

同步辐射的医学应用*

姜 晓 明

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039; 上海同步辐射装置工程(筹) 上海 201800)

摘 要 介绍了同步辐射心血管造影术、计算机断层扫描术、肺部支气管成像术、乳腺成像术、辐射治疗等医学活体诊断和治疗技术的原理、应用现状以及近年来国际上各同步辐射实验室医学应用的发展情况。

关键词 同步辐射, 医学应用, 活体诊断, 辐射治疗

MEDICAL APPLICATIONS OF SYNCHROTRON RADIATION

JIANG Xiao Ming

(Institute of High Energy Physics, Beijing 100039, China)

(Shanghai Synchrotron Radiation Center, Shanghai 201800, China)

Abstract The principles, present applications and progress in worldwide laboratories of in-vivo diagnosis and therapy methods with synchrotron radiation sources are reviewed. Topics include angiography, computerized tomography, bronchography, mammography, and radiation therapy.

Key words synchrotron radiation, medical application, in-vivo diagnosis, radiation therapy

1 引言

1895年11月5日,德国物理学家伦琴发现了一种神奇的射线,这种射线肉眼看不见,但可以透过人的手掌,在底片上清晰地显示出手的骨骼图像^[1]。当时人们对这种神奇的射线一无所知,于是就用数学中用来表示未知数的符号 X 来命名这种充满魔力的射线——X 射线。X 射线的第一种应用就是医学方面的,在医院里用来透视人体,观察骨骼、肺部等器官的病变。现在我们知道,X 射线实际上就是波长很短(约 $1 \text{ \AA} = 10^{-8} \text{ cm}$)、能量很高的电磁波。X 射线透视早已经成为一般医院进行骨骼、胸部透视和放射治疗的常规手段,基于 X 射线的医疗诊断和治疗方法也在不断发展,如 X 射线大脑 CT 术、乳腺肿瘤成像术、选择性心血管造影术等,为人类的健康作出了积极的贡献^[2]。

X 射线又称为 X 光。常规 X 光的产生是利用具有一定能量(约 100keV)的电子轰击阳极靶,电子在靶材中产生韧致辐射或电离辐射。受辐射效率、靶材散热以及发散辐射的限制,常规 X 光源的亮度直到

20 世纪 60 年代才由于转靶 X 光机的出现提高了一、二个量级。1947 年,在同步回旋加速器上发现接近光速运动的带电粒子在磁场中运动时会产生十分强烈的电磁辐射,被命名为同步辐射(synchrotron radiation)。人们发现高能量同步辐射光源产生的 X 射线通量比常规光源高 1 万倍以上,并且具有高准直性、高光谱耀度、宽的能量范围和偏振性等十分优异的性能。其卓越的性能为人们开展科学研究和应用带来了广阔的前景,成为继电灯、X 光和激光之后第四次对科学研究和人类生活起到革命性推动作用的人造光源。同步辐射也被人们誉为“神奇的光”^[3]。

各国在发展同步辐射装置的时候,均把同步辐射的医学应用作为一项重要的内容,如 1976 年底美国斯坦福大学就提出并于 1979 年在斯坦福同步辐射实验室(SSRL)启动了同步辐射人体心血管造影计划^[4]。随后许多国家相继开始了以心血管造影术为主的同步辐射医学应用计划。近年来,在法国的欧洲同步辐射装置(ESRF)^[5]和日本的 Spring-8 光源^[6]分别提出了庞大的医学应用计划。

* 2001 - 01 - 17 收到初稿,2001 - 04 - 06 修回

2 同步辐射的医学应用

高能同步辐射光源可以提供十分优异的硬 X 射线,可以实现许多普通光源不可能完成的诊断方法和治疗手段.同步辐射的医学应用主要基于同步辐射极高的强度和宽的能谱范围这两个特性.与 X 光管的特征谱相比,同步辐射可提供高几万倍的光通量以及平滑连续的能谱,可在任意能量产生单色 X 光束.由于单色光束在穿透人体组织的过程中,只有强度改变,而能谱不变,可以消除在医学成像和治疗中经常遇到的光束硬化(beam hardening)问题.另一方面,单色光的能量可调谐,就可以通过选择最有效的能量来对特定的过程获得增强的成像和辐射效果,从而使得病人在治疗过程中获得更有效的作用剂量,或在成像过程中,以更少的剂量得到更好的成像质量.

