

主 编

王爱忠 谢 红 江 伟

超声引导下的

区域阻滞^① 深静脉穿刺置管

• 本书从局部解剖、超声图像特征和具体操作方法三个方面介绍了超声引导的深颈丛神经阻滞、上肢神经阻滞、下肢神经阻滞、肋间神经阻滞、星状神经节阻滞及深静脉穿刺置管等技术。推广这项医学可视化技术，可提高相关操作的成功率，减少并发症，实现对患者伤害最小化的目标。本书可供麻醉科医师、疼痛科医师及其他学科医师参考应用。

上海科学技术出版社

中国
临床指南

超声引导下

区域阻滞+ 深静脉穿刺置管

中华医学会麻醉学分会
中国医师协会麻醉学医师分会
中国超声医学工程学会

2019年12月

主 编

王爱忠 谢 红 江 伟

超声引导下的 区域阻滞和 深静脉穿刺置管

上海科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

超声引导下的区域阻滞和深静脉穿刺置管/王爱忠, 谢红, 江伟主编. —上海:

上海科学技术出版社, 2011.4

ISBN 978-7-5478-0682-1

I. ①超… II. ①王… ②谢… ③江… III. ①区域阻滞麻醉 ②导管治疗

IV. ①R614.3 ②R459.9

中国版本图书馆CIP数据核字(2011)第033524号

上海世纪出版股份有限公司

上海科学技术出版社 出版发行

(上海钦州南路71号 邮政编码200235)

浙江新华数码印务有限公司印刷 新华书店上海发行所经销

开本 787×1092 1/16 印张 8.25 字数 160千 插页 4

2011年4月第1版 2011年4月第1次印刷

ISBN 978-7-5478-0682-1/R·222

定价: 98.00元

本书如有缺页、错装或坏损等严重质量问题,
请向工厂联系调换

内容提要

本书从局部解剖、超声图像特征和具体操作方法三个方面介绍了超声引导的深颈丛神经阻滞、上肢神经阻滞、下肢神经阻滞、肋间神经阻滞、星状神经节阻滞及深静脉穿刺置管等技术,是上海交通大学附属第六人民医院麻醉科和苏州大学附属第二医院麻醉科近五年来实施这项技术的总结。推广这项医学可视化技术,可提高相关操作的成功率,减少并发症,实现对患者伤害最小化的目标。本书可供麻醉科医师、疼痛科医师及其他学科医师参考应用。

编写人员

主 编

王爱忠 谢 红 江 伟

参编人员

(排名不分先后)

上海交通大学附属第六人民医院

张卫兴 王爱忠 焦志华 赵达强 吴 滨 倪文宗
周全红 吴 强 江 伟 张俊峰 曾 真 杨永刚

苏州大学附属第二医院

谢 红 王 琛 刘 岗 陈培敏

前言

神经阻滞具有对机体影响小、恢复快、节省医疗费用等优点,但会出现阻滞不全、患者紧张等缺点。神经阻滞的发展与解剖学、局部麻醉药、穿刺设备和神经定位技术的发展息息相关。由于前三者发展已很成熟,所以目前影响神经阻滞效果的主要限制是能否准确地神经定位。“One of Alon Winnie’s best aphorisms says: ‘When there are problems with any regional technique, look for the cause first on the proximal end of the needle’ ”. 神经定位技术的发展经过了三个阶段:盲探异感法、神经刺激法和超声定位法。虽然有报道使用X线定位,但由于顾虑放射伤害及操作繁杂,在临床实践中很少应用。

盲探异感法是最早应用的神经定位法。根据体外标志和解剖确定目标神经的大致位置和进针点,再直接用针寻找异感。盲探异感法不需用特殊的设备,但失败率和并发症发生率较高,要求患者配合,对于小儿很难实施。

神经刺激技术用于神经阻滞已有30多年历史。它根据适量电刺激作用于神经,引起相应的肌肉收缩或皮肤异感而确定神经位置。神经刺激技术使神经定位有了客观的判断标准,并可用于镇静和难配合的患者。但神经刺激技术有一定的限制,包括患者对神经刺激的反应有个体差异,注射的液体或神经周围出血影响电的传导以及解剖变异或异常,很难或不能观察到肌肉收缩反应。总的来说,神经刺激技术仍是盲性穿刺,不能用它来引导穿刺的方向,只能判断针尖到了合适的位置。

