

郝吉 主编

数字减影血管造影
的基本原理



人民卫生出版社



数字减影血管造影 的基本原理

祁吉 主编

刘玉清 吴恩惠 审阅

人民卫生出版社

数字减影血管造影的基本原理

祁吉 主编

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

河北省永清县第一胶印厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米16开本 12 $\frac{1}{4}$ 印张 4插页 280千字

1991年9月第1版 1991年9月第1版第1次印刷

印数: 00 001—1760

ISBN7-117-01531-4/R·1532 定价: 14.10 元

(科技新书目241—184)

810-2
65

编 者

祁 吉	天津医学院附属医院
张树荣	河南新乡市第二人民医院
杜金梁	天津市第一中心医院
魏树亭	河南新乡市第二人民医院
缪耀芳	江苏徐州市第五人民医院
王凤麟	哈尔滨医科大学第二医院
严加和	天津市第一中心医院

序

数字减影血管造影 (DSA) 是80年代兴起的一项新的医学影像学技术,是当前数字放射学中重要的组成部份。国内最早于1984年引进了DSA设备,1985年初应用于临床,其后迅即推广至全国大、中城市的许多医疗和教研机构,收到很好的社会 and 经济效益。1989年第五届全国放射学学术会议“论文摘要汇编”收录的347篇论文中有17篇专门论述DSA,分析研究的病例达4317例,内容涉及静脉、动脉和心腔DSA在大血管、神经、腹部和泌尿系、心脏(包括先天性心脏病和冠状动脉等)、肺动脉和骨骼软组织等各领域的临床应用研究和经验总结,不少工作已达到相当高的水平。但是,也应当指出,有关DSA基本原理、成像技术等开发研究方面的工作则颇少。根据了解,这也在一定程度上反映了我国医学影像学界的现实情况。这将对我们更深入有效地利用现有的设备和技术,並进而进行开拓性和创新性的工作带来不利影响。

DSA和数字放射学融合了现代物理学、计算机和微电子学、视频电视技术等多种学科的研究成果。这些内容是现代医学影像学专业人员——临床医师和工程技术人员必须了解、熟悉和掌握的,但实际上这恰恰是我们较为薄弱的一环。医学院校的放射教学及其后的继续教育课程也刚刚开始注意到这个方面。因此,祁吉博士等编写的《数字减影血管造影的基本原理》一书恰可弥补该不足,对促进DSA的临床应用、教学和科研工作将会起到积极作用。该书参阅了一些国外同类材料,主要讲述DSA成像的基本原理、设备结构、减影图像的性质等及临床应用的概况。内容深入浅出,便于读者(影像学医务人员和医学生)阅读理解。尽管DSA的技术和临床应用在不断发展,但其基本原理将是长期适用的。

我祝贺本书的编辑出版,作为一本知识更新的读物,该书将会有广大读者,发挥应有的作用。

刘玉清

一九九〇年一月二十五日

前 言

自从80年代中叶开发了数字减影血管造影(DSA)以来,国内现已在临床上广泛应用。但是,作为一种全新的技术,DSA,甚至更广义的数字放射学的基本科学原理的阐述尚属空白。本书的目的即在于为临床医师、放射物理学工作者、放射技师以及医学生和研究生提供有关DSA基本物理学、设备原理及临床应用的基础知识。

由于涉及的领域对于读者是相对生疏的,我们参考了国外的一些同类材料,借鉴了他们的表达方式,力求写成一本“供临床医师阅读的物理学”。它的一些内容也适用于数字放射学的其它领域,如CT、MR等。我们希望本书对读者更有效地利用现有DSA技术及开展前瞻性、开拓性工作有所帮助。

