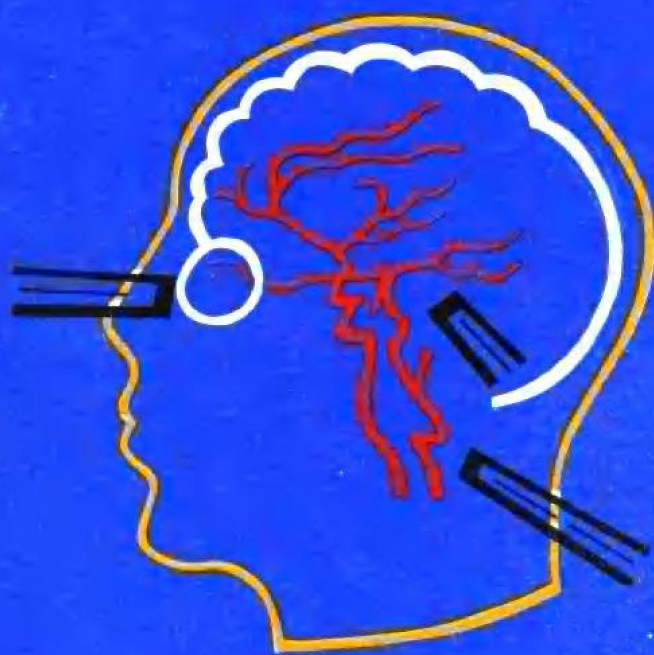




JINGLU DUOPULEI
JIANCE YU LINCHUANG

经颅多普勒检测与临床

顾慎为 编著



6.1

v

上海医科大学出版社

F 806.1
51.31

YH131/51

经颅多普勒检测与临床

顾慎为 编著

上海医科大学出版社

(沪)新登字 207 号

责任编辑 王德勋
封面设计 陈统雄

经颅多普勒检测与临床
Jin Lu Duopule Jiance yu Linchuang
顾慎为 编著

上海医科大学出版社出版发行

上海市医学院路 138 号

邮政编码 200032

新华书店上海发行所经销

江苏省句容县排印厂排版

上海祝桥新华印刷厂印刷

开本 787×1092 1/16 印张 6.5 插页 36 字数 158000

1993 年 11 月第 1 版 1993 年 11 月第 1 次印刷

印数 1—5000

ISBN 7-5627-0188-1/R·177

定价: 25.00 元

序 一

超声诊断学是以医、理、工相结合的一门新兴学科。近年来随着现代电子技术的进步,超声诊断仪器发展迅速,B型实时超声、脉冲多普勒和彩色多普勒血流成像在临床应用中的范围日益扩大,诊断水平不断提高,超声检查已成为临床各科在诊断和治疗中不可缺少的一种重要方法,为人类健康作出了重大贡献。

经颅多普勒(TCD)是超声诊断学范畴中又一新的技术,是通过超声多普勒效应以检测颅内外各主要血管及其分支和节段的血流动力学及生理参数的方法,并能实时和动态地进行观察,藉以判断脑血管疾病,为临床治疗提供信息。

我国自1988年起开展这项新的检查以来,基于超声技术是一种无放射线、无损伤、无痛苦的诊断方法,而且设备低廉、图谱清晰、诊断快速,深受病员和医务人员欢迎。近两年来,应用日渐增多。

《经颅多普勒检测与临床》一书,即是为适应当前需要,为开展本技术的各级医务人员在工作中的参考而编写。作者根据自己在开展经颅多普勒临床实践中的丰富经验和积累的大量资料,并收集了国内外有关资料,故本书内容丰富,包含了经颅多普勒的基础知识、检测技术、频谱分析、临床应用等方面,是一本有实用价值的参考书,对进一步推广、提高和发展本技术,进一步研究、探讨和深化其在临床应用中的价值起到促进作用,故乐为之序。

上海医科大学肿瘤医院 朱世亮

1993年9月15日

序 二

经颅多普勒(transcranial Doppler, TCD)技术自 1982 年挪威学者鲁恩·艾斯里德(Rune Aaslid)创建以来,迄今仅 10 年余,但因其能无创伤性地检测脑底动脉血流动力学,得到生理或病理条件下脑血流动力学变化的资料,对脑血管疾病的诊断有较大价值,且具有仪器轻便、操作简捷、数据可靠及重复性好等优点,故在基础与临床研究中得到广泛应用。

