所采数据少, 所需时间长, 图像质量差, 只限于用作脑扫描检查^[30]。

(2) 第二代CT机将X射线束改为扇形, 探测器增至30个, 扩大了扫描范围。在1次平移时间内, 有多个探测器同时记录许多平行射束。每次机架平移后转过与包括探测器阵列的X射线扇形顶角一样大的角度, 可用于全身脏器的检查^[31]。

(3) 第三代CT机采用滑环机制实现螺旋旋转, 是一种完全新型的结构, 取消平移运动, 探测器安装的扇形角度扩大到全身横面, 并与相对的X射线管作旋转运动^[32], CT扫描机旋转速度也大大提高。第三代CT机进一步发展, 采用多排探测器, 旋转速度提高到旋转一周约0.25~1.5 s。

(4) 第四代CT机把众多探测器形成一个闭合的圆环, 仅由射线源转动实现扫描, 而探测器保持静止^[33]。其特点是显著地降低了对探测器稳定性的要求, 但探测器数量多, 成本高。

(5) 第五代CT机即电子束扫描机, 有时也叫EBCT(electron beam computed tomography)或EBT(electron-

beam tomography), 是一种多源多探测器用于实时检测的CT系统. 它于1980~1984年建造, 用于心脏检查, 为了“冻结”心脏运动, 采集一套完整的投影数据必须在20~50 ms内完成. 第五代CT机扫描速度快, 成本高^[33].

(6) 第六代CT机为静态CT. 静态CT指的是, 在数据采集过程中, 不管是源还是检测器都是静止不动的^[34,35]. 目前, 第六代静态CT是有可能颠覆当前CT理念的重大技术突破机会.

2.2 CT技术发展思路

CT进一步发展, 需要在有限的单位时间和单位X射线能量输入的条件下, 获得更多的人体解剖信息. 例如, 在一个心动周期内获得更多的体积重建和时间信息. 缩小成像像素的尺寸, 提高成像密度鉴别能力, 获得更多的密度信息. 使用不同能谱的光源获得组织的能谱信息. 使用高效率的重建算法处理海量数据, 获得更加具有可读性的图像.

(1) 压缩感知及迭代重建, 虽然首台CT机应用代数迭代重建技术(algebraic reconstruction technique, ART), 但滤波反投影(filtered-back projection, FBP)算法很快就成为CT重建的金标准^[36,37]. 此后, 由于根据低信噪比(signal noise ratio, SNR)的发射数据集利用FBP重建得到的图像质量不理想, ART又被成功地引入到发射断层成像. 1984年提出了一种将ART的差异同时更新的算法——同时迭代重建法^[36,37]. 由于计算能力的不断增强, 统计迭代重建已成为CT的研究热点, 其重点是研究噪声消除、伪影抑制以及双能与能量敏感成像^[38~40]. 同时, 基于深度神经网络的CT重建最近也成为了热点之一^[41].

(2) CT平板探测器. 由于数字化固态平板X线探测器(flat panel display, FPD)的引入, 使平板探测器CT成为可能. 而随着CMOSX射线探测器技术的成熟, 采用CMOS(complementary metal oxide semiconductor)技术的探测器已经广泛应用于齿科CBCT系统, 并被部分应用到各种用于四肢的专科CT等, 时下常用的CMOS探测器, 采用间接转换式, 先由闪烁晶体把X射线转变为可见光, 再由光电二极管阵把光转变为电荷, 从而实现数字化^[42].

(3) 光子流CT探测器. 由于人体吸收率分布存在非常大的差异, 实际抵达CT探测器表面的X射线光强

会存在非常大的动态范围, 从2~3 Mcps/mm²到160 Mcps/mm²以上. 其中, 很大部分人体上的光强会超出当前光子计数探测器的时间分辨率极限, 造成能量测量失真. 而CT成像本身需要的光子流量也因无法迁就当前探测器的性能而损失密度分辨率. 为解决这一矛盾, 需要研发更完善的光子流探测器, 使其在保证性能的情况下尽可能提升密度分辨率, 形成一个折中的解决方案和临床可用的产品.

(4) 新一代CT球管是将液态金属轴承、双重四极磁聚焦、平板灯丝、大直径分裂靶盘等先进技术融于一体的超大热容量的CT球管. 随着高转速(0.25 s以下)及大孔径(大于850 mm)CT系统的逐渐应用, 需要研发能承受高达40×g以上离心加速度的CT球管; 为满足多层CT的使用需求, 需要使用飞焦点以保证提供双倍或者更多的数据量, 这就需要新型多级磁控飞焦技术^[43]来实现对球管焦点的大小和位置的精确控制.