本书第十章具体讨论了DSA的临床应用,但我们推荐读者宜循序阅读本书的一至十章。

由于本书的内容涉及若干学科的边缘,描述中难免不当与错误之处,还望读者予以批评指正。

祁 吉

一九九〇年一月

目 录

第一章 数字荧光成象引言	1
一、历史回顾	1
二、减影的促因	2
三、数字荧光成象的发展	3
四、当前的DF	8
第二章 影象形成和成象链	10
一、引言	10
二、X线透射成象方式	10
三、“理想的”成象链	12
(一) X线源	13
(二) X线检测器	13
四、“实际的”成象链	13
(一) X线源	13
(二) X线检测器	16
五、达到理想的系统需要的改良	21
(一) 影象增强 - 电视系统	21
(二) 滤线栅	21
(三) X线源	21
六、小结	22
第三章 DF中的视频信号	23
一、视频信号	23
二、视频装置	25
(一) 亮度响应	25
(二) 动态范围	26
(三) 信-噪比 (SNR)	27
(四) 迟滞	29
三、视频摄像机的运行	31
(一) 脉冲X线曝光技术	31
(二) 电影脉冲X线曝光技术	34
(三) 连续X线曝光技术	36
四、小结	36
第四章 噪声	38
一、引言	38
二、来自X线统计学的噪声	38
(一) 统计学与非统计学噪声的区别	38

(二) 泊松分布统计学	39
(三) 对比和直径 (Rose模型)	41
三、非X线源性噪声	44
(一) X线噪声的基本限制	44
(二) 信-噪比 (SNR)	44
(三) 检测效率	45
(四) 电视摄像机	45
(五) 量子化噪声	51
(六) 存贮噪声	53
四、小结	56
第五章 数字处理入门	57
一、引言	57
二、数字信息的丢失	58
三、数字影象形成	60
四、二进制运算	62
五、数字影象显示	64
六、小结	67
第六章 系统结构	69
一、引言	69
二、模拟-数字转换器	69
三、灰阶转换	70
四、处理机结构	71
五、存贮装置	73
六、照片复制	74
七、小结	75
第七章 减影影象的性质	76
一、引言	76
二、数字减影血管造影中的信号	76
三、信号值	79
(一) 静脉注射造影剂	79
(二) 动脉注射造影剂	81
(三) 对比百分比	82
四、DSA的曝光条件	82
五、移动伪影	84
六、对数放大	86
七、小结	90
第八章 DSA影象的形成	92
一、引言	92
二、影象获取	92

(一) X线发生器和X线管	92
(二) 定位器和几何学	93
(三) X线技术选择	95
(四) 病人的曝线量	97
(五) X线滤线栅	99
(六) 平野滤过	100
三、影象处理	102
(一) 再蒙片 (更换蒙片)	102
(二) 像素移动	104
(三) 标记	105
(四) 空间滤过	106
四、小结	106
第九章 时间滤过	108
一、引言	108
二、减影的类型	108
三、普通滤过	109
四、蒙片方式减影	110
五、积分蒙片方式	112
六、匹配滤过	113
七、递推滤过	114
八、时间减影方式的改良	116
(一) 混合减影	116
(二) 动态数字减影体层摄影	116
(三) 心电触发成象	117
九、信 噪比 (SNR)	118
十、频率响应	120
十一、心脏滤过	120
十二、小结	122
第十章 DSA的临床应用	124
一、引言	124
二、DSA在头颈部的应用	124
(一) 检查方法	124
(二) 成象结果的评价	129
(三) 临床应用	132
(四) 目前存在的问题	143
三、DSA在腹部的应用	145
(一) 肾	145
(二) 肝	151
(三) 其它脏器	154

四、DSA在心脏和大血管的应用	156
(一) 检查方法	156
(二) 成像结果	157
(三) 临床应用	158
五、DSA在外周血管的应用	166
(一) 检查方法	166
(二) 成像结果的评价	167
(三) 临床应用	170
(四) 并发症	175
(五) 目前存在的问题	175
六、DSA参数性成像	176
(一) 功能性参数与参数性成像的原理	176
(二) 参数性成像的应用	179
七、减影技术的其它应用	185

第一章 数字荧光成象引言

一、历史回顾

诊断性放射学的历史与荧光透视这一方法紧密相联。1895年伦琴正是通过荧光屏发现的X线。自伦琴时代以来,应用荧光材料检测X线的方式已经经历了很大变化。目前,已有数十个制造商可以提供现代的数字式荧光摄影成象设备。

荧光成象设备的演变见图1.1。临床应用的最早的设备类似图1.1A。荧光屏置于被
查病人之后,X线激发荧光屏,有不到15%被吸收,其中仅30%转变为可见光。形成可由放射医师直接观察的模糊光影,但仅能在暗适应一段时期后于暗室中观察。这样的设备的主要限制是荧屏将X线转变为可见光的效率很低。