我国 1988 年引进 TCD 以来发展很快,开展此项新技术的医疗、科研机构已逾百家。有鉴于此,顾慎为医师等在总结自己工作经验的基础上,复习国内外大量文献,经三年潜心研究,编写了《经颅多普勒检测与临床》一书,以应国内缺少有关专著之需。全书分七章,较系统地介绍了 TCD 的物理、生理学基础,仪器构造与功能,检测技术与结果分析,并对高血压、脑动脉硬化、头痛与偏头痛、脑血管疾病的临床应用等有较详细的阐述。全书基础结合临床,深入浅出,图文并茂,简明实用为其特点,值得向读者推荐。随着 TCD 新技术在我国日益广泛应用,与 DSA、MRI、CT、rCBF 等检查对比研究,我相信必将进一步提高我国脑血管病防治工作的水平。

第二军医大学长征医院 吴萍嘉

1993年7月30日

前 言

经颅多普勒是近年来发展起来的一项无创伤性的多普勒超声的脑血管病变检查技术。从1982年Aaslid创建了这项技术至今也不过十余年的历史,但由于其无创伤性、检测方便、能全面提供脑底动脉各血管的血流动力学状况,因而受到了临床医师的广泛应用和注意。近十年来,经颅多普勒技术在国外脑血管病的诊断及其病理生理研究中都取得了重大的进展。我国从1988年开始引进这项新的检查技术,特别是近两年来在国内得到了极为迅速的普及与临床应用。但目前有关这方面的专著较少,尤其是对于一些基础理论、检测技术的资料较为缺乏。为了适应我国经颅多普勒的发展需要,我们在开展经颅多普勒临床应用的实践中,根据所收集的资料及我们的临床经验,编写了《经颅多普勒检测与临床》一书,作为抛砖引玉,供各级医务人员在工作中参考。目前对于经颅多普勒的临床应用有待于进一步探讨和深化,故本书重点介绍经颅多普勒的基础知识、方法学等问题,以期待用正确的理论和合理方法来指导临床应用。本书力求采用比较公认的内容作重点介绍,但限于作者的水平与经验,编写时间匆促,难免有许多错误和遗漏之处,望读者批评指正。

本书编写中得到了上海医科大学物理教研组曹善静教授的大力支持,并特地为本书编写了“经颅多普勒超声的物理基础”一章。上海医科大学肿瘤医院超声波室朱世亮教授、第二军医大学长征医院神经内科吴萍嘉教授在百忙之中给予帮助和指导。本书编写过程中还得到了上海医科大学出版社、上海伟成实业公司、香港灵康公司的大力支持和协助,在此一并表示衷心感谢。

顾慎为

1993年7月于上海

目 录

第一章 绪言	1	遥控键盘的结构与功能	48
第二章 经颅多普勒超声的物理基础	4	第二节 经颅多普勒仪的操作与使用	49
第一节 超声的基础知识	4	经颅多普勒仪的常规操作程序	50
波动的基本概念	4	经颅多普勒仪扩展功能的操作方法	50
超声波的物理性质	8	第五章 经颅多普勒超声检测技术	53
第二节 多普勒超声检测血流速度的原理	12	第一节 颅外血管检测技术	53
多普勒效应	12	颅外血管检测的意义	53
血流速度检测	15	颅外血管检测的方法	53
脉冲波多普勒和连续波多普勒	17	第二节 颅内血管检测窗	54
多普勒血流信号频谱分析	18	颞窗	55
第三章 经颅多普勒超声检查的生理学基础	21	眼窗	56
第一节 脑动脉的解剖结构	21	枕窗	56
脑动脉颅外段的解剖结构	21	第三节 颅内血管检测的判别	57
颈内动脉颅内段	22	颅内血管检测的判别原则	57
椎基底动脉	26	颅内各血管检测的判别	61
大脑动脉环	28	第四节 经颅多普勒各脑血管多普勒信号检出率	64
某些脑部组织的血液供应	30	各检测窗对脑血管多普勒信号检出率	64
第二节 脑血流动力学的生理基础	31	各脑血管多普勒信号检出率	64
脑的血液循环生理	31	第六章 经颅多普勒检测的结果分析	66
脑血流的自动调节	33	第一节 经颅多普勒频谱图像分析	66
第三节 脑血管疾病的病理生理学基础	35	正常经颅多普勒频谱图像	66
脑内外盗血	35	经颅多普勒频谱图像的变异及异常	67
脑缺氧和脑缺血	36	第二节 经颅多普勒频谱的参数分析	69
第四章 经颅多普勒仪	38	血流速度	69
第一节 经颅多普勒仪的构造与功能	38	搏动指数	72
经颅多普勒仪的组成及功能	38	阻力指数	72
屏幕显示功能	40	收缩峰速度与舒张末期速度的比值	73
操作键盘的结构与功能	41	第三节 经颅多普勒检测异常结果的临床意义	73

