



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0704—2008/IEC 61895:1999

超声脉冲多普勒诊断 系统性能试验方法

Ultrasonics—Pulsed Doppler diagnostic system—
Test procedures to determine performance

(IEC 61895:1999, IDT)

2008-10-17 发布

2010-01-01 实施



国家食品药品监督管理局 发布

前 言

本标准与 IEC 61895:1999《超声 脉冲多普勒诊断系统 性能试验方法》的一致程度为等同采用。

本标准与 IEC 61895 的主要差异为:

——将原文中的“本技术规范”改为“本标准”;

——IEC 61102:1991《0.5 至 15 MHz 频率范围内 使用水听器对超声场的测量和描述》已等效转化为 GB/T 16540—1996《声学 在 0.5 ~15 MHz 频率范围内的超声场特性及其测量 水听器法》,故本标准直接引用国家标准;IEC 61206:1993《超声 连续波多普勒系统 性能试验方法》已等同转化为 YY/T 0705—2008,IEC 61390:1996《超声 实时脉冲回波系统 性能试验方法》已等同转化为 YY/T 0703—2008,故本标准直接引用以上两项行业标准。

——在编辑格式上按我国标准规定作了少量修改。

本标准的附录 A 是资料性附录。

本标准由国家食品药品监督管理局提出。

本标准由全国医用电器标准化技术委员会医用超声设备标准化分技术委员会(SAC/TC 10/SC 2)归口。

本标准起草单位:国家武汉医用超声波仪器质量监督检测中心。

本标准主要起草人:忙安石、王志俭、蒋时霖。

引 言

通常与实时 B 模式和彩色血流成像仪相结合的脉冲超声多普勒流量仪和流速仪已广泛应用在临床实践中,该设备的超声换能器周期性地发射超声脉冲,并测量由运动组织反射和散射产生的超声多普勒频移,多普勒频移正比于反射体或散射体沿超声波束方向的速度分量。探头在发射一组超声脉冲后,又作为接收器接收反射的回波,但并不接收所有的回声信号,而是在指定的时间延时后,才开始接收某一距离上的回波信号,并从中获得多普勒频移(称为距离选通),仪器仅对波束中被称为取样区的区域内的运动敏感,因而可用来测定沿超声束随深度而变的组织速度,通过变更发射到距离选通之间的延时,可以调节沿超声束不同深度上取样区的位置,多通道设备可对多个同时定位的取样区进行检测。

当超声波被血红细胞散射时,常用脉冲超声设备研究血流。

本标准描述了一整套可用于测量系统性能的试验方法和所需要的测试件,一些相关的试验方法和测试件已在 YY/T 0705(IEC 61206)中进行了论述,因而在许多方面值得本标准借鉴,而另外一些试验和测试件论述见参考文献[1]和[2]。可将试验方法分为以下三类:第一类是可以由门诊医生或技师进行的例行质量控制试验,用于确保系统工作在正常状态下,或具有足够的灵敏度;第二类是不经常采用,但更加有针对性的试验方法,例如在怀疑系统工作失灵时使用该方法;第三类表示为确保符合规范要求,由制造商对整套系统进行的试验。

超声脉冲多普勒诊断 系统性能试验方法

1 范围

本标准规定了：

- 测量脉冲多普勒超声系统性能的试验方法；
- 用于进行这些试验的多普勒测试件。

本标准适用于：

- 对脉冲多普勒超声系统整机的试验，该系统未被拆解成子系统或断开相互间的连线；
- 对脉冲多普勒超声系统的试验，该系统可以是独立的，或作为其他超声仪器的一部分。

本标准不涉及电安全、声安全和电磁兼容性(EMC)的内容。

一般而言，要进行涉及全部所述试验的工作量是无法承受的，故预期是选择一部分作为常规使用。然而，仍应收集经验来为选择提供指导，并作为目前工作的主题。

2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过本标准的引用而成为本标准的条款。凡是注日期的引用文件，其随后所有的修改单(不包括勘误的内容)或修订版均不适用于本标准，然而，鼓励根据本标准达成协议的各方研究是否可使用这些文件的最新版本。凡是不注日期的引用文件，其最新版本适用于本标准。

GB/T 16540—1996 声学 在 0.5~15 MHz 频率范围内的超声场特性及其测量 水听器法(eqv IEC 61102:1991)

YY/T 0703—2008 超声实时脉冲回波系统性能试验方法(IEC 61390:1996, IDT)

YY/T 0705—2008 超声连续波多普勒系统试验方法(IEC 61206:1993, IDT)

3 术语和定义

下列术语和定义适用于本标准。

3.1

6 dB 频谱宽度 6 dB spectral width

频谱功率比最大功率低 6 dB 处，两频率之间频谱的宽度。

3.2

20 dB 频谱宽度 20 dB spectral width

频谱功率比最大功率低 20 dB 处，两频率之间频谱的宽度。

3.3

声工作频率 acoustic working frequency

中心频率 centre frequency

发射脉冲频谱的过零声工作频率。

[GB/T 16540—1996 中的 3.4, 更改]