增加影象亮度的直接方法是增加病人的X线曝射率。事实上,高X线曝射是这些早期设备的必然的副作用。即使如此,亮度水平仍很低,仍希望将亮度增加100倍或更多。

40年代,Langmuir (1940),Coltman (1948),Morgan和Sturm (1951)及其他人各自的里程碑性的研究中,发展了X线影象增强管,形成的系统见图1.1B。该系统中,X线如图1.1A一样被吸收和转变为可见光,但可见光接着被转变为电子,电子在激发输出荧光体之前在影象增强管(II)内被加速,在输出荧光体内高能电子再转变为可见光而被观察到。由于电子能量大为增加及影象缩小,最终的影象亮度约为仅用荧屏者的500倍。

虽然II代表了一个显著的进步,图1.1B描绘的方式仍有一些不足之处:影象仅可于曝光期间观察,而且除非使用反射镜系统,影象难由一个以上观察者观察。下一步则为图1.1C显示的那样,将影象增强管的输出连接到一电视摄像机上。该结合在50年代末、60年代初完成,当时甚至发展了更高的亮度放大的II。此后,已有无数的影象增强管改进技术,可能最重要的改进是60年代末发展的碘化铯输入荧光体。应用碘化铯可增加检测量子效率达50~60%,图1.1C展示的是在70年代中期研究者

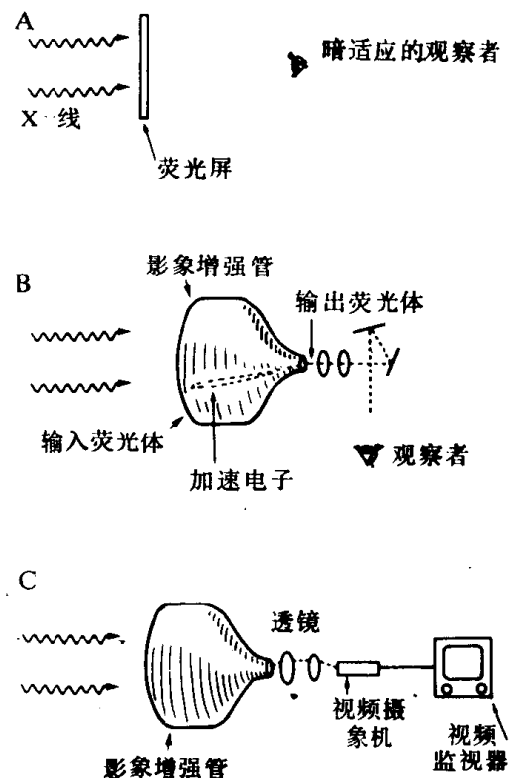


图1.1 荧光X线成象的演进

A. 最早的荧光X线成象系统。辐射连续撞击荧光屏,转化为可见光。但全部效率仅约5%。由于亮度非常低,放射学家只能在暗室中观察荧光屏,并事先需做数分钟暗适应。

B. 影象增强管将X线转换为电子,再在增强管内被加速,依次在输出荧光体上转换为可见光。输出较荧光屏者(A)亮的多,可经透视和反射镜观察。

C. 系统发展的下一步,是将影象增强管的输出(B)与视频摄像机联结,产生的电子影象可在电视监视器上远距离观察

开始在荧光成象中应用数字技术的基本结构。

二、减影的促因

由于X线影象上各种解剖结构（骨、软组织、脂肪、血液、气腔等）的重叠，在一个影象内检测和勾画出特定结构是一个不无困难的问题。很多方法已被用来减少X线影象的复杂性而又不影响兴趣结构的显示。这些技术包括选用“最宜”kVp，最大限度地提高特定结构的放射摄影敏感性；选择兴趣结构的最佳投照位置；或选择可突出低对比细节的X线胶片。

从分析的角度来讲，理想的影象应是所有不含欲查结构“X”的部位具有“0”背景水平，而那些与欲查结构“X”有关者应有一实质上有别于0的信号。减影的目的即为提供一尽可能接近这个目标的结果。

一般说来，通过得到两张（或更多）影象施行减影，它们含有欲查的预期解剖结构“X”。理想的情况下，从第一张影象与第二张影象间欲查结构“X”的变化中得到对比（或信号），而所有非欲查结构的对比保持无改变。减影中，所有非欲查结构均被消除，如所期望的那样仅遗留欲查结构。在血管造影中，欲查结构相当于检查的动脉中含碘的血流。随造影剂团的通过，含碘血液在逐帧照片的对比发生变化。