1978年, La Grange等首次将超声技术用于引导神经阻滞。在进行锁骨上臂丛阻滞时,他们用多普勒超声血流监测仪定位锁骨下动脉来判断神经的位

置。由于当时超声技术的限制,图像质量差,未能引起很大的反响。近10年来,随着高频超声技术的发展,显著提高了对表浅组织的分辨率,能比较清楚地显示表浅的神经结构。超声可实时地观察目标神经的局部结构、穿刺针的行进路线、局麻药的扩散,实现了神经阻滞的直观化。超声技术几乎可用于任何患者,甚至在全麻肌松状态下也可实施。但实施超声引导神经阻滞技术需要更细致的培训,充分掌握局部解剖和超声知识,了解操作要点。从2006年起,我们开始探索超声引导下的神经阻滞,此项技术目前在我院(上海交通大学附属第六人民医院)已成为常规操作。我们想通过此书,和麻醉同仁分享我们的经验,并请对错误或不当的地方提出指正,共同提高。

编者

2011年3月

目 录

CONTENTS

第一章	超声医学基础	1
第二章	高频便携式超声仪	8
第三章	超声引导下的区域阻滞的准备	11
第四章	穿刺针的选择和穿刺针导引器	13
第五章	超声探头与穿刺针、目标神经或血管的相对关系	16
第六章	神经超声图像特点及与其他结构的鉴别	19
第七章	颈丛神经阻滞	21
第八章	上肢神经支配和超声引导下臂丛阻滞的常用位置	25
第九章	肌间沟入路臂丛神经阻滞	27
第十章	锁骨上入路臂丛神经阻滞	32
第十一章	锁骨下入路臂丛神经阻滞	37
第十二章	腋窝入路臂丛阻滞	40
第十三章	肱骨中段臂丛神经阻滞	44
第十四章	肘部神经阻滞	49
第十五章	腕部神经阻滞	53
第十六章	下肢神经走行及皮区分布	56
第十七章	腰丛阻滞	58
第十八章	股神经阻滞	63
第十九章	闭孔神经阻滞	69
第二十章	股外侧皮神经阻滞	72

第二十一章	坐骨大孔处坐骨神经阻滞	74
第二十二章	坐骨结节和股骨大转子水平坐骨神经阻滞	78
第二十三章	臀下入路坐骨神经阻滞	81
第二十四章	前路坐骨神经阻滞	86
第二十五章	腘窝区坐骨神经阻滞	88
第二十六章	小腿中部水平胫神经阻滞	91
第二十七章	内踝水平胫神经阻滞	94
第二十八章	腓骨小头下缘水平腓总神经阻滞	96
第二十九章	腰麻和腰部硬膜外阻滞	99
第三十章	肋间神经阻滞	102
第三十一章	星状神经节阻滞	105
第三十二章	超声图像上动、静脉的鉴别	108
第三十三章	颈内静脉穿刺置管	110
第三十四章	锁骨下静脉穿刺置管	116
第三十五章	股静脉穿刺置管	120

第一章

超声医学基础

超声医学是利用超声波的物理特性与人体器官、组织的声学特性相互作用后得到诊断或治疗效果的一门学科。其中向人体发射超声,利用声的透射、反射、折射、衍射、衰减、吸收而产生各种信息,将其接收、放大和信息处理形成波型、曲线、图像或频谱,藉此进行疾病诊断的方法学,称为超声诊断学。

超声诊断技术自问世以来发展较快,从20世纪50年代起国内外采用A型超声仪和B型超声仪开展了广泛的临床应用,20世纪70年代中后期灰阶实时超声的出现更是超声诊断技术的一次重大突破,它获得了解剖结构层次清晰的人体组织器官的断层声像图,能显示心脏、大血管等许多器官的动态图像。与此同时,一种利用多普勒原理的超声多普勒检测技术迅速发展,从多普勒频谱曲线能计测多项血流动力学参数。20世纪80年代出现的彩色多普勒血流显像,把彩色血流信号叠加于二维声像图上,能直观地显示心脏和血管内的血流方向和速度,目前已成为必不可少的临床诊断手段。