3.4

混叠(混淆)现象 aliasing

由于采样频率过低,信号频率的错误指示。

注:当多普勒频率超过多普勒超声系统的尼奎斯特极限频率时,发生混叠现象。在非感向性系统中,多普勒信号的指示频率是与尼奎斯特极限频率成镜像关系的真实多普勒频率。在感向性系统中,多普勒信号的指示频率是与改变了符号的尼奎斯特极限频率成镜像关系的真实多普勒频率。在采用基线偏移的系统中,建议将上述解释中的术语“多普勒频率”用多普勒频率加基线频率偏移来替代。

3.5

基线频率平移 baseline frequency shift

为了减轻混叠现象的影响,在分析之前将多普勒信号偏移的频率。

3.6

B模式(亮度调制显示) B-mode (brightness-modulated display)

由脉冲回波式超声扫描仪产生的图像,是用亮度调制的二维显示,其中脉冲超声波束扫描组织中反射体和散射体产生的回波。

3.7

杂波 clutter

在多普勒解调器之后,显现的多普勒信号中的无用分量。

注:杂波由静止的或缓慢运动的反射体引起,通常用多普勒超声系统中的高通滤波器(管壁噪声滤波器)滤除。

3.8

盲区 dead zone

在换能器表面附近,多普勒系统对组织运动不敏感的区域。

3.9

定向 direction

方向检测 direction sensing

指能够感知散射体或反射体是朝向还是背离超声换能器,用以说明多普勒超声系统类型的描述用语。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.1]

3.10

方向分辨 direction resolving

方向识别 direction separating

多普勒超声系统内,依随散射体或反射体相对于换能器的运动方向而使多普勒输出出现于不同输出端子、输出通道或输出设备上能力的一种表述。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.2,更改]

3.11

多普勒角度 Doppler angle

在多普勒测量期间超声声束的轴向与散射体或反射体运动方向之间的锐角。

3.12

多普勒解调器 Doppler demodulator

多普勒超声系统的一部分,它通过对接收信号和基准信号的混频导出多普勒信号。

3.13

多普勒频率 Doppler frequency

多普勒频移 Doppler-shift frequency

由于散射体或反射体与超声换能器之间的相对运动,引起的超声散射波或反射波的频率改变,它是

发射波和接收波的频率之差。

YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.3,更改]

3.14

多普勒输出连接器 Doppler output connector

多普勒超声系统中将多普勒输出与外部输出装置连接的连接器或部件。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.5]

3.15

多普勒输出 Doppler output

以单一多普勒频率或多种多普勒频率触发输出装置的信号。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.4,更改]

3.16

多普勒频谱 Doppler spectrum

多普勒超声系统产生的多普勒频率集合。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.6]

3.17

多普勒测试件 Doppler test object

用于测试多普勒超声系统的仿真结构。

3.18

多普勒超声系统 Doppler ultrasound system

设计用于发射和接收超声,并由发射波和接收波差频信号中产生多普勒输出的仪器。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.8]

3.19

双功扫描仪 duplex scanner

组合了实时 B 模式成像与多普勒超声系统的超声仪器。

3.20

名义多普勒声束定向轴 nominal Doppler beam direction

多普勒测量换能器的假定超声声束轴,对单元换能器,该轴通常是多普勒探头的旋转对称轴。

3.21

名义主侧向多普勒声束轴 nominal first lateral Doppler beam direction

该坐标轴垂直于名义多普勒声束定向轴,对于单声束有方向的探头,其位置标记在探头壳体上;对于双功或三功扫描仪,其位置在探头的扫描平面内(见图 A.2)。

3.22

名义次侧向多普勒声束轴 nominal second lateral Doppler beam direction

该坐标轴垂直于名义多普勒声束定向轴和名义主侧向多普勒声束轴。该轴垂直与双功或三功扫描仪的扫描平面(见图 A.2)。

注:名义主侧向多普勒声束轴,名义次侧向多普勒声束轴和名义多普勒声束定向轴形成了如图 A.2 所示的笛卡尔坐标系。

3.23

标称取样区长度 nominal sample volume length

系统标明的取样区长度,在正常情况下,该长度在屏幕上显示为数值或两个标记间的距离,是指取样区在名义多普勒声束轴轴线方向的跨度。

3.24

非定向性 non-directional

对无定向性的多普勒超声系统类型的表述。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.9]

3.25

尼奎斯特极限频率 Nyquist limit frequency

脉冲重复频率的一半,在不采用基线平移的系统中,等于不产生混叠现象的频率。

3.26

观测速度 observed velocity

沿着超声声束轴向的散射体或反射体的速度分量,其方向是朝向或背离换能器。

3.27

输出通道 output channel

多普勒超声系统的一部分,其功能是代表特定方向的多普勒输出。

注:多普勒超声系统可能有两个输出通道,各自代表一个特定的流向。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.12]