利用两张胶片作减影以突出二者间的差别并不是新的概念。早期的X线照片减影是由Ziedses des Plantes (1934, 1962) 施行的，此后，直至数字荧光摄影出现之前，在神经放射学检查中已常规施行胶片减影处理。

虽然已经对影象减影的原理作了很多探讨，但在数字减影血管造影(DSA)开发之前，减影的精确性还不足以分辨复杂的影象内1%以下的影象对比。胶片与胶片影象间的减影系光学减影，减影过程中只会丢失而不会增加固有信息量。胶片实际上兼有收集信息与显示影象两种功能，这两种功能均赖于感光材料，因而在目前的条件下，难于使用更先进的方法捕捉到更多的低浓度碘信号及相应显示之。当然，减影过程还相应增加胶片的用量，即增加耗费。而DSA设备的灵活性使之可行多种减影技术，乃至完成一些胶片减影法不敢奢望的复杂的减影方式。

减影的概念还可进一步展开。一个减影影象，即使是极普通形式的减影影象，不一定仅由两张影象间减影形成，而可以是多数影象结合或处理的结果。一个这样的例子是常规体层摄影，该检查中欲查结构“X”是位于某一解剖学平面内的若干结构，其它平面内所有非“X”的结构均被体层摄影运动消除掉。在180°体层摄影角限度内作的计算体层摄影(CT)，欲查结构也可被重建或确切无误地分离出来。

即使来自非欲查结构“X”材料的信号改变，但以预先设计的或专门确定的方式仍可施行减影。这意味着可设计一些方法补偿非欲查结构“X”材料的信号变化，此即能量减影方式。假设，欲查结构“X”相当于软组织，而非“X”结构由其它材料，如骨构成。通过事先了解作为使用的X线光谱函数的骨对比变化，即可形成“骨减影”影象，从而仅遗留软组织的对比。

总之，影象减影是从一些材料或兴趣区分离出对比差别的有效手段。随减影处理精细程度的增加，形成减影影象的方法也更加复杂。除非是施行原始的减影处理，当前的减影需要使用精密的仪器设备。这些技术是CT发展的基础，并扩展到数字荧光摄影的一

些基本处理，如时间减影。

三、数字荧光成象的发展

一系列因素促进了数字荧光成象 (DF) 的研究。计算体层摄影 (CT) 自身即为一个数字成象系统，正如最早开发 DSA 的研究者之一 Mistretta 幽默地指出的，当另外一些讲英语的星球上发明了 CT 时，更可能被称为“数字体层摄影术”。CT 设备采用的数字成象的原理同样可用于数字荧光成象。在一定程度上，透视技术与计算机处理技术的结合是必然的。但我们更愿意把 DF 仅仅看作是透视与数字技术的结合。我们循序复习一下在实验室条件中 DF 是如何发展的。在这样的情况下，通过实验和不断纠正错误发现了很多概念和派生观念，对今天成功使用 DF 装置相当重要。

若干研究小组各自独立地对 DF 的发展作出了贡献。其中之一为亚利桑那大学 S. Nudelman 教授领导的小组 (Frost 等, 1977; Ovitt 等, 1979)。他们最初倡议组建一个基于光电成象的放射科，目的在于用图 1.1 C 所显示的影象增强电视系统获得的影象来替换很多胶片 X 线摄影。他们见到，在 X 线摄影的曝线水平操纵这样的系统将需要使用高性能元件，包括影象增强管和电视摄象机，并进一步需要伴有数字电子技术的快速精细处理。图 1.2 A 是第一批静脉注射造影剂的狗的颈动脉时间减影影象之一。系 70 年代中期摄得的。尽管图象中的噪声很大，但可显示颈动脉。与这个早期影象对照的是图 1.2 B 中较晚近的狗的检查影象，也系亚利桑那大学小组摄得。该影象证实在对比及小血管细节方面有明确的改善。该小组还研究了静脉血管造影在心脏的应用。图 1.3 显示了早期狗的心脏检查的减影影象。

发展数字荧光成象方法的第二个小组是西德 Kiel 儿童医院的 P. Heintzen 教授和 R. Brennecke 医师 (Brennecke 等, 1977; Heintzen, Brennecke, and Bürsch, 1978)。该组主要的兴趣在于分析心脏的血管造影影象系列和着手进行作为快速处理手段的数字视频处理。图 1.4 为早期 (1977) 可作实