(5) 第六代静态CT消除了CT原有的旋转系统和高速滑环, 通过多组光源和对应的环形探测器来构成一种全新的扫描结构, 比当前的多排螺旋CT具有10倍以上的空间分辨率、64倍以上的立体空间分辨率、多达4~8种以上的能谱鉴别尺度, 是一种未来能大幅度提升立体辐射成像性能的全新设备^[34,35]. 我国在该领域走在国际领先地位, 有望实现全球首个产品的发布.

(6) 能量敏感CT的物理原理为: 线性衰减系数是能量的函数, 具体的函数关系随组织和元素的变化而不同. 能量敏感CT需要在不同的管电压下, 进行两次测量(也称为双能量CT). 目前可以做到在不同的有效X射线能量下, 同时获取两个以上的测量值^[44,45]. 双能量CT是一项现成的技术, 其能量分离性能优于双层探测器, 美中不足的是, 其相应测量间的时间失配严重(100 ms)^[46], 因而不适用于动态场合.

(7) 纳米CT可应用于半导体分析、药物筛选、分子成像、干细胞研究以及材料开发等的无损研究. 利用专用的容器和物镜光学, 它可达到50 nm分辨率. 对于纳米技术中遇到的大部分样本, 其低Z材料的线衰减长度很长, 因此图像对比度差^[47]. 在纳米CT众多的应用中, 内断层成像不仅是有用的而且是必需的.

(8) 多模态CT是将两个或多个成像技术进行融合, 是CT的重要发展方向. 最成功的例子就是正电子发射成像PET/CT系统. 另一个例子是混合光学断层成像系统, 如基于磁共振成像(magnetic resonance imaging,

MRI)的弥散光学断层成像系统, CT/MRI集成系统, 以及基于CT的生物荧光断层成像系统等^[48]。从CT研究与发展的前景看, 把一些互补的成像模式进行组合, 同时改进现有的多模系统, 如CT-心脏导管融合成像等, CT将发挥其前所未有的潜力。除了结构以外, 算法研究在这一领域中也绝好的机遇。

(9) 相衬显微CT. 分辨率达到 $10\ \mu\text{m}$ 至 $1\ \mu\text{m}$ 的医学CT被称为显微CT(micro computed tomography, micro-CT)。相衬成像是指X光穿过样品之后会发生相位的移动, 通过记录和分析这种相位移动信息, 可以获得物质的组成结构信息^[49], 它可以在不破坏样本的情况下清楚了解样本的内部显微结构。其重要应用方向之一是在活体组织结构成像进行能谱(原子序数)数字染色, 形成“数字蜡块”, 有望颠覆当前依赖组织标本的病理学, 形成活体在体病理学^[50,51]。

(10) AI技术辅助CT诊断. 如今, AI技术的发展使得CT诊断技术有了新的突破点。通过人工神经网络, 深度学习等技术构建的一些AI诊断系统已经在多种不同的疾病诊断中取得了优异研究成果, 如外伤探测^[52]、肺结节诊断^[53]、肺炎诊断^[54]等。未来的AI技术辅助疾病诊断需要合理利用大数据验证已有的研究成果, 进一步提高诊断的正确性。

2.3 我国CT技术发展趋势

我国的CT产业发展需要实现关键技术的突破, 形成自主的国产核心技术, 包括CT影像链中的闪烁陶瓷产业化、ASIC芯片的国产化、CT球管自主研发、破解滑环等关键技术的垄断、领先CMOS平板CT探测器等。通过研发自主完成管芯、管套的研发与工艺实现, 实现CT球管的国产化是可行的发展之路。

(1) CMOS平板探测器的技术创新, 可以实现国产CT技术的弯道超车。CMOS技术与其他数字化X射线成像方式相比, 具有噪声低、速度快、动态范围大等优势^[55]。随着CMOS技术的成熟, 采用CMOS技术的探测器数据采样频率已经达到了CT重建的要求, 目前常用的CMOS探测器其像素尺寸在 $(100\times 100)\ \mu\text{m}^2$ 至 $(200\times 200)\ \mu\text{m}^2$ 之间, 阵列的像素数达到千万级^[56]。我国在CMOS探测器的研发已处于国际领先水平。

(2) 高容量球管自主国产化的关键技术突破。CT球管作为整机的核心, 在CT设备成本与运营中占重要的比例。CT球管从结构上看主要可分为管芯和管套两

大部分, 球管的技术突破是实现高端CT球管国产化的必经途径。

(3) 多焦点阵列扫描射线源。传统的CT成像系统是将X射线源和探测器高速旋转以获得多个角度的投影图像。而新一代的静态CT成像系统则是使用了探测器环和射线源环的双环结构, 在射线源环上均匀分布多个X射线焦点, 每个X射线焦点对应一个角度的投影图。多焦点阵列扫描射线源是新型静态CT的核心, 目前主要有两个技术方向并跑: 以碳纳米管为代表的场致发射冷阴极X射线源和多焦点固定阳极栅控射线源^[57,58]。