3.28

输出装置 output device

包含在多普勒超声系统内,或通过电缆与其连接,使多普勒输出能被人的感官感知的任何装置。

[YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 1.3.13]

3.29

相位正交解调 phase-quadrature demodulation

混合流体方向信息的多普勒信号导出方法,在此,采用两个多普勒解调器,一个带有 90° 相位差的基准信号,另一个带有同相多普勒信号和 90° 相位差的多普勒信号。在特定频率下多普勒信号的同相分量和正交分量之间偏移的方向,表示引起该分量的靶运动方向。

3.30

脉冲重复频率(PRF) pulse repetition frequency

超声换能器每秒发射的超声脉冲或脉冲串的数量。

3.31

距离选通 range gate

多普勒超声系统的一部分,用来选择接收不同深度所产生的多普勒信号。通过脉冲发射后时间间隔期间的延迟来选择到达的信号。

3.32

基准信号 reference signal

与多普勒解调器中的接收信号混频以产生多普勒信号的信号。在非定向型多普勒超声系统或采用相位正交解调的系统中,基准信号位于发射频率处。在偏频定向性多普勒超声系统中,多普勒超声系统位于发射频率加或减偏频值处。

3.33

取样区 sample volume

在超声声束中,使多普勒超声系统产生多普勒信号分量的运动散射体或反射体所在的区域。

注:在超声医学临床中,该术语通常译为“取样容积”或“采样容积”。

3.34

扫描平面 scan plane

包含所有超声扫描线的平面。

3.35

声谱图 sonogram

频率-时间显示,源于连续或重叠时间窗口的检测信号,其每一个频率分量的相对幅度或功率以邻接的垂直灰度线段的形式显示。

3.36

频谱宽度 spectral width

多普勒频谱中的多普勒频率的范围。

3.37

频谱 spectrum

相对于频率的幅度或功率显示,在检测信号(见多普勒频谱)包含的每一个频率分量处,显示相对的幅度或功率。

3.38

弦线式测试件 string test object

沿着线靶的方向,以恒定速度运动的散射体线靶,其超声散射特性类似于运动的血液。

3.39

系统 system

本标准指多普勒超声系统。

见 3.18

3.40

靶(目标) target

产生回波信号的反射体、散射体或散射体集合物。

3.41

靶深度 target depth

沿着声束,探头端面至靶的距离。

3.42

三功扫描仪 triplex scanner

组合了实时 B 模式成像、彩色血流成像和脉冲多普勒超声系统的超声仪器。

4 符号

c 媒质中的平均声速

L 换能器端面至取样区中心的距离

L_{\max} 脉冲多普勒超声系统的最大探测深度

f_0 声工作频率

f_{vm} 在最大、平均、众数和中值频率估计的准确性试验中,用来模拟多普勒信号平均频率的正弦波频率

5 整机系统综合测试

5.1 总论

5.1.1 脉冲多普勒超声系统的类型

一台脉冲多普勒超声系统可能是定向、非定向或方向分解的设备。定向(或方向检测)类型的脉冲多普勒超声系统指示反射体或散射体是朝向还是背离超声换能器。非定向多普勒超声系统不能指示运动的方向,方向分解(或方向分离)脉冲多普勒超声系统根据反射体或散射体的运动方向,在不同的输出通道呈现多普勒输出。为了获取包含流体方向信息的多普勒信号,系统可以采用相位正交解调或偏置

基准频率解调的方式。附录 A 给出了不同类型脉冲多普勒超声系统的描述和框图。

系统可以是单独的仪器,或是 B 模式和/或血流成像系统的一部分,单独的仪器可以采用单个换能器发射和接收,或用独立的换能器来实现这些功能,在后一种情况下,仪器还可以工作在连续波模式。与 B 模式实时成像仪器组合时,对脉冲多普勒操作可以使用独立的换能器,或针对脉冲回波成像和脉冲多普勒工作使用同一个换能器。

系统可能是双功扫描仪或三功扫描仪的一部分,双功扫描仪允许在 B 模式图像上显示用于多普勒测量的名义多普勒声束轴方向,和指示采样容积深度、长度。为了便于仪器可以计算超声声束和血管方向的夹角,为操作者提供了与所显示血管轴平行的电子游标,便于将多普勒频率转化成假定在轴向上的血液流速。在双功扫描仪上附加了功能的三功扫描仪,还可以显示依据血液流速经彩色编码形成的、叠加在 B 模式图像上的血流图像。

系统可以根据取样区深度和换能器与取样区之间组织的特征,配备工作参数自动适配的功能。这种方式适配的参数实例是脉冲重复频率(PRF),聚焦深度,换能器孔径和发射信号频谱。

系统可以组合多普勒信号的频谱分析方法,显示多普勒信号随时间变化的频谱。该频率分析方法可基于快速傅立叶变换(FFT)或其他频谱分析方法。系统可以根据频谱分析仪或更直接的时域处理方式的的结果,来选择显示随时间变化的最大值、平均值、众值或中值的多普勒频率。