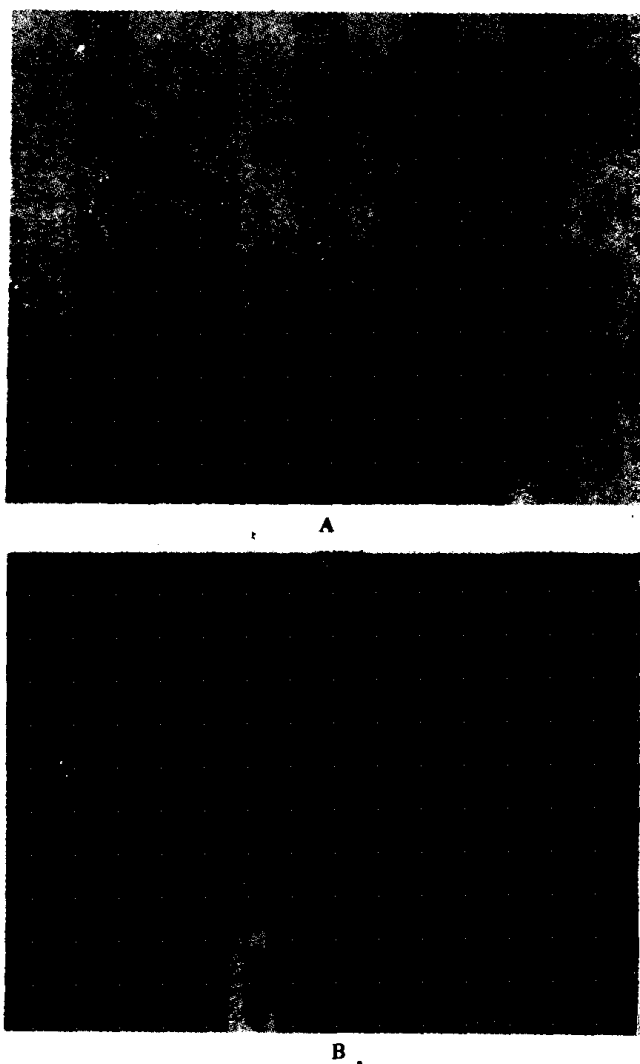


图 1.2

- A. 一个早期 (70 年代中期) 亚利桑那大学研究的时间减影影像，系静脉注射造影剂后狗的颈动脉检查
- B. 亚利桑那大学的更晚期的狗的 IVDSA 结果



图1.3 亚利桑那大学小组的较早期的狗的心室IVDSA

时减影系统的方框图。在该系统施行了低X线剂量狗的心脏成象。图1.5为经动脉施行的早期结果。其后，他们的数字成象系统也向其他临床应用方面发展。

最后，威斯康星大学由C. Mistretta领导的一个小组也发展了DF成象技术。与亚利桑那和Kiel小组的动机相反，该研究组的焦点则特别着重于影象减影的各种形式。

70年代早期的威斯康星大学，在荧光成象影象减影方面最初的研究工作中，使用模拟存储管从低的对比中分离信号，如舌簧抑制器(tongue depressors)和索引卡(Mistretta等，1973 a)。通过使用广泛的时间积分，1%对比以下的视频信号被很好地分离出来。下一步骤之一是通过某种方法使减影概念获得更恰当的临床应用。

作为Jacobson (1953)工作的延伸，Mistretta等，(1973 b)研究了碘的K-缘成象。该技术中影象是在平均X线能量略高于和略低于碘之33keV吸收缘获得的，故又称“能量减影”。K-缘减影的概念涉及一个物理学现象，即碘在33 keV能量水平时其射线吸收系数(衰减系数)显示一锐利的、锯齿形的不连续性。图1.6显示的是碘、骨骼和软组织(肌肉)的能量依赖性变化。随光子能量增加，三种成份对射线的衰减降低，但特征不同。碘的这种衰减特征与碘原子在K层