血流方向的异常	73
血流速度的异常	74
搏动指数及阻力指数的异常	75
收缩峰速度与舒张末期速度的比值 (S/D)的异常	75

第七章 经颅多普勒检测的临床

应用	76
第一节 高血压病及脑动脉硬化症	76
高血压病	76
脑动脉硬化症	78
第二节 头痛及偏头痛	81
血管性头痛及偏头痛	81
肌紧张性头痛	83

经颅多普勒检测在头痛诊断中的临床

意义	83
第三节 急性脑血管疾病	84
缺血性中风	84
短暂性脑缺血发作	86
脑出血	87
蛛网膜下腔出血	88
第四节 脑血管畸形	90
颅内动脉瘤	90
脑动静脉畸形	91
第五节 椎基底动脉缺血性疾病	94
椎基底动脉供血不足	94
锁骨下动脉盗血	96

第一章 绪 言

经颅多普勒(transcranial Doppler, 简称 TCD)是利用超声多普勒效应来检测颅内脑底主要动脉的血流动力学及各血流生理参数的一项无创伤性的脑血管疾病检查方法。多普勒现象是由奥地利物理学家克约斯琴·约翰·多普勒(Christian Johaun Doppler, 1803~1853)在1842年首次发现的一种物理效应。多普勒效应是指波源和观察者作相对运动时,观察者接收到的频率和波源发出的频率不同的现象。两者互相接近时,接收到的频率升高;相互离开时,接收到的频率降低。利用多普勒效应在工业中可测定移动物体的速度。将超声多普勒技术用于医学临床较晚,仅在多普勒效应发现一个多世纪之后。当时发现当一超声束通过皮肤、肌肉射向血管,由于血液内红细胞的流动,通过红细胞的散射而接收到的信号频率有异于发射频率,同样适用于多普勒效应。利用此法可测定血液流动的方向和流速。1959年 Satomura 首先利用多普勒方法来研究周围血管经皮的血流速度。1960年 Satomura 和 Kaneko 利用此法描述了周围血管的阻力变化。1965年 Mijazaki 和 Kato 利用多普勒超声记录了颅外的血流搏动曲线。由于颅骨对超声束的严重衰减,故使用5~10 MHz的超声探头难以记录到颅内血管的血流信号。长期以来,各国学者均以测定颅外血管的方法来间接判断颅内血管的血流动力学变化及各种疾病的病理改变。Von Reutern(1977)和 Diener (1981)研究了由于颅内动脉瘤引起颈动脉血流速度增加。Matejosko(1975)、Budingen (1978)描述了海绵床窦的颅外血流动力学效应。Nornes (1977)、Budingen (1979)和 Steiger (1981)报告了头部外伤颅内压增高下颅外颈动脉血流变化。Bradley (1972)研究了不同生理状况下血流速度的特点。在此期间也有些学者,例如 Kaneko、Muchaidze 和 Volpe 等通过对小孩未闭的囟门以及成年人通过环窦孔进行颅内动脉的血流速度测定。Brawley、Handa、Nornes、Friedrich 等在神经血管手术期间进行颅内多普勒超声检查,以取得血管狭窄和阻塞的资料。

长期以来,由于超声技术的限制,利用常规的多普勒超声检查方法不能对颅内血管进行血流动力学的检测。直到1982年挪威学者 Aaslid 创建了一个带有发射2 MHz的脉冲多普勒的装置,这一改进使它有可能直接记录大脑动脉环(Willis环)大分支的颅内血流动力学的改变。这一技术的改进首先在于改变超声发射的频率。过去应用的一般为5~10 MHz的频率,由于频率较高其穿透力较弱,易为颅骨所吸收及衰减,使超声难以进入颅内。Aaslid 采用了2 MHz低频率的超声发射,增强了超声的穿透能力。其次,以往一般采用连续波的超声发射,频率改变的记录是通过超声穿过整个深度来实现的。当有一根以上血管受超声作用时,结果往往不准确。而改用先进的脉冲发放的多普勒超声,能够在规定的深度内仅使一根血管受超声作用,得到在规定距离及在规定的取样容积内的多普勒频移,使所得结果更趋正确。除了对多普勒超声仪器加以改进外,还必须从检查方法上,从生理角度找到一个能让低频