同步辐射的医学应用分为两个方面^[7]:一种是生命体外或试管测试(in vitro),如结构生物学、X 射线显微术和辐射细胞生物学等;第二类项目的最终目标是活体应用(in vivo),如观察冠状动脉狭窄的静脉注射心血管造影术、观察大脑和颈部肿瘤的单一光计算机断层扫描术、观察早期肺癌的肺部支气管成像术、观察早期乳房肿瘤的胸部成像术、副作用极小的同步辐射微束放射治疗等.图 1 为正在开展研究的各种同步辐射活体医学应用.表 1 给出了各个研究项目的现状.以下各节将分别讨论同步辐射活体应用研究的进展情况.

表 1 同步辐射活体医学研究项目及现状^[7]

研究项目	成像或治疗方式	适用人体部位	研究现状
心血管术	投影成像	冠状动脉	人体研究
肺部支气管成像术	投影成像	肺部	人体研究
CT	CT 成像	头部、颈部	动物研究
乳腺成像术	投影成像	乳房肿瘤	体外组织
辐射治疗	微束治疗	大脑肿瘤	动物研究

2.1 同步辐射心血管造影术

尽早地发现心脏冠状动脉狭窄,是诊断和预防冠状动脉疾病的最有效措施.现在医学上检查心血管狭窄的最有效方法,是选择性冠状动脉 X 光造影.但这种侵入性的动脉注入诊断方法技术操作复杂,即使在西方发达国家设备条件良好的医院里,对病人也有一定的危险性:死亡率约 0.1%—0.2%,并发后遗症约 1.5%—3%^[8].

利用同步辐射可以实现静脉注射的无创伤冠状

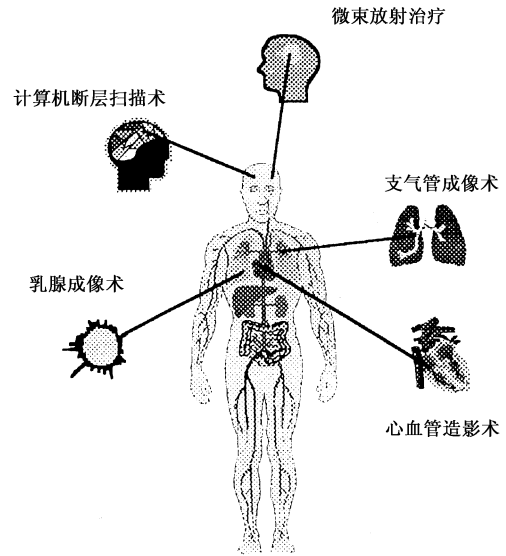


图 1 应用同步辐射开展的活体医学应用研究^[7]

动脉造影成像.1976 年底,美国斯坦福大学首先提出并于 1979 年在斯坦福同步辐射实验室(Stanford Synchrotron Radiation Laboratory, SSRL)启动了同步辐射人体冠状动脉造影计划^[4].紧接着,前苏联 Novosibirsk 的核物理研究所^[9],德国汉堡的 HASYLAB^[10],日本筑波的 PF^[11]也开始了这方面的工作.早期一般先做原理性的模型实验和离体动物试验,然后开展活体动物试验.迄今为止,已有四个装置(NSLS, HASYLAB, PF 和 ESRF)开展了人体的心血管造影研究^[12-15].特别是德国 HASYLAB 的 NIKOS 装置,到 1999 年 10 月已完成 379 个病人的测量^[13].这表明,同步辐射心血管造影装置正在开始进入实用阶段,这种方法也能够被病人很好接受.图 2 所示是两张在 NIKOS 装置上获得的两例患者的心血管造影图.