系统可以组合交互式或自动测量和/或计算系统,以进一步处理频谱分析数据和/或多普勒频率波形计算,例如波形形状系数和频谱宽度。

系统可以采用扬声器或耳机,为操作者提供聆听多普勒信号的装置。

系统可以是多通道仪器,具有多个取样区和相关的多普勒信号通道。

5.1.2 最不利的条件

可以用一种试验方法来确定一个系统的某一特定的性能参数,通常综合性能取决于许多参量,每一个都有具体的试验方法。为了获得最佳的综合性能,需要这些参量中的某一些要最大,而另一些要最小。考虑到综合性能,表 1 给出了最不利条件下,适用于脉冲多普勒超声系统的关键参量和相对应的描述适用的试验方法的子条款编号。作为实例,若 5.2.4 中探测深度为最小,将导致最不利的综合性能;相反,最大的探测深度,将导致最佳的性能。

5.1.3 多普勒声束轴

为了确定超声探头的取向,宜定义三个正交坐标轴,一个是名义多普勒声束定向轴,另两个是主侧向和次侧向多普勒声束轴。主侧向轴垂直于声束轴,位于扫描平面内,次侧向轴也垂直于声束轴,但垂直于扫描平面。在单一的脉冲多普勒超声系统中,建议根据探头壳体上的标记或特征来定义这些轴。在双功或三功扫描仪中,主侧向多普勒声束轴要位于扫描平面内(见附录 A)。

表 1 最不利条件下的参量和对应的条款编号

最不利条件为其最小值		最不利条件为其最大值	
数量值	条款号	数量值	条款号
工作距离	2.2.3	噪声级	2.2.4
高频响应	2.3.1	低频响应	2.3.1
固定靶对灵敏度的影响	2.3.3.2	失真	2.3.3.1
通道分离	2.6.1	模拟流量误差	2.6.2

5.1.4 探头/靶距离变化范围和测量

多普勒超声系统的探头固定在校准的定位机构上,可沿着三个正交坐标轴方向运动。运动的方向要能与名义多普勒声束定向轴平行,也能与名义主和次侧向多普勒声束轴平行。或者,多普勒超声系统的探头保持固定位置,而靶能与这些轴进行平行运动。

5.2 初始条件

这些条款中描述的条件均适用于 5.2.4 和 5.3 至 5.15 的所有试验,同时对这些测量还给出了确定适当的多普勒频率和距离范围的步骤。

一个特定类型的系统可以有不同的部件组合形式,针对试验的目的,将每一个组合形式看成是一个系统。例如一个系统可以有各种换能器选配件,在此情况下,与基本系统连接的每一个探头和输出记录或显示设备可以构造出一个相互不同的系统。为使测试有实际意义,测试中应记录所有的设备控制设定,在那些测试中要求操作者进行灰阶或彩色视频显示的性能评估时,视频监视器设定和环境照明条件应使最低显示亮度级能够清晰地从背景中分辨出来。

5.2.1 供电

为了确保在供电电压的范围内,达到所声明的技术指标,试验应在不同的供电电压下进行,并提供最不利条件下的试验结果。所用的网电源供电电压分别为额定值,高于和低于额定值的 10%,由网电源供电的系统,最不利情况下数值就是在规定的预热时间之后获得的数值。

由便携式电池供电且重量低于 1 kg 的系统,试验时无需预热,每一次试验之间相隔足够的时间来模拟典型的使用条件。对非便携式电池供电的系统,其试验条件与网电源供电的系统相同。

针对所有电池供电的系统,宜获得电池电压从完全充电条件到正常的耗尽电压时最不利的试验结果,任何系统的调整或调节要根据仪器说明书的规定进行。要说明在连续或断续条件下使用时,电池的正常寿命,容许制造商在连续或断续条件下,选择想要的正常电池。除了最不利条件下的结果外,制造商可以公布最好条件下的结果(例如完全充满的电池),及获得该结果时的系统条件。

5.2.2 靶的运动方向

若脉冲多普勒超声系统是双功或三功扫描仪的一部分,除非另有说明,则靶的运动要位于成像系统的扫描平面内。若脉冲多普勒超声系统是一个独立的仪器,除非另有说明,则靶的运动要位于由名义多普勒声束定向轴和名义主侧向多普勒声束轴确定的平面内。

5.2.3 传声媒质

下列的大多数试验可在适当的非衰减性媒质中进行(如体积含量在 9.0% 的甘油水溶液),其声速为 1540 ms^{-1} 。若采用电子注入式试验系统,被测换能器的耦合可采用固态的媒质,诸如具有 2700 ms^{-1} 至 2800 ms^{-1} 较高声速的有机玻璃。测量探测深度时要求采用合适的吸声体作为衰减,建议其声速为 1540 ms^{-1} ,衰减材料可采用血流模块中常使用的组织等效物($0.45 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 至 $0.55 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$),或者,在采用衰减的聚亚安酯楔形物与弦线式测试件组合进行灵敏度测量时,可使用更高的衰减量。