脉冲多普勒超声选择性通过头部各孔或颅骨较薄的部位,也就是特定的经颅窗,直接描记出脑底动脉血流的多普勒信号。目前经颅多普勒已有三个经颅窗,经颞窗可检测到大脑中动脉、大脑前动脉、大脑后动脉、前交通动脉、后交通动脉、颈内动脉终末段等;经眼窗(视神经孔)可检测眼动脉、颈内动脉虹吸段等;经枕窗(枕骨大孔)可检测椎动脉颅内段、基底动脉、小脑后下动脉等。通过这三个经颅窗基本上可全面检测脑底动脉环上各血管的血流信号。由于近年来科学技术的进步,经颅多普勒采用了微机进行多普勒频谱快速富里叶(Fourier)转换分析,改变了过去仅观察多普勒波形的简单分析,显示并计算了如收缩峰速度、舒张峰速度、平均速度、S/D比值、搏动指数(PI)、阻力指数(RI)等一系列的生理参数指标,能帮助临床对各种脑血管疾病作出正确的判断。更新一代的仪器用带有2个扫描臂,连接多普勒探头,能够使取样速度作侧面、冠状面及水平面的彩色频谱显示,能在三维图上找出脑底各主要动脉。因此,由于上述仪器、检测方法等一系列的改进,从1982年开始采用经颅多普勒的检测方法,得以检测颅内各血管的血流动力学的状况。

经颅多普勒问世以来,日益显示其优越性,首先,经颅多普勒是一个有效的无创伤性的脑血管检查,对受检者毫无痛苦及创伤,所以深受病员欢迎。其次是检查较全面,能反映颅内外各血管分支、各节段的血流动力学状况。第三,仪器体积小,为手提式,检查成本低。第四,经颅多普勒能提供实时动态的血流动力学资料。第五,能用于神经外科手术及脑血管疾病、重危病员的长期动态监护。第六,检测常能重复,可靠性强,因而能测定生理、用药情况下的动态变化。经颅多普勒与脑血管造影都可研究颅内动脉的血流情况,但血管造影主要是提供颅内动脉及其分支的解剖结构的病变,也就是形态学上的变化,而经颅多普勒通过测量这些动脉节段的速度和搏动性,能提供颅内动脉血流的生理情况;脑血管造影是瞬间的形态变化,而经颅多普勒可动态实时观察血流生理变化;脑血管造影有一定的创伤性,而经颅多普勒无创伤性。两者之间有一定的联系,但绝不能相互替代。CT和磁共振(MRI)主要是提供大脑实质细胞的损害及形态学的变化。CT注射造影剂后及MRI上的血流空隙也能提供某些有关动脉的情况,但对脑血管的病变仅能作间接的判断,故它们是与经颅多普勒性质不同的检查方法。经颅多普勒如能结合CT、MRI及脑血管造影等各种检查技术,定能增加其临床的实用价值。

从1982年Aaslid创建了经颅多普勒的检查方法以来,国外在开始应用时仅局限于神经外科的领域,如对蛛网膜下腔出血、脑血管畸形等手术前后的观察。在我国,近年来由于该检查方法日益为人们所熟知,特别是近3~4年来引进了经颅多普勒的检测技术后,在临床神经内科、内科等各种脑血管疾病已得到广泛应用,并取得了丰富的诊断经验,使经颅多普勒的应用范围日益扩大。到目前为止,经颅多普勒主要可应用于以下几个方面:

(1) 对脑血管疾病的诊断: 主要可用于动脉硬化、脑动脉供血不足、脑血管痉挛、脑血管狭窄、脑血管的闭塞、脑出血性中风及缺血性中风的诊断与鉴别诊断、脑血管动静脉畸形、脑动脉瘤、蛛网膜下腔出血、椎动脉及基底动脉疾患、小脑后下动脉供血不足及狭窄、眩晕症、锁骨下盗血等。

(2) 脑血管功能状态评价: Willis环的功能状态及侧枝循环功能状态、脑血管对各种生理状态及各种影响脑血管药物的舒缩反应、神经功能状态对脑血管功能的影响等。

(3) 脑血管疾病治疗前后的疗效评价: 脑外科手术时机的选择及手术前后疗效观察及血流动力学评价。

(4) 危重病员、神经外科手术病员、中风后病员的脑血流的监护。

(5) 其他应用：如脑血管血流中红白细胞分布及流动情况、血液粘滞度的估价，中风预报等。

经颅多普勒由于其本身具有一定的优越性，且临床应用范围较广，从1988年我国引进该项技术以来，已经在全国各级医院中普遍开展了此项检查，取得了良好的社会效益与经济效益，深受广大医务人员及病员的欢迎。但经颅多普勒的临床应用毕竟时间较短，尚有许多问题有待解决。首先是仪器及检查技术问题。目前应用的经颅多普勒仪多数采用2MHz的脉冲多普勒，多数病员该超声能进入颅内取得各主要血管的多普勒频移信号；但也有少数病员，特别是年龄较大、颅骨骨质化程度较高者，对超声衰减严重；也有部分仪器多普勒超声发射功率的强度较弱，致使部分病员得不到某些血管的多普勒信号；也有的因脑血管的生理变异，可使部分病员的某些血管，特别是大脑前动脉不能检测到多普勒信号，致使给临床诊断带来一定的困难。故对仪器及操作技术尚待进一步的提高与改进。其次，经颅多普勒所检测的信号对血管的判断目前虽有一定的识别方法，但从临床角度还有待提高，特别是对小的血管及其分支的识别。目前已有三维的经颅多普勒的研究及实时与多普勒频谱的双重探头的经颅多普勒研究，无疑必将给经颅多普勒技术的发展带来希望。第三，对经颅多普勒所得的频谱信号的形态分析及所采取的各项分析指标目前尚未完全得到统一。对频谱的形态命名及其意义，对频谱分析指标的临床意义也尚需进一步的临床观察和研究，以求得统一和对其临床价值的肯定。第四，经颅多普勒对各种疾病的临床资料尚需进行大量的观察和研究，从而对各种脑血管疾病的经颅多普勒诊断标准有统一的认识，以提高其诊断价值。