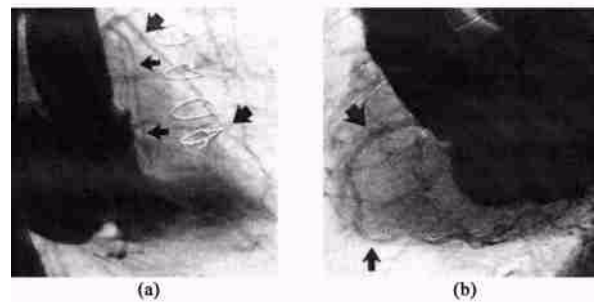


图 2 HASYLAB 的 NIKOS 装置上获得的人体心血管造影图像^[13]

- (a) 患者心脏中搭桥手术建立的旁路;
- (b) 患者心脏中植入的扩张金属管

同步辐射心血管造影术光束线和实验站光路如图 3 所示.各同步辐射装置建立的非侵入性静脉注

射的心血管造影方法有两种.一种是 NSLS, HASY-LAB 和 ESRF 采用的双色减影法.在碘的 K 吸收边 (33.17keV) 两侧,碘原子的质量吸收系数分别为 $6.5\text{cm}^2/\text{g}$ 和 $37.0\text{cm}^2/\text{g}$,相差 5.7 倍;而骨、肌肉和脂肪的吸收系数在碘 K 吸收边附近呈光滑曲线,它们的值在碘吸收边两侧都几乎相等.选用光子能量分别位于碘 K 吸收边两侧近邻的两束单色 X 光束(图 3 中的 E_1 和 E_2) 穿透人体胸部,对注射了碘造影剂的心脏透视成像.由于对这两束单色光来说,只有血管中碘原子的吸收系数有很大差别,而骨、肌肉和脂肪等其他组织的吸收系数几乎没有差别.将这两束单色光透视得到的图像数据取对数后相减,便能得到肌肉、骨和脂肪吸收反差很小,碘造影剂清晰的心血管造影图像.从图像中可以观察到直径小于 1 mm 的血管末端的阻塞情况.

双色减影法成像的实验装置一般均采用“两阵列线探测器 + 病人垂直运动”的测量方式.两束能量分别位于碘元素吸收边上、下缘的水平线光束(图 3 中的 E_1 和 E_2) 相交在病人的心脏位置,穿过病人躯体之后分别进入两个线探测器.病人整个心脏区域的扫描通过病人的垂直运动来实现.这种方法的水平分辨率(0.5 mm)由探测器的位置分辨来实现,而垂直方向的分辨率(0.5 mm)则由单色光束在病人处的垂直高度来保证.由于心脏在不停地跳动,整个测量过程需要在心脏的某个慢运动期内(持续时间约 250 ms)完成,这就要求探测系统有很好的时间分辨率.

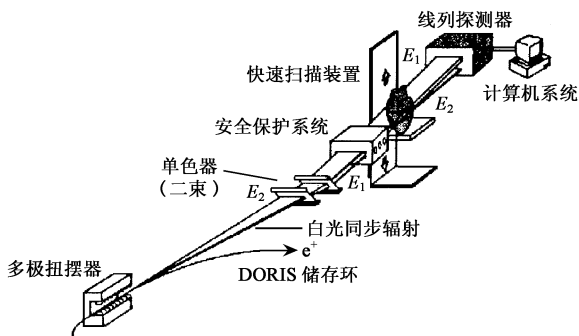


图 3 同步辐射心血管造影术光束线和实验站光路简图^[8]

另一种方法是日本 PF 采用的动态方法^[14,15],如图 4 所示,利用斜切的 Si(311) 晶体,获得光子能量在碘吸收边以上的 X 射线,并在垂直方向将 X 射线束展宽,得到面积为 $150\text{mm} \times 80\text{mm}$ 的光斑.配备有像增强器的 CCD 相机以每秒 30 幅图像的速度记录下心脏中碘造影剂的注入过程.受现有同步辐射光

源强度的限制,这种方法的分辨率还达不到 0.5 mm 的水平.