5.2.4 探测深度

沿超声声束方向最大探测深度(L_{\max})的测量,是采用在探头和靶之间插入衰减性仿组织媒质的多普勒测试件进行的。增大靶深度,直至多普勒信号功率等于噪声功率,即靶运动时多普勒输出功率(信号加噪声)是靶静止不动时功率(仅为噪声)的两倍。此时,信噪比(SNR)为零分贝。

若多普勒测试件的最大深度不足以将信号功率降至规定的零分贝信噪比(SNR),则建议减小发射功率,确保达到上述条件。宜注明此时的发射输出设置。

建议仿组织媒质的衰减系数与血流模块中常使用的数值类似,在 $0.45 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 至 $0.55 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 范围内,也可采用更高的衰减量($0.70 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 至 $0.80 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$),并在试验的结果中说明。

宜注意到,穿透性取决于靶的类型,只有采用相似类型的靶,系统之间的相互比较才有意义。

5.2.5 工作距离

除非另有说明,建议测量在换能器端面和靶之间的距离为 $L_{\max}/2$ 的条件下进行,在这里 L_{\max} 是最大探测深度(见 5.2.4)。

5.2.6 聚焦

在双功或三功扫描仪中,当试验系统具有操作者设定的可变焦点时,建议将名义的焦点调至取样区的中央,或尽可能将系统焦点与取样区深度的设置值接近。

5.2.7 工作多普勒角度

除非另有说明,建议将名义多普勒声束定向轴和多普勒测试件中靶运动方向之间的夹角设为 0° 、 30° 、 45° 或 60° ,宜注意到,对所用的测试件,所用的这些角度有些可能无法实现(例如,大多数血流测试件中的 0°)。

在独立的脉冲多普勒超声系统中,若换能器的装配是使设计的声束轴与探头轴相重合,则建议将探头轴向作为名义多普勒声束定向轴。在其他单独的系统中,宜由制造商说明名义多普勒声束定向轴。

在双功或三功扫描仪中,工作多普勒角度等于多普勒声束与成像屏幕上指示的靶运动方向之间夹角的测量值。若多普勒声束的方向是可变的,则建议将该角度设定为 60° 。

5.2.8 管壁噪声滤波器截止频率

除非另有说明,具有可变管壁噪声滤波器截止频率的系统,针对外周血管的应用建议将其设定为 $4 \times 10^{-5} f_0$ 或系统允许的最接近值,在这里 f_0 是声工作频率,对 0° 多普勒角度,其对应值约为 3 cm s^{-1} 。针对其他系统,另外的截止频率可能更适用,例如,对于胎儿应用,建议将该频率设定为 $2 \times 10^{-5} f_0$ 或系统允许的最接近值,对于成人心脏应用,建议将该频率设定为 $6 \times 10^{-5} f_0$ 或系统允许的最接近值。

5.2.9 发射输出功率

除非另有说明,具有可变发射输出功率的系统,建议将功率设定为最大。

5.2.10 工作脉冲重复频率(PRF)

除非另有说明,建议将 PRF 设定为 $0.4 c/L_{\text{max}}$ 或系统允许的最接近的较低频率值。

5.2.11 多普勒(接收)增益

除非另有说明,在以实时频谱分析仪作为输出装置的系统中,建议将多普勒增益设定为:在发射功率最小且靶静止不动时,显示器上噪声刚好不可见。另外对不具备频谱分析仪的系统,建议将多普勒增益设定为:能够产生较小但在多普勒输出上可以测量的噪声信号。

5.2.12 试验频率

试验频率是用来进行试验的多普勒频率,对于电子注入式试验装置就是所注入声频信号的频率。对其他试验装置,是平均多普勒频率。除非另有说明,建议将试验频率设定为 $5 \times 10^{-4} f_0$ 或制造商规定的频率。

5.2.13 工作取样区长度

除非另有说明,在取样区长度可变的系统中,建议将标称取样区长度设定为 $25 \times 10^5 / f_0 \text{ mm}$,或系统允许的最接近的较大长度值,若找不到较大长度值,则取最接近长度值。这里, f_0 是以赫兹为单位的声工作频率。

5.2.14 多普勒信号功率测量

在多普勒输出插头处测量多普勒信号功率,可采用任何准确度优于被测信号电平 5% 的装置测量多普勒信号功率。建议引用均方电压,均方根(r. m. s.)电压或以分贝为单位相对于 1.0 V(r. m. s.)的数值。适用的仪器是真实 r. m. s 读数的电压表,注意,在所有的试验中仅要求获得相对的数值。

5.3 零信号噪声电平

用测试件产生试验频率下的多普勒信号,设定接收器电平和发射功率输出,使声谱图上显示的多普勒信号可以利用显示器的整个灰度范围。停止靶的运动,或在电子注入式装置的情况下,断开注入信号。此时多普勒输出的信号电平即标注为零信号噪声电平。