3 数字减影血管造影机

3.1 DSA发展及概述

DSA是20世纪80年代继CT产生之后的又一项新的医学成像技术, 是计算机与传统X射线血管造影相结合的产物。胶片减影法最早报告于1934年, 1978年Wisconsin大学的一个研究小组最先设计出数字视频影像处理器, 奠定了数字减影血管造影的基础^[55]。目前DSA技术已经成为血管造影和血管介入治疗中不可缺少的技术。

DSA是将造影剂进入血管前的图像与造影剂进入血管后的图像依次相减, 除去不变的组织结构, 使造影剂充盈的血管与血液的动态流动情况被显示出来, 从而显示病灶, 实时指导微创介入手术实施。DSA应用中分为IVDSA(intro-venous DSA)和IADSA(intro-artery DSA)两种: 前者通过静脉注射造影剂, 计算造影剂循环到靶器官的时间时开始采集减影图像^[59]; 后者通过动脉注射造影剂, 即刻可以达到较高的靶器官血管充盈状态, 采集的减影图像质量较高^[60], 目前已经成为主流的应用方法, 而IVDSA已很少应用。

DSA成像系统的技术更新, 集中在影像转换部分。从最初的模拟信号摄影机, 到影像增强器和CCD(charge-coupled device)技术, 再到后来的平板探测技术以及未来的新型低剂量成像技术。如今的DSA系统射线剂量已得到有效降低, 同时大幅提高了图像质量。

3.2 DSA技术发展趋势

首先, 介入手术区别于常规的X射线影像设备的

重要特点是,病人及操作者都要长时间暴露在X射线之下,因此DSA设备的剂量控制显得尤为重要.其次,为了在更小的房间能有效开展介入手术,促进介入诊疗技术在基层的发展,要求DSA设备在更小的空间内具备更大的行程范围,同时适用未来杂交手术室的需要.然后,为了满足不同科室对于介入手术过程的不同需求,需要基于当前最新的研究成果结合不同的临床需求,开发适合不同科室的应用算法,大幅拓展DSA产品的应用领域.

(1) 新型低剂量辐射成像技术. 新型低剂量辐射成像理论及整机集成技术: 研究基于反转几何结构的成像理论在有限角投影角度、低辐射剂量投影数据去噪模型的构建与实现,以及低剂量模型效能评估;研究基于滤波反投影算法与迭代算法原理的实时多层重建算法,伪影去除算法^[61];多GPU矩阵实时海量数据并行处理技术^[62].

(2) 智能化介入手术机器人系统相关技术. 介入机器人可使介入医生在脱离辐射条件下完成对导丝/管的各種操作,从而完美解决介入医生的高辐射损伤.介入手术机器人发展需要在以下关键技术攻关并取得突破:(i) 高精度导丝/管夹持与控制技术研究;(ii) 高精度实时尖端导丝/管阻力检测技术研究;(iii) 可快速替换无菌系统及特种抑菌材料研究;(iv) 基于5G和物联网的远程操控技术研究;(v) 模拟介入手术控制及力反馈传感技术研究;(vi) 多自由度机械定位系统研究.

(3) 多自由度智能机架系统研究. 一方面,DSA大C设备对地板和天花板承重均有特殊要求;另一方面,现代化医院对复合手术室(杂交手术室)的需求也在不断增加^[63].对以下方面的技术进行突破,将极大地增加DSA机的灵活性,并减少体积和安装要求:(i) 增加设备运动自由度,使得设备摆位更加灵活,方便机架调整;(ii) 运动控制要高度自动化,一键到位,多轴配合联动;(iii) 探究三维重建图像与二维摄影图像之间的联系.三维模型观察角度可与机架投照角度相互联系,模型可以自动找到机架和与之对应的投照角度.

(4) 先进DSA技术的开发和临床应用.(i) 锥束CT.当DSA的成像部件与射线源做绕人体器官的旋转运动时,可同时采集各个投影角度的二维影像数据,这些多角度投影的二维数据可以通过重建算法获得三维体块数据,这项技术被称为锥束CT(cone beam

CT)^[64~66].于颅内动脉瘤或动静脉畸形的栓塞治疗前后用DSA做CT断层扫描,可以快捷方便地判断动脉瘤闭塞情况.(ii) 容积灌注成像功能.容积灌注成像功能支持两种高密度的物体的分别显示,如明确区分造影剂充盈的血管、骨骼、支架和弹簧圈等.重建结果可以是减影或非减影,重建模式支持显示血管、骨骼、金属夹和弹簧圈^[67],可以有伴影以增强3D显示效果.(iii) 三维路径图功能.三维重建图像实时叠加在二维透视图像上,为介入手术医师提供实时导航.医生可在任意投照角度、放大模式、SID(source to image receptor distance)和床面位置下生成类导航图像,与实时透视图像叠加^[68,69].同时可用操作杆调节三维图像在二维图像上的叠加百分比,并减少对比剂的用量与注射频次.(iv) 时间编码.时间编码技术是基于二维减影图像,按照造影剂充盈时间的长短变化将脑血管的动脉期、静脉期及静脉窦期用不同颜色在一张图像显示出脑血管或脑血管病的全程像^[70,71],由此计算任一感兴趣点或感兴趣区域造影剂达峰时间及流速等相关生化指标,进而判断颅内血流时间以及评价栓塞治疗效果.