超声成像物理基础

一、超声波的物理特性

超声波是声源振动的频率大于20 000 Hz的机械波,超声波有三个基本物理量,即频率(f)、波长(λ)、声速(c),它们的关系是: $c=f\cdot\lambda$ 或 $\lambda=c/f$ 。传播超声波的媒介物质叫做介质,不同频率的超声波在相同介质中传播时,声速基本相同。在人体软组织中声速为1 540 m/s。相同频率的超声波在不同介质中传播,声速不相同。临床常用的超声频率在2兆~10兆Hz之间。

超声波在介质中传播时,遇到不同声阻的分界面,会产生反射和折射,反射的能量由反射系数决定。人体软组织声阻抗差异很小,但只要有0.1%的声阻抗差,就会产生反射回波,所以超声波对软组织分辨率很高。当超声波垂直于不同声阻抗分界面入射时,可得到最佳的反射效果。当分界面两边的声速不同时,超声波透入第二种介质后,其传播方向将发生改变,即产生折射。

随着传播距离的增加,超声波在介质中的声能将随之减弱,这就是衰减。引起衰减的原因主要有:①由于“内摩擦”,超声波机械能变为热能被组织“吸收”。②波束发散,能量的散射及反射,使得保持在介质中原始前进方向上的能量减小。为了使深度回声信息清楚,在诊断中要使用STC调节,补偿声能的衰减。

超声波在介质中传播时,如遇声阻不同的障碍物(目标点)则声束方向和声强将发生改变,其改变程度与障碍物之大小及声阻抗有关。当障碍物的直径大于 $1/2\lambda$,在该障碍物表面产生回声反射。当障碍物的直径等于或小于 $1/2\lambda$,超声波将绕过该障碍物继续前进,反射很少,这种现象称为衍射,故超声波波长越短,能发现障碍物越小。超声波在传播中遇到粗糙面或极小的障碍物时,将有一部分能量被散射,散射声波可进行组合,等频同相波迭加后能量(幅度)加强,等频反相波迭加后能量减弱。红细胞的直径比超声波波长要小得多,红细胞是一种散射体,其后向散射信息是研究、分析红细胞运动规律的极有用的信息,声束内红细胞数量越多,后向散射强度就越大。

二、多普勒超声

当声源与反射界面(或散射体)作相对运动时,由于超声波在一定介质中传播的速度是恒定的,故可看作超声的波长被压缩或扩展。波长的变化必将伴随着频率的移动(改变),它仍需满足 $c=f\cdot\lambda$ 的关系,这种现象称之为多普勒效应。

多普勒频谱是利用多普勒效应提取多普勒频移信号,并用快速富立叶变换技术进行处理,最后以频谱形式显示。

多普勒频移可用下列公式得出:

$$fd=\pm\frac{2vcos\theta}{c}\cdot f_0$$

式中 fd = 频移; v = 血流速度; c = 声速(1 540 m/s); f_0 = 探头频率, $\cos\theta$ = 声束与血流方向的夹角余弦值。

图1-1为颈动脉的多普勒频谱,频谱的横轴代表时间,纵轴代表频移的大小(用kHz表示),中间水平轴线代表零频移线,称为基线。通常在基线上面的频移为正,表示血流方向迎着换能器而来;基线下面的频移为负,表示血流方向远