5.4 多普勒频率响应

用发生窄多普勒频谱的测试件对多普勒频率响应和准确度进行试验比较适宜。也可采用具有单频

多普勒频移的电子多普勒测试件或弦线式多普勒测试件。

5.4.1 频率响应范围

建议将频率显示的基线设定为零,在0 Hz至尼奎斯特上限值的频率范围内测量频率响应。让电子多普勒测试件的频率偏移,或弦线式及流体式多普勒测试件中运动靶的速度在该范围内变化。采用有效值电压表或功率计及平均频率测量工具,获得以多普勒频率为函数的时间平均多普勒输出信号电平。若多普勒输出信号电平有一个峰值,则在比峰值电平低3 dB处求得低频响应频率和高频响应频率;若加以说明,也可采用其他上下限值。对多峰值响应曲线,如果峰值之间的最低值在上述最大峰值-3 dB处以上,建议采用同样的步骤。

若响应曲线是多峰值的,且峰值之间的最低值在上述最大峰值的-3 dB处以下,则建议将峰值之间探查到的最小值作为最小可检测信号电平。在该信号上作平行线,与频率响应曲线在该最小值和其他两点相交,这两点就是低频和高频响应值,建议将其作为试验结果引用,同时说明相对于最大值的该最小值水平。

在上述所有情况下,建议将最小频率和最大频率的极限值与系统的指示值,或系统技术规格中的引用值比较,并报告误差。注意,最小频率是管壁噪声抑制频率。

对从0 Hz至尼奎斯特下限值的负向频率范围,建议重复同样的试验步骤。

5.4.2 平坦响应的偏离

在0 Hz至尼奎斯特上限值的频率范围内,从最大和最小频率极限值的电平至所测的最大信号电平(以分贝为单位)范围的一半,建议将其引用为平坦响应的最大偏离。

对从0 Hz至尼奎斯特下限值的负向频率范围,建议重复同样的试验步骤。

5.4.3 大信号性能

大的假信号能造成超声多普勒接收器的误差,其表现类似于通讯系统的接收器。针对实践中遇到的超过最大电平的干扰信号,本条的试验研究这些影响的大小。

5.4.3.1 固定靶对灵敏度的影响(杂波抑制)

高反射固定靶对多普勒输出幅度的影响,可以通过采用小导管或弦线式多普勒测试件来加以确定。将高反射靶定位在取样区内,相对于换能器而言,靶位于弦线或小导管的远端,按照观测的变化(以分贝为单位)报告多普勒输出的变化。建议将反射靶尽可能靠近运动着的弦线或小导管,并调节其方位产生最大的固定靶回波。为了减少校正的问题,建议采用产生不过载、强回波的足够大球靶。建议在取样区内侧向及轴向移动固定靶的同时,观测多普勒输出,报告多普勒输出的最大变化。

另外,也可采用电子多普勒测试件来确定仪器的杂波抑制。电子式多普勒测试件的作用是产生试验频率,其多普勒输出的幅度至少高于噪声20 dB且又不饱和。随后多普勒测试件同时产生稳态的(零多普勒频移)频率信号,信号的幅度增大直至多普勒输出改变3 dB。在这里假定,零多普勒频率处的信号对多普勒输出功率没有直接的作用,将电子式多普勒测试件产生的稳态信号与测试用多普勒频率幅度之比记为杂波抑制系数。

5.4.3.2 谐波失真

谐波失真的测量可按照YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的2.3.3.1进行。另外测量谐波失真也可采用电子式多普勒测试件,将频谱分析仪与多普勒输出插头连接,测量试验频率的各次谐波功率之和,并表示成试验频率下信号功率的百分数形式,即百分数谐波失真。在试验频率多普勒信号输出电平高于噪声电平10 dB的条件下,测量和报告失真,随后再以10 dB的增量重复同样步骤,直至失真超过10%。

5.4.3.3 互调失真

互调失真的测量可按照YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的2.3.3.3进行。另外测量谐波失真也可采用电子式多普勒测试件,电子式多普勒测试件产生一个频率为试验频率10%的低频信号,叠加在试验频率的信号上,建议将低频信号的电平保持在高于试验频率信号30 dB的水平上。将频谱

分析仪与多普勒输出插头连接,测量试验频率加减低频处信号功率之和,并表示成试验频率下信号功率的百分数形式,这就是百分数互调失真。在试验频率和多普勒信号输出电平高于噪声电平 10 dB 条件下,测量和报告失真,随后再增加 10 dB 的增量进行处理,直至失真超过 10%。