3.3 我国DSA设备发展趋势

介入技术的蓬勃发展,促进了外科技术的微创化发展,通过两种技术的融合,形成了融合腔内和外科技术的“复合手术”(hybrid operation)和复合手术室.这就要求DSA设备更加小巧、高度智能化.然而,DSA设备仍然存在诸多问题.

(1) DSA设备辐射剂量.介入手术中介入医生与患者共处导管室,DSA的剂量问题是所有X射线影像设备中最为敏感的.以往多为聚焦于脉冲式曝光,应用动态平板探测器来降低辐射剂量.未来降低辐射的技术主要将着眼于下述的两个方面:(i) 通过减少散射线,去除物理滤线栅,提高有效射线的接受率^[72];(ii) 使用新型半导体材料,大幅提升量子检出效率,实现更高的X射线转化率,最终提升系统X射线利用率^[73].

(2) DSA的开放与智能化.DSA系统的其中一个发展方向是开放性、灵活性、易于手术中医生的各项操作.传统落地式DSA受制于机架架构,C臂的运动范围有很大局限性,临床应用有限.尽管悬吊式DSA的C臂运动范围大、临床应用广泛,但C臂及悬吊部分的重

量大, 因此对导管室天花板强度要求极高^[63].

未来智能DSA需要着重考虑下述方面: (i) C臂机架体积更小, 自由度更高, 操控更加简单, 临床角度无死角覆盖; (ii) workflow设计更加智能便捷, 高度可定制化, 最终实现多设备流程复用, 联合实现复杂临床功能.

(3) 多模态图像融合等先进影像技术的拓展. 图像融合是影像设备的发展趋势, DSA与其他影像, 如CT图像的融合, 可极大地提升以影像导引为基础的介入治疗的精准定位和导航, 从而提升手术效率和疗效^[74-76]. 传统DSA已经不能完全满足临床的需求, 需要进一步拓展和升级, 如虚拟与现实导航的应用.

未来智能DSA高端应用拓展需要着重考虑下述方面: (i) 发展基于CT图像的断层功能成像及类CTA成像, 着重提升细节分辨能力, 达到低排CT分辨能力, 并且基于断层图像穿刺引导等相关延伸功能; (ii) 进一步拓展三维成像功能, 支持多种高密度的物体的分别显示, 同时实现3D与2D图像的相互融合; (iii) 实现动态图像拼接, 自适应支架增强等一系列关键临床应用升级.

(4) 机器人辅助介入手术. 机器人技术在介入手术技术领域, 将很大程度上缓解手术医生的负担, 并减少医师在高辐射环境下工作的时间, 意义重大^[77]. 未来介入机器人发展需要着重考虑下述方面: (i) 与DSA设备联动, 实现高度介入诊疗过程自动化; (ii) 诊疗过程信息采集和整理, 用大数据的方式对不同科室的介入操作进行统计整理, 利用人工智能加以分析, 最终实现对介入诊疗过程的指导, 缩短初学者的学习曲线; (iii) 介入辅助机器人系统精度传动与反馈等一系列核心技术问题, 保证介入过程的准确性和安全性.

(5) 介入手术导航系统研究. 尽管使用介入机器人可以大幅缓解介入医生的过量辐射问题, 但术中DSA

影像现实感缺失、介入实施路径规划偏主观和介入器材定位极度依赖经验是当前传统介入手术面临的最直接问题, 这会直接影响手术疗效, 增加并发症、二次手术甚至死亡的风险. 因此, 需要开发具备自主导航系统, 对介入医生在临床过程中给予实时指导, 未来介入手术导航系统发展需要着重考虑下述方面: (i) 基于多模态图像融合的血管路径显示技术研究; (ii) 基于综合策略的介入路径规划算法及策略研究; (iii) 实时介入器材位置检测及跟踪技术研究等.

4 总结

X射线成像设备主要有X射线机、CT以及DSA三种. 如今随着计算机技术、人工智能技术以及材料科学的飞速发展, 影像技术正在经历广泛而深远的改变.

X射线机的发展经历了胶片显像到CR, 再发展至DR三个阶段. 我国X射线机的发展需要从基础材料、基础器件、基础算法领域全面加强.

CT利用X射线束与灵敏度极高的探测器一同围绕人体的某一部位作横断面扫描, 具有扫描时间快、图像清晰等特点, 可用于多种疾病的检查. CT发展至今已经经过了多代技术革新. 我国的CT产业发展需要实现关键技术的突破, 形成自主的国产核心技术, 包括国产化ASIC芯片、CT球管研发、破解滑环技术、研发新型探测器等.