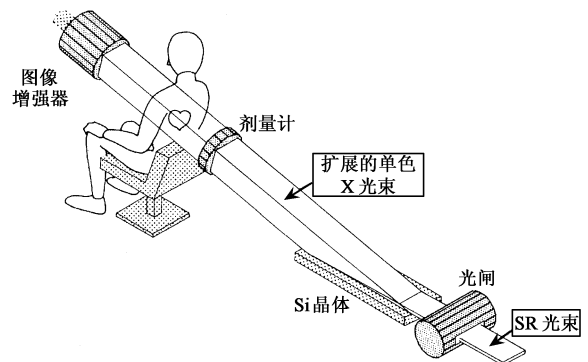


图 4 日本 PF-AR 环上的动态心血管造影系统^[14]

2.2 观察大脑和颈部肿瘤的的单色光计算机断层扫描术

X 射线计算机断层扫描术(X 射线 CT)是一种有效检测物体横截面的非破坏性手段.利用同步辐射的 X 射线 CT 可以选择能量在几 keV 到 100keV 的单色光束,以适合不同的材料,并且可以对某种元素的发布进行测量,图 5 所示.在医学方面,X 射线 CT 可以用来对大脑或颈部成像,观察发现早期的肿瘤.也可用来进行高分辨的实时成像,以开展后续的放射治疗过程.这种方法已经进入动物实验阶段.

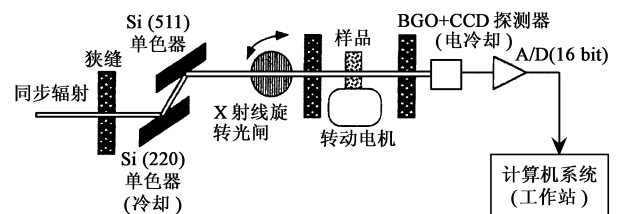


图 5 同步辐射单色光计算机断层扫描术^[16]

除了常规的吸收 CT 和荧光 CT 之外,还发展了双光子吸收法、吸收边减影成像等实验技术以提高成像的质量.近年来,为了提高对生物样品的成像衬度,发展了相位衬度技术(如图 6).常规 X 射线光透视技术观测到的衬度是由于不同物质对 X 射线的吸收不同而产生的,而低密度的软组织样品产生的吸收衬度不足以观测到局部细小的变化,因此对生物体内软组织的观察带来了极大的局限.相位衬度技术是利用高精度的干涉技术,探测 X 射线在穿透样品过程中由于相位变化而产生的衬度.这种相位的变化是与物质折射率的实部相关的,而吸收是由折射率的虚部决定的.由于 X 射线干涉技术具有很

高的精度,因而相位衬度技术可以大大提高成像的精度和灵敏度,在后面讨论的乳腺成像技术中也有重要的应用.图7是常规 X 射线透视技术和相位衬度技术获得的跳蚤图像的比较.

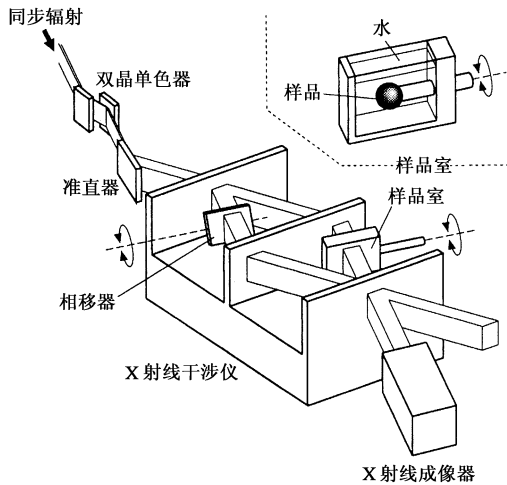


图6 相位衬度 CT^[17]