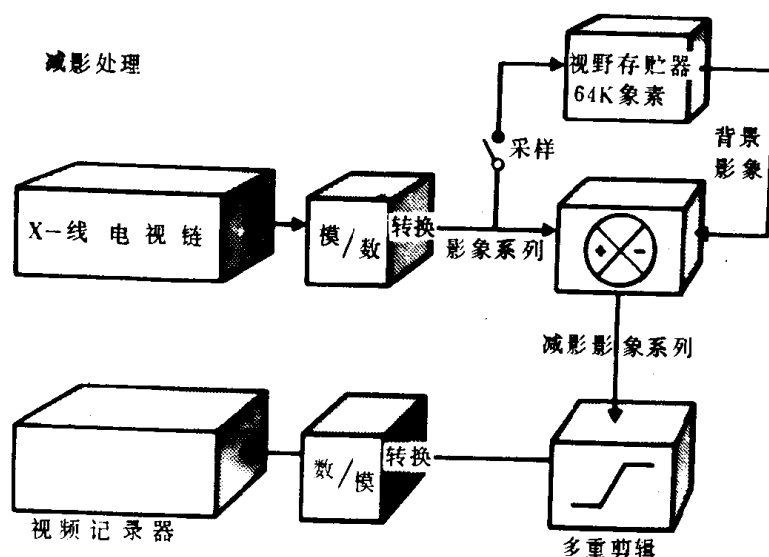


图1.4 Kiel儿童医院的早期数字荧光透视系统方框图解

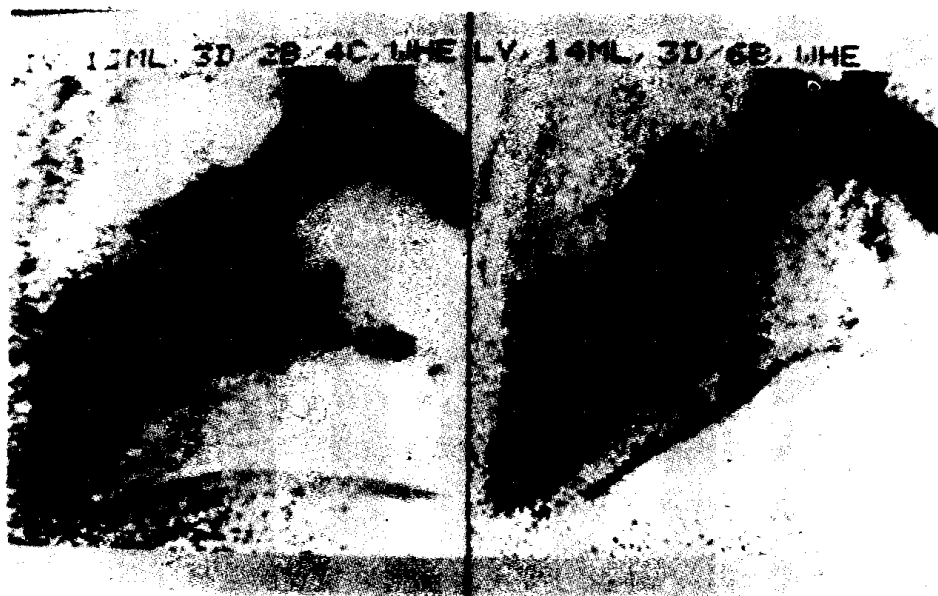


图1.5 早期Kiel 儿童医院的狗心脏数字荧光影像

轨迹上的电子有关。若将一块含骨、软组织、空气和微量碘的组织分别用略低于 (70 kV) 和略高于 ($120\sim 130\text{ kVp}$) 33 keV 的 X 线能量曝光, 则后一张影象和前一张相比, 碘信号大约减少 80% , 骨信号大约减少 40% , 软组织信号大约减少 25% , 气体则在两个能级上均衰减很少。将这两帧影象减影, 则可完全消除气体影, 保留小量软组织影、相当量的骨影和明显的碘信号。减影中, 碘的对比与来自非碘材料的信号相比被增强。