随着经颅多普勒在临床和科研工作中广泛的应用、资料的不断积累、仪器技术条件的不断改进、检测方法的不断完善，经颅多普勒的检测技术对脑血管疾病的诊断，在神经内、外科的临床中将会得到更广泛的应用。

第二章 经颅多普勒超声的物理基础

第一节 超声的基础知识

【波动的基本概念】

一、振动

振动是自然界很普遍的现象,物体(质点)在某一位置附近作来回重复运动叫机械振动。例如摆的运动、一切发声体的运动以及心脏的跳动等等,都是机械振动。但振动并非只限于机械振动,任何一个物理量在一定数值附近来回作周期变化时都可称为振动。

在各种振动现象中,最简单、最基本的振动是简谐振动,简称谐振动。任何复杂的振动都可以分解为若干频率不同的谐振动,所以谐振动是了解复杂振动和波动的基础。超声振动属于谐振动。

(一) 谐振动、谐振动方程

物体在弹性力(跟位移成正比的并且总是指向平衡位置的力)的作用下,在一定位置附近作周期性运动称谐振动。谐振动的方程为

$$x = A \cos(\omega t + \varphi)$$

式中 x 为物体离开平衡位置的位移。 A 为物体离开平衡位置的最大位移绝对值,称振幅。 ω 为角频率,即振动物体在 2π 秒时间内所完成的振动次数 ($\omega = 2\pi f = \frac{2\pi}{T}$)。 $(\omega t + \varphi)$ 为谐振动随时间而变化的瞬时位相角,称为振动的位相或周相。 φ 是 $t=0$ 时的位相,称为初位相。

由于位移的结果,质点必然具有速度 v 和加速度 a , 它们是位移 x 对时间 t 求一阶导数和二阶导数。

$$v = \frac{dx}{dt} = -A\omega \sin(\omega t + \varphi) = A\omega \cos\left(\omega t + \varphi + \frac{\pi}{2}\right)$$

$$a = \frac{d^2x}{dt^2} = -\omega^2 A \cos(\omega t + \varphi) = \omega^2 A \cos(\omega t + \varphi + \pi)$$

可见,谐振动的速度和加速度也都是随时间而周期性地改变。

(二) 振动的能量

振动过程中物体的能量周期性地由动能转换成势能或由势能转换成动能。

振动物体的动能 E_k 为:

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m\omega^2 A^2 \sin^2(\omega t + \varphi)$$

若该时刻物体的位移为 x , 则弹性势能 E_p 为:

$$E_p = \frac{1}{2} kx^2 = \frac{1}{2} kA^2 \cos^2(\omega t + \varphi)$$

因此,物体的振动总能量是:

$$E = E_k + E_p = \frac{1}{2} m\omega^2 A^2 \sin^2(\omega t + \varphi) + \frac{1}{2} kA^2 \cos^2(\omega t + \varphi)$$

因 $k = m\omega^2$ (k 是倔强系数, m 是质量) 把它代入上式得

$$E = \frac{1}{2} kA^2 = \frac{1}{2} m\omega^2 A^2$$

上式表明,在整个振动周期中,动能和势能都是随时间作周期性变化,而且两者位相差 $\pi/2$, 即动能最大时,势能为零,或与之相反。在振动过程中,动能和势能是相互转换的。 m , k 和 A 都是恒量,其总能量也是一个恒量并与其振幅和频率平方成正比。

二、波动

振动在弹性介质(物质在外力作用下可发生形状或体积的变化,当外力撤除后,物质能恢复原来的形状或体积)中的传播过程称为波动或波。波动可以分为两大类:机械波和电磁波。

引起波动的初始振动物体称为波源,在均匀介质中波源发出的波向各个方向传播时,位相相同的各点构成的面称为波阵面。如果波面是平面的波称为平面波。波面是球面的波称为球面波。当球面波传播到很远时,球面的一部分近似地为平面,这时就可以把它看作平面波,波的传播方向与波面垂直的线称为波线。