DSA是计算机与传统X线血管造影相结合的产物, 目前已经成为血管造影和血管介入治疗中不可缺少的设备. 介入技术不断发展, 与微创外科技术相互融合, 出现了融合腔内和外科技术的“复合手术”, 这符合如今多学科交叉诊疗的主流理念. 复合手术的出现对DSA设备提出了新的要求, 包括辐射剂量的控制、设备便携性的提升、智能机器人的辅助等方面.

参考文献

- 1 Castoldi A, Guazzoni C. A new position sensing X-ray detector: working principle and experimental results. *IEEE Trans Electron Dev*, 1999, 46: 329-334
- 2 Wang P, Berzin T M, Glissen Brown J R, et al. Real-time automatic detection system increases colonoscopic polyp and adenoma detection rates: a prospective randomised controlled study. *Gut*, 2019, 68: 1813-1819
- 3 Lakhani P, Sundaram B. Deep learning at chest radiography: Automated classification of pulmonary tuberculosis by using convolutional neural networks. *Radiology*, 2017, 284: 574-582

- 4 Chung J M, Zhang X, Shang F, et al. Enhancement of a-IGZO TFT device performance using a clean interface process via etch-stopper nano-layers. *Nanoscale Res Lett*, 2018, 13: 164
- 5 Hamet P, Tremblay J. Artificial intelligence in medicine. *Metabolism*, 2017, 69: 36–40
- 6 Zhang Y S, Zhang J, Dai Z X, et al. Transthoracic echocardiography and X-ray fluoroscopy guided atrial septal occlusion (in Chinese). *Chin J Radiol*, 2003, 4: 68–71 [张玉顺, 张军, 代政学, 等. 经胸超声心动图和X线透视引导下房间隔封堵术. *中华放射学杂志*, 2003, 4: 68–71]
- 7 Moore, R. Computed radiography. *Med Electron*, 1980, 11: 78–79
- 8 Yaffe M J, Rowlands J A. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol*, 1997, 42: 1–39
- 9 Séradour B, Heid P, Estève J. Comparison of direct digital mammography, computed radiography, and film-screen in the French national breast cancer screening program. *Am J Roentgenol*, 2014, 202: 229–236
- 10 Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 1983, 148: 833–838
- 11 Fenter P, Catalano J G, Park C, et al. On the use of CCD area detectors for high-resolution specular X-ray reflectivity. *J Synchrotron Rad*, 2006, 13: 293–303
- 12 Yan F, Hamit M, Kutluk A, et al. Feature extraction and analysis on X-ray image of Xinjiang Kazak Esophageal cancer by using gray-level histograms. In: 2013 IEEE International Conference on Medical Imaging Physics and Engineering. Shenyang. 2013. 61–65
- 13 Jang J S, Yang H J, Koo H J, et al. Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. *Phys Med*, 2018, 50: 46–51
- 14 Badano A, Graff C G, Badal A, et al. Evaluation of digital breast tomosynthesis as replacement of full-field digital mammography using an in silico imaging trial. *JAMA Netw Open*, 2018, 1: e185474
- 15 Tirada N, Li G, Dreizin D, et al. Digital breast tomosynthesis: Physics, artifacts, and quality control considerations. *Radiographics*, 2019, 39: 413–426
- 16 Fusco R, Raiano N, Raiano C, et al. Evaluation of average glandular dose and investigation of the relationship with compressed breast thickness in dual energy contrast enhanced digital mammography and digital breast tomosynthesis. *Eur J Rad*, 2020, 126: 108912
- 17 Alabousi M, Zha N, Salameh J P, et al. Digital breast tomosynthesis for breast cancer detection: a diagnostic test accuracy systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol*, 2020, 30: 2058–2071
- 18 Osipov S P, Zhang G L, Chakhlov S V, et al. Estimation of parameters of digital radiography systems. *IEEE Trans Nucl Sci*, 2018, 65: 2732–2742
- 19 Cova S D, Ghioni M. Single-photon counting detectors. *IEEE Photon J*, 2011, 3: 274–277
- 20 Pal A, Kumar B, Tripathi G S. Single gate based different structures of OTFTs: Prospective and challenges. In: 2016 International Conference on Emerging Trends in Communication Technologies (ETCT). Dehradun. 2016. 1–4
- 21 Li H, Ou H, Chen J, et al. Design methodology for a fingerprint sensor-integrated display pixel and array based on dual-gate a-Si:H photosensitive TFT. In: 2016 7th International Conference on Computer Aided Design for Thin-Film Transistor Technologies (CAD-TFT). Beijing. 2016. 1
- 22 Boso G, Buttafava M, Villa F, et al. Low-cost and compact single-photon counter based on a CMOS SPAD smart pixel. *IEEE Photon Technol Lett*, 2015, 27: 2504–2507
- 23 Pan W, Yang B, Niu G, et al. Hot-pressed CsPbBr₃ quasi-monocrystalline film for sensitive direct X-ray detection. *Adv Mater*, 2019, 31: 1904405
- 24 Chen Q, Wu J, Ou X, et al. All-inorganic perovskite nanocrystal scintillators. *Nature*, 2018, 561: 88–93
- 25 Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J H, et al. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Rad*, 2015, 44: 20140224
- 26 Woelber J, Fleiner J, Rau J, et al. Accuracy and usefulness of CBCT in periodontology: A systematic review of the literature. *Int J Periodont Restor Dent*, 2018, 38: 289–297
- 27 Liu N. Sparse Angle and low-dose CT image reconstruction algorithm (in Chinese). Dissertation for Master's Degree. Guangzhou: Southern Medical University, 2011 [刘楠. 稀疏角度及低剂量CT图像重建算法研究. 硕士学位论文. 广州: 南方医科大学, 2011]
- 28 Liu S H, Liu C. Principle and progress of multidetector CT cardiac imaging (in Chinese). *J Med Imag*, 2008, 10: 1198–1200 [刘世合, 柳澄. 多层探测器CT心脏成像的原理及进展. *医学影像学杂志*, 2008, 10: 1198–1200]
- 29 Robb R A, Ritman E L. High speed synchronous volume computed tomography of the heart. *Radiology*, 1979, 133: 655–661
- 30 Kak A C, Jakowatz C V, Bailly N A, et al. Computerized tomography using video recorded fluoroscopic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1977, BME-24: 157–169
- 31 Nakagawa K, Aoki Y, Sasaki Y. Improvement of image quality in megavoltage computed tomography with second generation scanning mode.