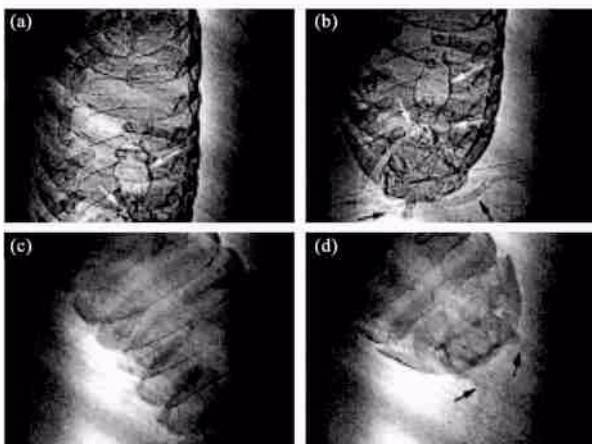


图7 相位衬度技术(a,b)和常规 X 光成像技术(c,d)的比较^[18]

2.3 观察早期肺癌的肺部支气管成像术

在所有癌症中,肺癌是死亡率最高的一种.而现有常规 X 光检测手段不能观测到直径小于 1cm 的肿瘤,使得肺癌患者往往到了晚期才发现,错过了手术治疗的有利时期. Rubenstein 等人提出了一种基于同步辐射光源的肺部支气管成像术^[19].利用与心血管造影术一样的原理,采用氙气作为造影剂,可以观察一般常规方法看不到的解剖结构和病理过程,实现肺癌的早期诊断.

在同步辐射肺部支气管成像术过程中,患者吸入含有一定量稳定 Xe 气的混合气体(80%的 Xe 气,20%的 O₂ 气),并屏住呼吸约 2s.利用图 2 所示的心血管造影术同样的设备,选择光子能量在 Xe 的 K

吸收边(34.56keV)上下的单色 X 射线束进行减影成像.研究表明,采用同步辐射支气管成像术可以发现很小的早期肿瘤,大大增加患者存活至少五年的可能性.这种技术在美国 NLSL 装置上已进入人体研究阶段^[20].

2.4 观察早期乳房肿瘤的胸部成像术

乳房恶性肿瘤是 35—50 岁女性群体最常见的致命疾病,早期诊断加上适当的治疗手段可以有效地延长患者寿命达 20 年. X 射线诊断技术是早期发现乳房肿瘤的关键技术和重要手段,其主要原理是观察乳房肿块与正常组织对 X 射线的吸收不同而产生的透视像.

同步辐射的单色化、准直性和波长可调等优异性能大大提高了胸部成像术的信噪比和成像衬度,从而可以更早地发现乳房肿瘤,并且显著减少患者在诊断中所受到的辐射剂量,如图 8 所示^[21].同步辐射胸部成像术已经进入体外组织检测研究阶段.近年来正在发展的衍射增强成像技术和相衬度技术的应用,使得各种透视成像术的分辨率和成像质量大大提高.衍射增强成像术的基本思想是利用一个放在样品后的分析晶体单色器滤除来自样品的散射信号,并对来自样品吸收的透射信号进行衍射成像,如图 9 所示^[22].这种方法除对样品产生的小角散射和吸收敏感外,还对折射效应敏感,如图 10 所示.图 10(a)是用商用胸部成像仪器在常规光源下获得的乳房组织像,其中白色区域对应着肿瘤,根须状的结构表明癌变的存在;图 10(b)和(c)分别为后分析晶体在 1.5μrad 位置获得的同步辐射乳房吸收像和折射像.图 10(b)的吸收像除了对白色区域有更好的衬度和分辨率之外,还可以清楚地看到肿瘤中的钙化造成的白色斑点.从图 10(c)的折射像中可以看到在常规成像中看不到的细小根须状组织结构,而这些放射状细小根须可能就表明存在有很小的、一般难以探测的肿瘤^[22].