波在介质中传播时,如果介质质点的振动方向与波的传播方向相同的波称为纵波(图2-1),在空气和液体中传播的声波和超声波就是纵波。如果介质质点的振动方向与波的传播方向互相垂直的波称为横波(图2-2)。用手抖动绳子一端时,绳子上产生的波就是横波,光波也是横波。

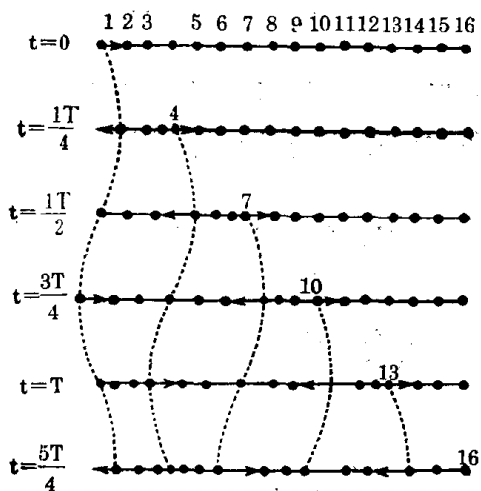


图 2-1 纵波传播的示意图

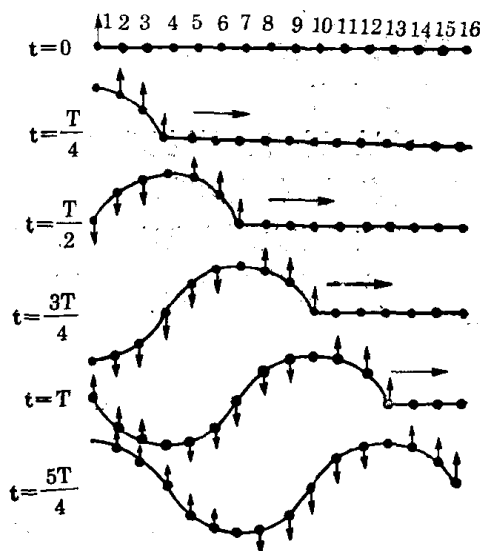


图 2-2 横波传播的示意图

(一) 波动的物理量

波动传播时,同一波线上两个相邻的、位相相同的质点间的距离,即一个完整波的长度,称为波长,用 λ 表示。波传播一个波长的时间,或一个完整波通过波线上某一点所需的时间,称为波的周期、用 T 表示。单位时间内通过波线上某点的完整波的数目称为波的频

率,用 f 表示、单位为 Hz,它与周期之间互为倒数关系,即 $f = \frac{1}{T}$ 。波在弹性介质中传播时,单位时间内传播的距离称为波速,用 c 表示,单位为 m/s。

液体和气体只有容积变形。在液体和气体内部只能传播与容变有关的纵波。人体软组织中传播的声波是纵波。纵波的传播速度 c 为:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

式中 B 是介质的容变弹性模量, ρ 是介质的密度。

波长 λ , 频率 f , 波速 c , 周期 T 是描述波特性的的重要物理量。它们之间的关系可以用下式表示:

$$c = \lambda f = \frac{\lambda}{T}$$

上式的物理意义是质点每完成一次振动,波就向前移动 1 个波长 λ 的距离。在 1 秒钟内质点振动了 f 次,因而 1 秒钟内波动向前推进了 f 个波长即 $f\lambda$ 的距离。这就等于波的传播速度 c , 简称波速。

(二) 波动方程

任何一直线运动都可以用位移的时间函数来表征。例如匀速直线运动的方程 $x = x_0 + v(t - t_0)$ 。谐振动的运动方程 $x = A \cos(\omega t + \varphi)$, 同样定量描述前进中波的运动方程即波动方程是:

$$y = A \cos \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

式中 y 为离波源为 x 处的质点位移。 A 为振幅即质点的最大位移, c 为波在介质中传播的速度, ω 为角频率。

(三) 波的能量

1. 能量密度

在波动过程中,波源的振动通过弹性介质由近及远一层接着一层地传播出去,使介质中原来静止的各质点依次运动,因而具有动能。同时各质点又依次离开平衡位置,因而还具有势能。动能和势能之和构成波动质点的总能量。

在密度为 ρ 的体积元 ΔV 中,当波传播到这个体积元时,这体积元将具有动能 ΔE_k 和势能 ΔE_p 。

$$\Delta E_k = \Delta E_p = \frac{1}{2} \rho (\Delta V) A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

体积元的总能量 ΔE 为:

$$\Delta E = \Delta E_k + \Delta E_p = \rho (\Delta V) A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

由此可以看到:

- (1) 在波传播过程中,体积元的动能和势能随时间变化关系相同。
- (2) 体积元的总能量随时间作周期性变化。随着振动在介质中的传播,体积元在不断地接收能量和放出能量。能量从介质的一部分传播到另一部分,这说明波动过程也就是能量传递的过程。

介质中单位体积介质的总能量称为波的能量密度,用 E 表示:

$$E = \frac{\Delta E}{\Delta V} = \rho A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

可见在波动过程中,波的能量密度是随时间变化的,通常是取其一个周期内的平均值为:

$$\bar{E} = \frac{1}{2} \rho A^2 \omega^2$$

上式表明,波动的能量和振幅的平方、角频率的平方以及介质的密度成正比。

2. 能流、强度

由于能量是以速度 c 随着波动传播的,所以可引入能流的概念。单位时间内垂直通过介质中某一面积的能量称为通过该面积的能量或称波的功率。设在介质中取垂直于波速 c 的截面积 s ,则在一个周期 T 内通过面积 s 的能量等于体积 cTs 中的能量(图 2-3),用 P 表示:

$$P = \bar{E} c T s$$

用 T 和 s 除 P , 便得单位时间内通过垂直于波传播方向的单位面积的能量称为能流密度或波的强度,用 I 表示,单位为 W/cm^2 。

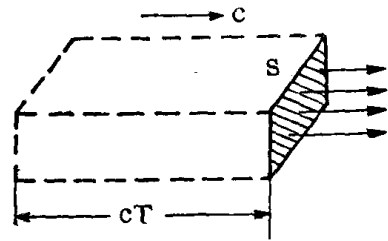


图 2-3 体积 cTs 内的能量在时间 T 内通过 s 面

$$I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2$$

在声学应用上称为声波的强度(简称声强),它的物理意义还可以理解为单位面积上被照射(或发出)的声功率。

三、声波

自然界的机械波以频率可分为三大类:次声、声、超声。频率低于 20Hz 的波动称为次声;频率在 $20\text{Hz} \sim 20\text{kHz}$ 之间的波动称为声(音);频率在 20kHz 以上的波动称为超声。人耳可听到声(音),但听不见次声与超声。

医学诊断中超声的频率在 10^6Hz 数量级。

(一) 声压

为了描述声波在介质中的强弱,除前面引进声强外,还有一个物理量:声压。介质中有声波传播时的压强与没有声波传播时的静压强之差称为声压。以纵波为例,声波在介质中传播引起介质的稠密和稀疏。在稠密区域,此时的压强大于原来的静压强,声压为正值;在稀疏区域,此时的压强小于原来的静压强,声压为负值。

由于介质中各质点振动位置的周期性变化,声压也作周期性变化。对于平面波来说,它的声压振幅 p_m 为:

$$p_m = \rho c A \omega$$

但一般所说的声压,往往指的是声压有效值,即 $p_e = \frac{p_m}{\sqrt{2}}$, 声压的单位为帕(Pa), $1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2$

(二) 声阻

声波在介质中某点的声压振幅与该点介质振动速度振幅($v_m = A\omega$)之比称为介质的声

阻抗(简称声阻),用 Z 表示,即:

$$Z = \frac{p_m}{v_m} = \rho c$$

以纵波而言

$$Z = \sqrt{B\rho}$$

声阻反映了介质中的密度与弹性。声波在两种不同介质的分界面上反射和折射时,反射波和折射波的能量分配就是由两种介质的声阻来决定。通常介质的密度越大,其声阻就越大。在各种介质中空气的密度最小,故空气的声阻最小。几种介质的声阻见下表:

介质名称	ρ (kg/m ³)	c (m/s)	Z (kg/s.m ²)
脂肪	970	1400	1.36×10^6
肌肉	1040	1568	1.36×10^6
脑	1020	1530	1.56×10^6
骨质	1700	3600	6.12×10^6
水(20℃)	988.2	1484	1.48×10^6
空气(20℃)	1.21	344	415
甘油(20℃)	1260	1920	2.42×10^6

(三) 声强

声波和其他的波一样,也是能量的传递者。在单位时间内,通过与声波的传播方向垂直的单位面积的能量,叫做声波的强度,简称声强。同样可用波的强度公式表示,即:

$$I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2$$

此外,声强、声压以及声阻之间存在下列关系:

$$I = \frac{p_m^2}{2Z} = \frac{p_e^2}{Z}$$

上式表明,声强与声压(振幅或有效值)的平方成正比。因此,也常用声压来间接表示声波的强弱。

【超声波的物理性质】

超声波的产生主要是利用晶体的压电效应。在某些晶体的一定方向上,受到机械应力(拉力或压力)作用下会在晶体表面产生电荷,即机械能转变成电能。反之,若对晶体施以一交变电场,晶体也会产生应变(形变),即电能转变成机械能。这一现象称为压电效应。在经颅多普勒诊断仪中,就是利用压电晶体的这一物理性质作为超声波的换能器(发射器和接收器)。