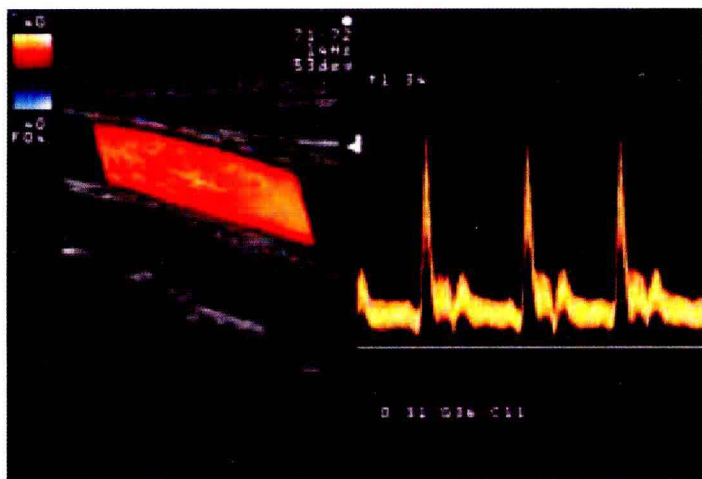


图 1-1 颈动脉多普勒频谱

离换能器而去。频谱幅值即频移大小,表示血流速度,其值在自动测量或手工测量时,可在屏幕上读出。频谱灰度(即亮度),表示某一时刻取样容积内速度相同的红细胞数目的多少。速度相同的红细胞多,则散射回声强,灰度亮;速度相同的红细胞少,散射回声弱,灰度暗。频谱宽度即频移在垂直方向上的宽度,表示某一时刻取样血流中红细胞速度分布范围的大小,速度分布范围大,频谱宽;速度分布范围小,频谱窄。人体正常血流是层流,速度梯度小,频谱窄;病变情况下血流呈湍流,速度梯度大,频谱宽。频谱宽度是识别血流动力学改变的重要标志。

多普勒频谱的获得有脉冲波和连续波两种。脉冲多普勒的换能器兼顾超声的发射和接收,换能器在发射一束超声后,绝大部分时间处于接收状态,并利用门电路控制,有选择地接收被检测区血流信号,其优点是有深度的定位能力,但它的缺点是受尼奎斯特极限(Nyquist limit)的影响,在测量高流速血流时,产生频谱的混迭(aliasing)现象。连续波多普勒的换能器由两片相邻的晶片组成,一片发射超声,另一片接收超声,其优点为可测量高速血流而不发生频谱的混迭,但无深度定位功能,故只有在测量高速血流时用。

三、彩色多普勒血流显像

利用多普勒原理,提取多普勒频移,作相关处理,并用彩色编码,通常把迎着换能器方向(即入射声束方向)而来的血流显示为红色,远离换能器(入射声束)而去的血流显示为蓝色。血流速度快(即Doppler频移值大),彩色显示亮而色淡;血流速度慢(即Doppler频移值小),彩色显示暗而色深。把上述彩色血流叠加在

二维声像图上能确定血流的方位、与周围组织器官的关系,从而作出疾病的诊断。彩色多普勒血流显像的不足主要是:①显示的信号受探测角度的影响较大。②当显示的频移超过Nyquist极限时,图像色彩发生混迭,出现五彩镶嵌的血流信号。彩色血流的特点是血流方向朝向探头,显示红色;血流方向背向探头,显示蓝色;出现血流紊流时,以红蓝混合色表示。

四、三维超声成像

三维超声成像是20世纪90年代面世的新方法,近年来随着计算机技术的发展,三维超声成像不断改进,已有实时三维成像面世,但目前三维超声成像的实用价值尚待开发。

三维超声成像是在二维超声的基础上,用机械的或电子的方法,甚或手动的方法采集立体的回声数据,用计算机加以重建显示。其显示方式有:

1. 表面三维显示 在液体—非液体界面作计算机人工识别,勾边、数据采集,最后显示其表面景观,如胎儿的脸面等。

2. 透视三维显示 对体内灰阶差别明显的界面,如胎儿骨骼,经数据采集,重建作三维显示,透视三维可选取高回声结构作为成像目标,也可选取低回声区域作为成像。

3. 血管树三维显示 用彩色血流图法显示脏器内的血管树并加以数据采集,经计算机处理,显示为三维血管树。

4. 多平面重投影 从三维数据中沿任何倾斜角度提取切面二维图,或显示三个轴向的任何平面切面图和与之相应的一幅立体图。

超声诊断图像基础

一、超声显像的一般规律

1. 回声来源 来自大界面的反射和散射体的散射。

2. 界面反射与声束角度 界面与声束角度对图像影响较大,球形病灶常仅有前后壁回声,侧壁回声常常消失,形成侧方声影。

3. 衰减对成像的影响 物体衰减特征主要表现在后方的回声,部分恶性肿瘤的后方衰减较为明显。

4. 囊性物体的声像图特征 内部为无回声区;前壁和后壁回声增强;侧壁回

声消失；后方有回声增强和侧方声影。

5. 多重反射 超声遇强反射界面，在界面后出现一系列的间隔均匀的依次减弱的影像，称为多重反射，这是声束在探头与界面之间往返多次而形成的。

二、不同器官组织成分的显像特点

1. 皮肤 呈线状强回声。

2. 脂肪 回声强弱不同，层状分布的脂肪呈低回声。肿瘤组织中脂肪与其他组织成分混杂分布时，常呈现强回声反射。

3. 纤维组织 纤维组织与其他成分交错分布，其反射回声强，排列均匀的纤维瘤回声则较弱。一般纤维组织的衰减程度较明显。

4. 肌肉组织 回声较脂肪组织强，且较粗糙。

5. 血管 形成无回声的管状结构，动脉常显示明显的搏动，有时能看到红细胞散射点状回声。

6. 骨组织、钙化或结石 形成很强的回声，其后方留有声影。

7. 实质脏器 形成均匀的低回声。以肝脏为标准：脾脏回声较肝脏低而均匀，肾脏实质较肝脏实质回声也低，胰腺回声较肝脏高而且粗糙。

8. 空腔脏器 其形状、大小和回声特征因脏器的功能状态改变而有不同。充满液体时可表现为无回声区，充满含有气体的肠内容物可形成杂乱的强回声反射。

三、声像图的描述

1. 回声强弱的描述 根据图像中灰度不同，可分为强或高回声、中等回声、低或弱回声、无回声。回声的高低、强弱应根据病灶回声与周围正常脏器的回声强度作比较来确定。

2. 后方回声的描述 病灶界面有较强的反射以及有较强的衰减特性时，后方回声减弱乃至消失，称为声影。当病灶或组织液体或衰减不明显时，其后方回声强于周围组织，称为回声增强；当病灶本身形成低回声强度或无回声区，而其后方有回声增强出现时称为透声区。

3. 回声分布的描述 可以按分布情况描述，“密集”、“稀”、“分布均匀”、“分布不均匀”。综观病灶内回声分布的状况可用“均质”或“不均质”来形容。

4. 回声图像上病变形态的描述 应当根据不同切面的回声图像特征描述病变的整体形态，不仅描述回声图像的平面特点，而且要注意描述病灶的立体形态，一般不直接作出具体的病理诊断的结论。

四、声像图的方位和阅读

超声诊断仪的声像图是人体沿超声扫查方向的断面图。纵向扫查获得纵断面声像图，横向扫查获得横断面声像图，各种斜向扫查获得相应的斜断面图。对病灶的定位，一般是用经过病灶的两幅互相垂直的断面声像图来完成，也可用邻近血管、韧带作为标记，定出病灶的方位。

声像图有一定的方位，与X线摄影、X-CT、放射性核素成像方位一致。仰卧位纵切时，图像左侧代表头侧，右侧代表足侧；仰卧位横切时，图像左侧代表身体右侧，图像右侧代表身体左侧；上方在仰卧位时代表腹侧，俯卧位时代表背侧；在冠状切面的声像图上，上方代表头侧，右侧代表左侧。阅读一幅声像图，先要了解是哪一部位的何种断面图。

超声诊断仪

超声诊断仪基本的结构由三个部分组成。

一、探头

探头由换能器、外壳、电缆和插头组成，换能器是探头的关键部件，通常由压电陶瓷构成，担负电声转换的作用，即发射超声和接收超声的作用。凸阵探头主要用于腹部、妇产科疾病诊断，高频线阵探头主要用于外周神经、血管、甲状腺等部位的诊断，电子相控阵探头主要用于心脏的超声诊断。

二、电路和显示器

由发射电路、接收电路、扫描电路和显示器组成。

三、记录器

采用照相机、多幅照相机、视频图像记录仪、录像机、彩色打印机或磁光盘记录，也可存储在工作站，以便在科内、院内或远程联网。

超声检查的主要用途

- (1) 检测脏器的大小、形态、内部结构、血管分布和活动度, 判别正常或异常情况, 对部分脏器可估测其硬度。
- (2) 检测囊性器官的充盈和排空情况。
- (3) 检测心脏和血管的血流动力学状态。
- (4) 检出体内占位性病灶(除中央性肺占位病灶外)。
- (5) 鉴别占位性病灶的物理性质、内部血液供应情况, 部分可鉴别良恶性。
- (6) 对部分脏器的恶性肿瘤作出临床分期。
- (7) 检查体腔积液的存在与否和液量的估计。
- (8) 药物或手术治疗后疗效的随访。
- (9) 引导穿刺活检、导管置入引流、注药及肿瘤消融。

(张卫兴)