5.5 空间响应

多普勒超声系统对空间不同点处散射体的相对灵敏度,可以通过下述步骤来确定。除非另有说明,测量均在名义第一侧向多普勒声束轴的方向进行。

5.5.1 取样区响应

下列试验能用于取样区内灵敏度的变化,及其侧向宽度和轴向长度的测量。在该距离内,仪器对运动靶的响应能力,位于最大响应能力降至某一指定数值的范围内。

建议试验在工作取样区长度设置在 $0.2 kL_{max}$ 的深度进行,在这里 $k=1,2,3,4$ 或制造商规定的深度条件。

由于灵敏度变量取决于靶的声学响应,采用不同类型的靶测量,可能获得取样区尺寸的不同数值,建议注明。宜使用同种类型靶的测量结果,可用于相互比较。

值得注意的是,使用理想的弦线式测试件时,多普勒信号功率与沿着弦线路径上灵敏度变量(运动的单个散射体的信号功率与位置的关系)的线积分成正比。对真实的弦线式测试件,由于有限的散射体尺寸、线的粗细和线体结构的周期性导致的非理想行为,尚待充分研究[2]。

由于小球靶[3]散射的复杂特性,尤其是其随频率变化的特性。对脉冲多普勒超声系统或窄声束宽度系统不推荐使用小球多普勒测试件,除非对其性能的局限性进行了评估。

注:在背景噪声不可忽略时测量小多普勒信号功率(例如,在 L_{max} 附近),为了估计多普勒信号功率,则建议从多普勒信号插头处所测的含噪声功率的信号中,减去所测的噪声功率。

5.5.1.1 取样区轴向响应

多普勒声束方向轴相对于线靶设定在工作多普勒角度,轴向和侧向移动探头,监视多普勒信号功率,直至功率为最大。随后,平行于名义多普勒声束方向轴移动探头,注明并报告多普勒信号功率下降至最大值-6 dB 处的距离和多普勒信号功率下降至最大值-20 dB 的距离,分别为 60° 时-6 dB 和-20 dB 轴向取样区长度。在 45° 和 75° 多普勒角度下重复这些测量,根据测量结果外推 90° 时的取样区长度。建议将该长度与脉冲多普勒超声系统指示的标称取样区长度相互比较。

在工作深度取样区的中央,以五个相等的间隔,将长度从最小改变至最大,或是系统允许的数值,将 90° 时-6 dB 和-20 dB 取样区长度与脉冲多普勒超声系统指示的标称取样区长度一起报告。

5.5.1.2 取样区侧向响应

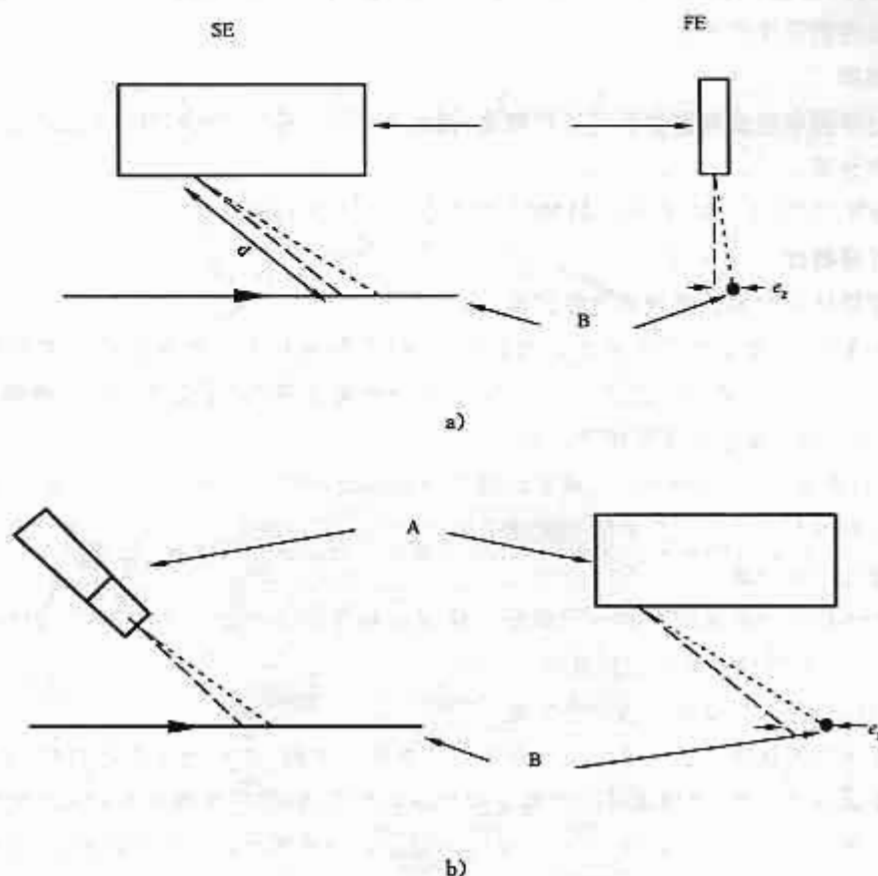
重复 5.5.1.1 进行的测量,其不同点在于垂直于线靶侧向移动探头,获得主侧向取样区宽度。探头绕名义多普勒声束方向轴旋转 90° 重复测量,获得次侧向取样区宽度。