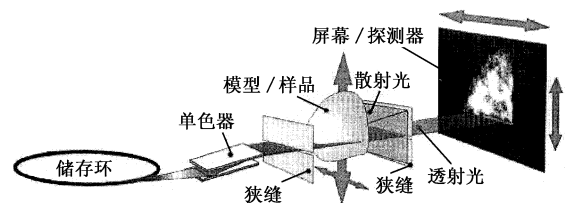


图8 乳房肿瘤胸部成像术^[21]

2.5 副作用极小的同步辐射微束放射治疗

射线放射治疗是杀死癌细胞的一种有效手段,但是由于射线同样会杀死正常细胞组织,因而会对物理

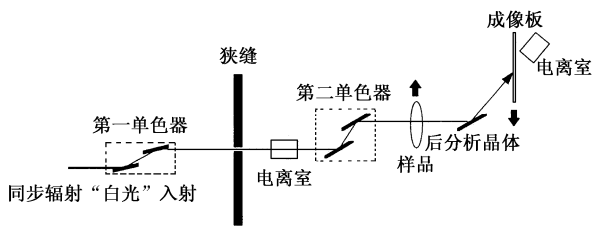


图9 衍射增强成像技术示意图^[22]

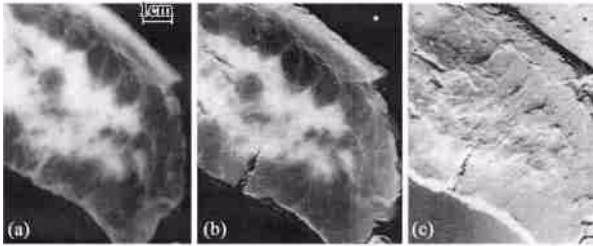


图10 衍射增强成像技术与常规技术获得的乳房癌组织图像比较^[22]

患者产生较强的副作用,寻求比较安全的放射治疗技术对癌症患者是一个极大的福音。

同步辐射微束放射治疗方法是在美国的 NSLS 装置上发展起来的,利用高度准直的同步辐射光束准确地在肿瘤位置处释放适当的辐射剂量,杀死肿瘤细胞.经过同步辐射计算机断层扫描术的精确定位之后,利用不同方向入射的几束梳状同步辐射光束(几毫米高,20—50 μm 宽,间隔75—200 μm ,光子能量为50—150keV),交叉照射到肿瘤位置来实现副作用极小的放射治疗.只有被交叉光束照射的肿瘤细胞会被杀死,其他位置上被微光束损坏的细胞将通过附近完好细胞的分裂来得到修复.在 NSLS 和 ESRF 装置已进入动物研究阶段,对患有急性致命脑瘤的实验鼠,同步辐射微束放射治疗可以有效地增加实验鼠的存活率^[23,24].

3 世界各国同步辐射装置的专用医学应用光束线

在许多同步辐射装置上都开展过医学应用研究,并且有许多装置都建有专用的医学应用研究光束线,如美国的 NSLS、德国的 HASYLAB、日本的 PF、意大利的 ELLETRA、法国的 ESRF 和日本的 Spring - 8.中国计划在上海建设的 SSRF 也把医学应用研究列入了首批建设的光束线之一^[25].表2列出了这些专用医学应用研究束线的基本情况。

特别值得一提的是日本的 Spring - 8 装置,他们成立了一个生物医学成像中心,由8所大学和医学研究机构的专家组成,分别建造弯铁束线(已完成)、

扭摆器束线和波荡器束线(计划中),全面开展各种与医学应用成像有关的各种研究工作。

表2 世界各国同步辐射装置上的医学应用束线简况

装置名称	光源	实验方法	进展	参考文献
NSLS	2.5 GeV 3—4.7T 超导扭摆器	心血管造影术 支气管成像术 多能量 CT 辐射治疗 乳腺成像术	人体研究 人体研究 动物实验 动物实验 体外组织	[12,26]
HASYLAB	4.5 GeV 1.26T,20 极扭摆器	心血管造影术 衍射增强成像	人体研究 模型实验	[8,10,13]
PF	6.5 GeV(AR) 弯铁	心血管造影术 相位衬度成像	人体研究 动物研究	[11,14,16,17,27]
ELLETRA	2.0 GeV 弯铁	乳腺成像术 衍射增强成像 相位衬度成像	体外组织 模型研究 模型研究	[21]
ESRF	6.0 GeV 1.5T,21 极扭摆器	心血管造影术 支气管成像术 多能量 CT 乳腺成像术 辐射治疗 衍射增强成像	人体研究 模型研究 体外组织 体外组织 体外组织 动物研究	[5,7,12]
Spring - 8	8.0 GeV 弯铁 扭摆器 波荡器	心血管造影术 微心血管造影术 支气管成像术 多能量 CT 荧光 CT 散射 CT 相位增强成像 乳腺成像术 辐射治疗 衍射增强成像	计划 动物研究 计划 计划 计划 动物研究 计划 计划 计划	[6,28]
SSRF	3.5 GeV 1.8T,21 极扭摆器	心血管造影术 支气管成像术 多能量 CT 衍射增强成像	计划 计划 计划 计划	[25]