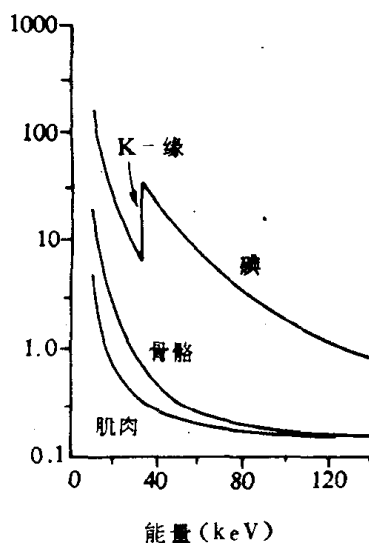


图1.6 碘、骨骼和软组织(肌肉)对射线衰减的能量依赖性变化可见碘的衰减曲线在 33 keV 附近的锐利的、锯齿形的不连续性

在 K-缘能量减影研究中, 发现了一系列其它现象的重要性, 比如在减影前需使视频信号通过算法扩大器。此外, 由于在能量减影中与减影前对“权数”影象 (如一个影象乘 $1/2$, 第二个乘 $1/3$) 的需要, 理想的影象处理应有比以往的模拟存储管更大的适应性和调节能力。这导致了数字影象存储器和数字视频处理的发展 (Kruger 等, 1978), 这些发展提供了很多好处: 高速、适应性、高度精确性、可靠性和超过以往处理方法的精细调节。

威斯康星大学最初的 DF 工作是应用能量减影 (Kruger 等, 1977); 一个例子见图 1.7。图 1.7 A 是猕猴脑的未减影的 DF 影象, 在脑池内注入 3 ml 阿米培克 (300 mgI/ml) 后施行三束 K-缘成象见图 1.7 B。碘信号显示为白色, 相当于猕猴的脑池显影。在形成该影象中, 使用数百毫安 X 线管电流并将减影的数字帧幅积分。这样, 在 X 线摄影而不是透视中使用了影象增强电视系统。

获得图 1.7 影象后, 紧接着做了很多努力在狗静脉注射造影剂后显示甲状腺碘浓度。这些努力基本上是不成功的。

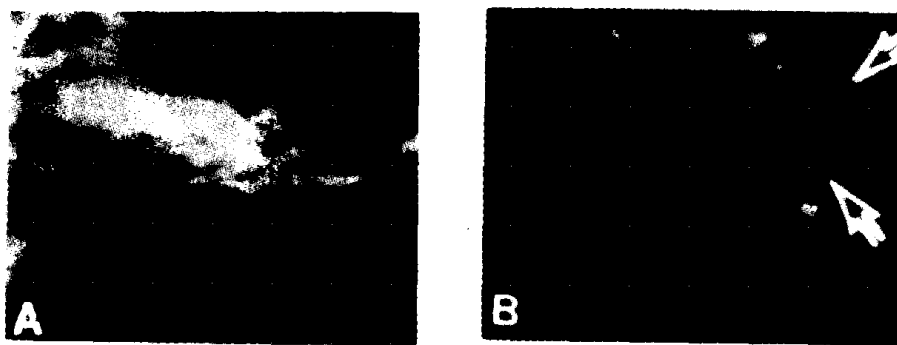


图1.7 威斯康星大学小组早期的能量减影结果

A. 猕猴脑的侧位未减影的数字荧光摄影影像

B. 与(A)同一动物之三束K-缘能量减影影像。箭头示显影的脑池

因为狗的心血管生理学与人不同，于是决定注射之后追随含碘血流的流动，特别是在心脏。为观察心脏，以60帧/s的时间减影（蒙片式）代替了能量减影，得自该研究的影像之一见图1.8，可显示狗的右心和肺动脉。该影像是在外周静脉注射5 ml Cholegrafen后，以65kVp和13mA在前后（AP）位获得的。这些结果唤发了实验室中开展时间减影研究的兴趣。

这些早期在狗的研究之后，威斯康星大学在人体施行了时间减影（Kruger等，1979）。首次心脏检查结果见图1.9，可见蒙片影像及收缩末期及舒张末期影像（左和右侧）。首次静脉注射的颈动脉影像见图1.10，系经外周静脉注射40ml Renografin - 60获得，以每秒1帧获得减影影像。由于病人移动，开始的减影影像均不能接受，利用更换蒙片产生了所显示的结果。同时，为了观察颈动脉的低的影像对比，必须给予适量的X