- [Radiat Oncol Investig](#), 1997, 5: 257–263
- 32 Hu H, He H D, Fox S, et al. Multi-slice helical CT: principles, imaging characteristics, and performance. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286). Hong Kong. 1998, 637–639
- 33 Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Advances (in Chinese). In: Zhang C Z, Guo Z P, Wang X G, et al., Translate. Beijing: Science Press, 2006 [谢强. 计算机断层成像技术: 原理、设计、伪像和进展. 见: 张朝宗, 郭志平, 王贤刚, 等, 译. 北京: 科学出版社, 2006]
- 34 Li F, Huang W, Yang Z. The application of ultra high speed CT 3D reconstruction in maxillofacial condylar fracture (in Chinese). *J Med Imag*, 2004, 4: 272–274 [李峰, 黄伟, 杨震. 超高速CT三维重建在颌面部髁状突骨折中的应用研究. 医学影像学杂志, 2004, 4: 272–274]
- 35 Cao H G, Li Y X, Chang T, et al. Static real-time CT imaging system and its imaging control method (in Chinese). CN201410425061.2. 2016. Mar 02 [曹红光, 李运祥, 常彤, 等. 静态实时CT成像系统及其成像控制方法. CN201410425061.2. 2016-03-02]
- 36 Zhang W, Li J, Sun J, et al. FBP initialized few-view CT reconstruction algorithm using similar prior image constraint. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, 2016. 3949–3952
- 37 Gregor J, Lenox M, Bingham P, et al. Multi-core cluster implementation of SIRT with application to cone beam micro-CT. In: 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). Orlando. 2009. 4120–4125
- 38 Shchukina A, Kasprzak P, Dass R, et al. Pitfalls in compressed sensing reconstruction and how to avoid them. *J Biomol NMR*, 2017, 68: 79–98
- 39 Nishii T, Kotoku A, Hori Y, et al. Filtered back projection revisited in low-kilovolt computed tomography angiography: sharp filter kernel enhances visualization of the artery of Adamkiewicz. *Neuroradiology*, 2019, 61: 305–311
- 40 Brendel B, Koehler T. Penalty weighting for statistical iterative CT reconstruction. In: IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference. Knoxville. 2010. 3475–3478
- 41 Schwyzer M, Ferraro D A, Muehlematter U J, et al. Automated detection of lung cancer at ultralow dose PET/CT by deep neural networks—Initial results. *Lung Cancer*, 2018, 126: 170–173
- 42 Zhang R, Thibault J B, Bouman C A, et al. Model-based iterative reconstruction for dual-energy X-ray CT using a joint quadratic likelihood model. *IEEE Trans Med Imag*, 2014, 33: 117–134
- 43 Xu R, Liu B, Yuan J. A 1500 fps highly sensitive 256×256 CMOS imaging sensor with in-pixel calibration. *IEEE J Solid-State Circuits*, 2012, 47: 1408–1418
- 44 Guangdong Mingfeng Medical Technology Co. LTD. The invention relates to an apparatus and a method for realizing dual-energy CT by means of flying focus (in Chinese). CN201910791485.3. 2019. Nov 22 [广东明峰医疗科技有限公司. 一种利用飞焦点方式实现双能CT的设备和方法. CN201910791485.3. 2019-11-22]
- 45 Sheth N M, Zbijewski W, Jacobson M W, et al. Mobile C-Arm with a^{CMOS} detector: Technical assessment of fluoroscopy and Cone-Beam^{CT} imaging performance. *Med Phys*, 2018, 45: 5420–5436
- 46 Yuan Y, Zhang Y, Yu H. Optimization of energy combination for gold-based contrast agents below K-edges in dual-energy micro-CT. *IEEE Trans Radiat Plasma Med Sci*, 2018, 2: 187–193
- 47 Nute J L, Jacobsen M C, Stefan W, et al. Development of a dual-energy computed tomography quality control program: Characterization of scanner response and definition of relevant parameters for a fast-kVp switching dual-energy computed tomography system. *Med Phys*, 2018, 45: 1444–1458
- 48 Kampschulte M, Langheinrich A, Sender J, et al. Nano-computed tomography: technique and applications. *Fortschr Röntgenstr*, 2016, 188: 146–154
- 49 Liu X, Pu Y, Pan Y, et al. Multi-mode CT in the evaluation of leptomeningeal collateral flow and the related factors: comparing with digital subtraction angiography. *Neurol Res*, 2016, 38: 504–509
- 50 Cao H G, Li Y X, Zheng H L. X-ray phase contrast imaging system, method and equipment based on photon counting (in Chinese). CN201310504035.4. 2015. Apr 29 [曹红光, 李运祥, 郑海亮. 基于光子计数的X射线相衬成像系统、方法及其设备. CN201310504035.4. 2015-04-29]
- 51 Busse M, Müller M, Kimm M A, et al. Three-dimensional virtual histology enabled through cytoplasm-specific X-ray stain for microscopic and nanoscopic computed tomography. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2018, 115: 2293–2298
- 52 Kim D H, MacKinnon T. Artificial intelligence in fracture detection: transfer learning from deep convolutional neural networks. *Clin Rad*, 2018,