4 结束语

20 多年来,同步辐射的医学应用研究伴随着同步辐射光源的发展取得了巨大的进步,发展出了许多常规光源不可能完成的成像方法和检测技术,具有很好的发展势头和应用前景.但是也应该看到,由于装置和束线所需的建设费用较高,在各个同步辐射装置上开展的医学应用项目只能局限于应用研究阶段,真正的临床应用有赖于发展和建设一些费用合适并适用于医院、研究中心和医学中心的小型同步辐射光源.没有这样的发展,同步辐射的医学应用将只能局限于少数有限的研究项目,对临床技术产生的影响将十分有限。

致谢 作者感谢丁大钊、冼鼎昌两位院士给予的热情鼓励和指导。

参 考 文 献

- [1] Röntgen W C. Nature ,1896 ,53 :274
- [2] 朱翠玲,赵斌,吴恩惠主编.现代医学影像学——工程与临床.济南:山东科学技术出版社,2000[Zhu C L,Zhao B,Wu E H eds. Modern Medical Imaging——Engineering and Clinic. Jinan: Shandong Science and Technology Press,2000(in Chinese)]
- [3] 洗鼎昌.神奇的光——同步辐射.长沙:湖南教育出版社,1994[Xian D C. Magic Light——Synchrotron Radiation. Changsha: Hunan Education Press,1994(in Chinese)]
- [4] Rubenstein E, Hughes E B, Campbell L E *et al.* SPIE, 1981, 314: 42
- [5] Elleaume H, Charvet A M, Berkvens P *et al.* Nucl. Instrum. Meth., 1999, A428: 513
- [6] Uyama C, Tokumori K, Toyofuku F *et al.* SPIE, 1999, 3770: 193
- [7] Thomlinson W. Synchrotron Radiation Applications in Medical Research. In: Ando M, Uyama C eds. Medical Applications of Synchrotron Radiation. Tokyo: Springer, 1998. 2—9
- [8] Dix W- R. Prog. Biophys. Molec. Biol., 1995, 63: 159
- [9] Dementyev E N, Dolbnya I P, Zagorodnikov E I *et al.* Rev. Sci. Instrum., 1989, 60: 2264
- [10] Dix W- R, Engelke K, Graeff W *et al.* Nucl. Instrum. Meth., 1992, A314: 307
- [11] Nishimura K, Hyodo K, Hosaka R *et al.* Rev. Sci. Instrum., 1989, 60: 2260
- [12] Thomlinson W, Gmur N, Chapman D *et al.* Rev. Sci. Instrum., 1992, 63: 625
- [13] Dill T, Dix W- R, Hamm C W *et al.* Synchrotron Radiation News, 1998, 11(2): 12
- [14] Ohsuka S, Sugishita Y, Takeda T *et al.* The British Journal of Radiology, 1999, 72: 24
- [15] Elleaume H, Fiedler S, Estève F *et al.* Phys. Med. Biol., 2000, 45: L39
- [16] Itai Y, Takeda T, Akatsuka T *et al.* Rev. Sci. Instrum., 1995, 66: 1385
- [17] Momose A, Takeda T, Itai Y *et al.* Perspective for Medical Applications of Phase-Contrast X-ray Imaging. In: Ando M, Uyama C eds. Medical Applications of Synchrotron Radiation. Tokyo: Springer, 1998, 54—62
- [18] Spring-8 Research Frontiers 1998/1999, Spring-8/JASRI, p20—21
- [19] Rubenstein E, Giacomini J C, Gordon H J *et al.* Nucl. Instrum. Meth., 1995, A364: 360
- [20] Giacomini J C, Gordon H, Ó Neil R *et al.* Nucl. Instrum. Meth., 1998, A406: 473
- [21] Lewis R A, Hufton A P, Hall C J *et al.* Synchrotron Radiation News, 1999, 12(1): 7
- [22] Chapman D, Thomlinson W, Zhong Z *et al.* Synchrotron Radiation News, 1998, 11(2): 4
- [23] Laissue J A, Geiser G, Spanne P O *et al.* Int. J. Cancer, 1998, 78: 654
- [24] Laissue J A, Lyubimova N, Wagner H- P *et al.* SPIE, 1999, 3770: 38
- [25] 姜晓明,徐君权,盛伟繁等.中国科学技术大学学报,2000, 30(增刊): 152[Jiang X M, Xu J Q, Sheng W F *et al.* Journal of University of Science and Technology of China, 2000, 30(supplement): 152(in Chinese)]
- [26] Chapman D, Thomlinson W, Arfelli F *et al.* Rev. Sci. Instrum., 1996, 67: CD ROM
- [27] Hyodo K, Nishimura K, Ando M. Coronary Angiography Project at the Photon Factory Using A Large Monochromatic Beam. In: Ebashi S, Koch M, Rubenstein E eds. Handbook on Synchrotron Radiation(vol. 4). Amsterdam: Elsevier Science Publisher, 1991, 55—94
- [28] Spring-8 Research Frontiers 1998/1999, Spring-8/JASRI, 17—21