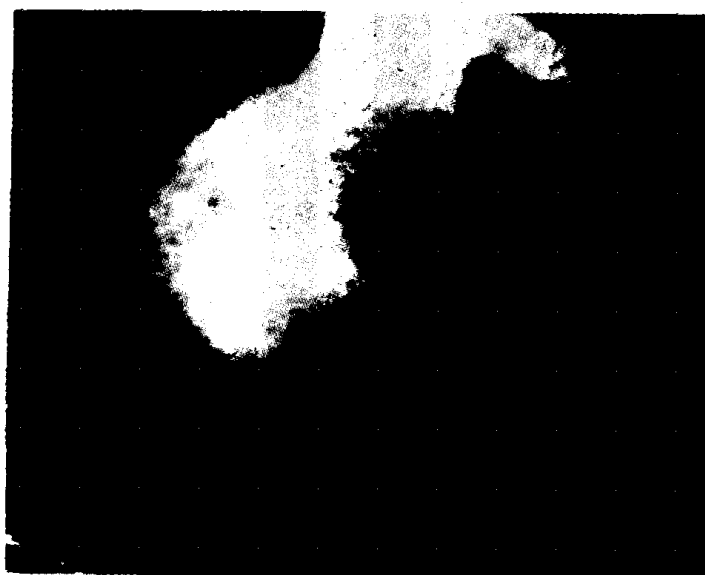


图1.8 威斯康星大学最初的时间减影影像之一
静脉注射造影剂后狗的心脏影像，可见右心及肺动脉

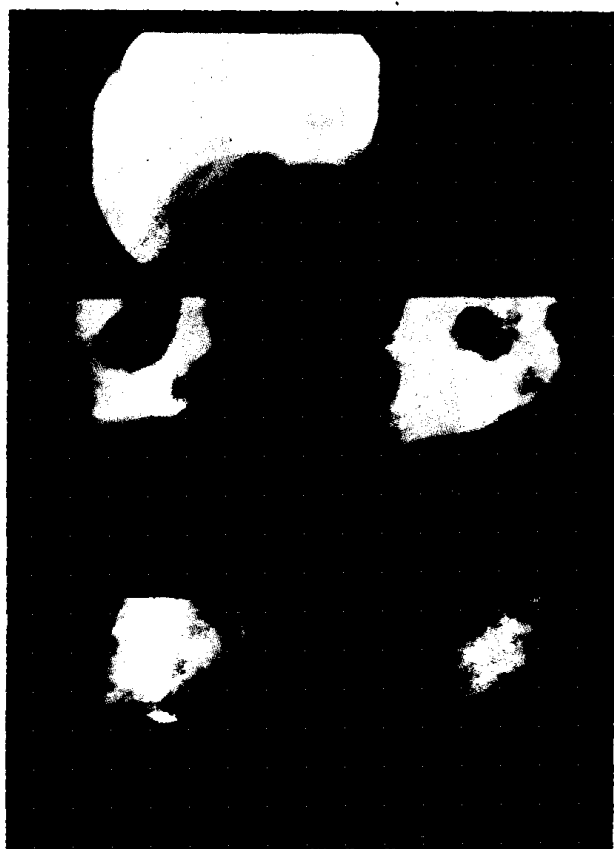


图1.9 威斯康星大学第一个人类心脏的IVDSA
上为未减影的蒙片影像；中左为收缩末期含碘
的未减影影像；中右为舒张末期者；下左为收
缩末期DSA影像；下右为舒张末期者

线曝光，这样，又使曝线量达到了普通X线摄影的曝线水平。

这些小组的初步结果促进了注射和曝光技术的发展(Christenson 等,1980;Crummy 等, 1980; Ovitt 等, 1980; Strother 等, 1980) 和更多的施行人的成象。制造商最终在

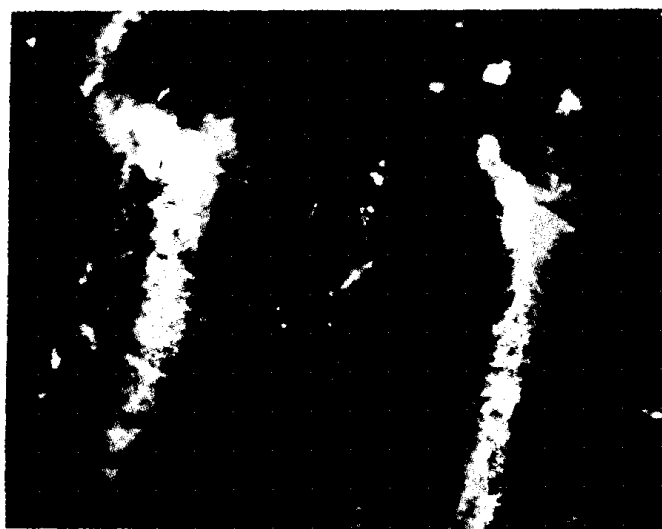


图1.10 威斯康星大学第一个人类颈动脉IVDSA影像