73: 439–445

- 53 Ather S, Kadir T, Gleeson F. Artificial intelligence and radiomics in pulmonary nodule management: current status and future applications. *Clin Rad*, 2020, 75: 13–19
- 54 Kermany D S, Goldbaum M, Cai W, et al. Identifying medical diagnoses and treatable diseases by image-based deep learning. *Cell*, 2018, 172: 1122–1131.e9
- 55 Senter-Zapata M, Patel K, Bautista P A, et al. The role of micro-CT in 3D histology imaging. *Pathobiology*, 2016, 83: 140–147
- 56 Mansoor M, Haneef I, Akhtar S, et al. SOI CMOS multi-sensors MEMS chip for aerospace applications. In: *SENSORS*, 2014 IEEE. Valencia. 2014. 1204–1207
- 57 Xing J H, Cui Z L, Gao J, et al. The utility model relates to a curved multi-focus fixed anode gate controlled ray source (in Chinese). CN108122723B. 2018. Jul 13 [邢金辉, 崔志立, 高建, 等. 一种弧形多焦点固定阳极栅控制射线源. CN108122723B. 2018-07-13]
- 58 Cui Z L, Gao J, Xing J H. A scanning X-ray source and its imaging system (in Chinese). CN208336145U. 2018. Nov 09 [崔志立, 高建, 邢金辉. 一种扫描式X射线源及其成像系统. CN208336145U. 2018-11-09]
- 59 Gouliamos A, Gotsis E, Vlahos L, et al. Magnetic resonance angiography compared to intra-arterial digital subtraction angiography in patients with subarachnoid haemorrhage. *Neuroradiology*, 1992, 35: 46–49
- 60 Soares G, Ibarra R, Ferral H. Abdominal aortic injury in a child: intravenous digital subtraction angiogram (IVDSA) for the diagnosis of pediatric vascular trauma. *Pediatr Rad*, 2003, 33: 563–566
- 61 Arunachalam S P, Brown L F. Real-time estimation of the ECG-derived respiration (EDR) signal using a new algorithm for baseline wander noise removal. In: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Minneapolis. 2009. 5681–5684
- 62 Faraji I, Mirsadeghi S H, Afsahi A. Topology-aware GPU selection on multi-GPU nodes. In: *2016 IEEE International Parallel and Distributed Processing Symposium Workshops (IPDPSW)*. Chicago. 2016. 712–720
- 63 Han Z, Pan J C, Song J H, et al. Analysis of key points of DSA equipment installation and catheterization room construction (in Chinese). *Chin Med Equip J*, 2016, 37: 136–138 [韩浙, 潘教成, 宋建华, 等. DSA设备安装与导管室建设要点分析. *医疗卫生装备*, 2016, 37: 136–138]
- 64 Oenning A C, Jacobs R, Pauwels R, et al. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol*, 2018, 48: 308–316
- 65 Moorman J W, Skillicorn E, Edward G, et al. Scanning Beam X-Ray Imaging System. US Patent 5,729,584. 2019
- 66 Speidel M A, Wilfley B P, Star-Lack J M, et al. Comparison of entrance exposure and signal-to-noise ratio between an SBDX prototype and a wide-beam cardiac angiographic system. *Med Phys*, 2006, 33: 2728–2743
- 67 Liu D T, Liu J Y, Wen Z Y, et al. A preliminary study of renal perfusion changes before and after surgery with 320-row volume CT in patients with aortic dissection (in Chinese). *J Cardiovasc Pulmon Dis*, 2016, 3512: 967–973 [刘东婷, 刘家祎, 温兆赢, 等. 320排容积CT对主动脉夹层患者手术前后肾脏血流灌注改变的初步研究. *心肺血管病杂志*, 2016, 3512: 967–973]
- 68 Kraeima J, Dorgelo B, Gulbitti H A, et al. Multi-modality 3D mandibular resection planning in head and neck cancer using CT and MRI data fusion: A clinical series. *Oral Oncol*, 2018, 81: 22–28