(上接第 601 页)

翻;此外,对已公布的超光速实验或我们计划做的实验要严格检查、监控、分析.光既是粒子又是波,目前无人能做单光子测速实验,只能做脉冲传播速度实验,脉冲频谱复杂将给实验带来问题.此外,军事医学科学院焦克芳研究员报告了“对王力军超光速实验的思考”;UTStarcom 公司(中国)高山高级工程师报告了“实现信息超光速传输的一种可能途径”;北京石油化工学院董晋曦教授报告了“对光速不变性原理的思考”;北京大学陈徐宗教授报告了“超光速、超慢光速研究中的若干问题”.

在讨论中,中国科学院电子学研究所宋文森研究员认为,光既是最简单的又是最复杂的;对光本质的认识、研究过程永远不会停止和枯竭,并且意义重大.中国计量科学研究院沈乃滋研究员认为,爱因斯坦狭义相对论中包含光速不变、光速不可超越这两点,但他在 1955 年去世.1960 年发明了激光;目前有的实验(如王力军实验)是用受激辐射增益介质做的,爱因斯坦不可能预见.考虑这些事情,未来,突破他的框架是有可能的.目前国内实验经费困难,尚需呼吁有关方面重视和解决,中国科学家应力争在 5

年内(十五计划期间)做出些成绩来,这是有可能的,“电磁波波速工作组”的成立是个有利条件.清华大学李宗谦教授说,本次会议气氛热烈,学术交流收获很大,目前麦克斯韦方程组也面临改进问题,要深入探索.一些基础实验,即使未做成功,失败了,也会有副产品,会有新收获、新认识.北京广播学院司重生教授说,爱因斯坦理论即使面对宏观世界也已出现一些困难,如黑洞方面,他的理论没有负物质、负能量的考虑,这些都是在他以后的发展.

最后,波速工作组组长黄志洵教授说:亘古以来,谁曾想过人类能使光在原来速度(真空中光速 c)的基础上加快,或者大大变慢甚至完全停下来不再运行?谁曾想过光的折射角度可以与 Snell 定律的方向相反(即折射率为负值)?...但是,这些事情在世纪之交的时候都实现了.自然的秘密和人类智慧的奇妙令人惊叹不已.在这种形势下,中国科学家要有时代感、紧迫感,要争取获得实验经费方面的支持,做出创新的工作,才无愧于作为伟大中华民族的一员.

(京微)

物理