一、超声波的传播

超声波是一种波动,它和其他波动过程一样,在介质中传播的物理性质与其他类型的波(如光波)类似,也有波的反射、折射、散射、衍射、干涉以及吸收、衰减等特性,一般是遵循几何光学的原理。

(一) 反射和折射

当超声波从一种介质传播到另一种介质时,由于两种介质的声阻抗不同,有一部分超声波能量从界面处反射回到原介质内,形成反射波,其波速不变。另一部分则透入第二种介质,改变了传播方向,形成折射波。原来介质中的超声波称为入射波。如图 2-4 所示,由于入射波在介质界面分成两部分,因而反射波和折射波的振幅都比入射波的振幅小,至于减小到何种程度,则完全由入射角大小及介质声阻大小而定。对于垂直投射介质界面的超声波,在不考虑超声吸收的情况下:

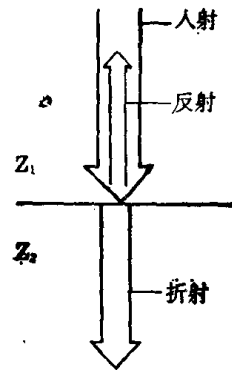


图 2-4 垂直入射超声波在界面上的反射和折射

$$\text{声压反射系数} = \frac{\text{反射波声压}}{\text{入射波声压}} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$\text{声强反射系数} = \frac{\text{反射波声强}}{\text{入射波声强}} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

$$\text{声压折射系数} = \frac{\text{折射波声压}}{\text{入射波声压}} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

$$\text{声强折射系数} = \frac{\text{折射波声强}}{\text{入射波声强}} = \frac{4Z_1 Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

式中 Z_1 为入射边介质的声阻抗, Z_2 为反射边介质的声阻抗。可见,两种介质的声阻差值越大,反射的超声强度越大。根据能量守恒,入射波能量等于反射波能量和折射波能量的总和。反射越强,进入下一层的折射波能量越小。例如空气声阻约为 415 kg/s.m^2 ,水的声阻为 $1.48 \times 10^6 \text{ kg/s.m}^2$,两者相差悬殊,反射系数接近于 1。所以在空气中传播的超声波很难进入液体或固体。超声检查时,在探头(换能器)与体表之间必须涂上超声耦合剂,它的作用在于排除空气,增加透声性,因此要求超声耦合剂的声阻抗接近人体组织的声阻抗。

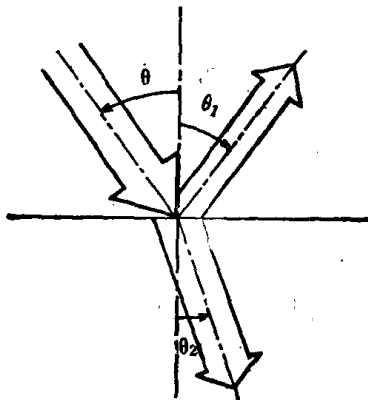


图 2-5 超声波斜入射的反射和折射

如果超声波倾斜入射到声阻抗不同的两个介质的分界面上如图 2-5 所示,若界面是平面,则反射波按反射角 θ_1 返回原来介质,折射波按折射角 θ_2 的方向在第二介质中传播。反射角 θ_1 、折射角 θ_2 与入射角 θ 之间存在下面的关系:

$$\text{反射角 } \theta_1 = \text{入射角 } \theta$$

$$\frac{\sin \theta}{c_1} = \frac{\sin \theta_2}{c_2}$$

上式表明折射角的大小与声速有关。如果 $c_1 > c_2$,则 $\theta_2 < \theta$,即 θ_2 折向法线(法线是假设的一条垂直于分界面上的线,与入射角、反射角、折射角在同一平面上),因而声波由稠密介质(一般说来,它的声速大)进入稀疏介质(一般说来,它的声速小)折射角将小于入射角。如果 $c_2 > c_1$,则 $\theta_2 > \theta$,即折射角偏离法线。当 $c_2 > c_1$ 时,入射角逐渐增大,折射角也随着增大,当折射角 $\theta_2 = 90^\circ$ 时,折射波则沿界面通过,这时 θ 称为临界角 θ_c ,如果 $\theta > \theta_c$,超声波则在介质界面上全部反射回到原介质中。由折射定律不难求出 θ_c 。

$$\frac{\sin \theta}{\sin \theta_2} = \frac{\sin \theta_c}{\sin 90^\circ} = \frac{c_1}{c_2}$$

$$\theta_c = \text{arc sin } \frac{c_1}{c_2}$$