- 69 Witjes M J H, Schepers R H, Kraeima J. Impact of 3D virtual planning on reconstruction of mandibular and maxillary surgical defects in head and neck oncology. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*, 2018, 26: 108–114
- 70 Göllitz P, Struffert T, Lücking H, et al. Parametric color coding of digital subtraction angiography in the evaluation of carotid cavernous fistulas. *Clin Neuroradiol*, 2013, 23: 113–120
- 71 Wu Y N, Yang P F, Ye H, et al. Color coded imaging technology and its clinical application in cerebrovascular diseases (in Chinese). *Chin J Stroke*, 2013, 8: 69–73 [吴一娜, 杨鹏飞, 叶汇, 等. 彩色编码成像技术及其在脑血管疾病中的临床应用. *中国卒中杂志*, 2013, 8: 69–73]
- 72 Li Y X, Cao H G. A virtual filter grid imaging method and its system to eliminate the effects of scattered radiation (in Chinese). CN200610114533.8. 2008 Jan 23 [李云祥, 曹红光. 于消除散射辐射影响的虚拟滤线栅成像方法及其系统. CN200610114533.8. 2008-01-23]
- 73 Forth L J, Wang M, Braddock I, et al. Sensitive X-ray detectors synthesised from CsPbBr₃. In: *2019 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*. Manchester. 2019. 1–5
- 74 Sheng D, Liu T, Deng L, et al. Perfluorooctyl bromide *** indocyanine green co-loaded nanoliposomes for enhanced multimodal imaging-guided phototherapy. *Biomaterials*, 2018, 165: 1–13
- 75 Schnabel J A, Heinrich M P, Papiez B W, et al. Advances and challenges in deformable image registration: From image fusion to complex motion modelling. *Med Image Anal*, 2016, 33: 145–148

- 76 Kagadis G C, Katsanos K, Karnabatidis D, et al. Emerging technologies for image guidance and device navigation in interventional radiology. *Med Phys*, 2012, 39: 5768–5781
- 77 Hungr N, Bricault I, Cinquin P, et al. Design and validation of a CT- and MRI-guided robot for percutaneous needle procedures. *IEEE Trans Robot*, 2016, 32: 973–987

Advances in X-ray imaging technology

ZHANG HongYi¹, LI YunXiang², CAO Bin², LU Yao³, CAO HongGuang³,
XIE Jing⁴ & TENG GaoJun⁵

1 School of Medicine, Southeast University, Nanjing 210008, China;

2 Nanovision Technology Co., Ltd, Beijing 100094, China;

3 Iraytechnology Co., Ltd, Shanghai 201206, China;

4 We-med Technology Co., Ltd, Beijing 100176, China;

5 Zhongda Hospital, Nanjing 210008, China

X-ray imaging technology shows a great importance in medication, it uses bremsstradiation to produce images of ray density and energy spectrum distribution through different tissues with different X-ray absorption coefficients of specific energy. There are three devices now widely used today, X-ray apparatus, computed tomography (CT) and digital subtraction angiography (DSA). With the development of computer technology, artificial intelligence and material science, imaging technology is undergoing extensive and profound changes. A bunch of brand new imaging technologies has been used in medication and make X-ray technology develop rapidly. This article discussed the history of three X-ray devices and breakthrough points in the future. We also make some prediction and suggestions for the possible development trend of X-ray technology in China.

X-ray, CT, DSA, artificial intelligence, multi-model image, robot

doi: [10.1360/SSV-2020-0158](https://doi.org/10.1360/SSV-2020-0158)