5.6 取样区位置重合误差

采用弦线式多普勒测试件,沿着声束移动取样区直至多普勒信号功率为最大并记录该功率值。将取样区移至多普勒信号功率低于最大值 3 dB 的两个位置,对于双功或三功扫描仪,沿着多普勒声束,在这些位置和线靶图像上取样区中心半程点之间的距离(在屏幕上标明),报告作为重合误差。

5.7 声束位置和方位

这些试验用来测量声束轴位置和方位相对于名义多普勒声束方向轴的偏离。该试验与 5.5.1.2 取样区侧向响应试验同时进行是最方便的。在这些试验期间,计算多普勒功率降至最大值 6 dB 处点的坐标,并注明沿着两个侧向声束轴的中间点,这些中间点的坐标即是所测的声束轴的坐标。这些坐标与被测深度下名义声束方向轴的坐标差异就是该深度下声束位置的偏离(见图 1)。要求试验装置必须满足这样的要求:在经校准的探头定位系统确定的坐标系内,弦线和名义多普勒声束轴方向的坐标都是已知的。



- A——探头；
 B——线靶；
 SE——侧视图；
 FE——前视图；
 虚线——名义的多普勒声束轴方向轴；
 点线——真实的多普勒声束轴方向轴。

注：本图所示是沿某一直线方向所见，该直线垂直于包含弦线和名义多普勒声束定向轴（和沿弦线方向）的平面，该平面就是在深度 d 处沿副 a) 主 b) 侧向声束轴测量声束偏差时所用的平面。

图 1 声束位置和方位试验中，探头/线靶的几何关系

5.8 固有频谱展宽

在本试验中，多普勒信号通过频谱分析仪，该仪器要具备显示几秒持续信号采集频谱的能力，并能进行 6 dB 频谱宽度测量。测量的准确性取决于频谱分析仪的频率和幅度分辨力，所测频谱的宽度和信号持续时间与频率分辨率的乘积。建议频谱分析仪的设置和信号持续时间能使 6 dB 频谱宽度的测量达到 10% 的测量准确性。

建议试验在工作取样区长度设置在 $0.2 kL_{\max}$ 的深度下进行，在这里 $k=1, 2, 3, 4$ 或制造商规定的深度条件。

本试验也可使用下述的弦线式测试件进行，多普勒声束方向轴相对于线靶的夹角设定在工作多普勒角度，线靶速度的设定使多普勒信号频谱的平均频率等于多普勒试验频率，监视多普勒信号功率，轴向和侧向移动探头，直至功率为最大。所测多普勒信号频谱的 6 dB 频谱宽度以试验频率的百分数形式表示。报告该数值作为固有频谱展宽的百分数。

5.9 盲区

使用弦线式多普勒测试件,减小靶的深度直至多普勒信号功率减至 5.4.1 所记录最大值的 -20 dB,将此时的靶深度作为盲区厚度。

5.10 声工作频率

建议采用过零频率法或频谱分析法进行测量,详见 YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 3.4。

5.11 流动方向分离

建议采用 YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 2.6 进行测量。

5.12 速度估计准确度

对具备速度评估功能的系统进行这些试验。

在标准工作条件下,使用弦线式多普勒测试件,比较多普勒超声系统评估的速度与真实的线靶速度。弦线速度 -2 m/s 至 +2 m/s 范围内以 0.04 m/s 为增量递进,或对应于产生混叠频率的 ± 0.8 倍时的速度,报告导致最小多普勒频率值的误差。

在 60°多普勒角度下,采用使平均多普勒频移等于测试频率的固定线靶速度,测量并报告被测系统极限多普勒角度和许多其他中间角度的速度测量误差。

5.13 容积流量估计准确度

对具备流量评估功能的系统进行这些试验。建议采用 YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)中的 2.7 进行测量。一种合适的流量测试件见参考文献[10]。

5.14 最大、平均、众值和中值频率估计准确度

多普勒系统从检测获得的超声信号中准确评估各种频谱参数(如最大多普勒频率、平均频率等)的能力依赖于机器的许多因素,诸如多普勒检测和频谱分析的算法、多普勒频谱的形状和宽度。频谱参数评估的准确性将取决于其变化的速率,下列试验用来评定各种频谱参数评估准确度,以及准确度对这些参数变化速率的依赖程度。这些试验仅涉及机器处理准确性的影响,不涉及物理影响,如几何频谱加宽。

这些试验要求产生频率已知的多普勒信号,并且其时变谱是可控的。唯一满足这些要求的测试件是电子装置。

首先,测试件宜模拟具有恒定频谱形状和恒定平均频率的多普勒信号,宜至少有三种频谱:在 0.1 倍至 0.2 倍的频谱平均频率范围内,具有 20 dB 频谱宽度的窄对称频谱;在 0.4 至 0.6 倍的频谱平均频率范围内,具有 20 dB 频谱宽度的宽对称频谱;及在 0.4 至 0.6 倍的频谱平均频率范围内,且其众值频率大于平均频率至少为频谱平均频率的 0.2 倍,具有 20 dB 频谱宽度的宽非对称频谱。对每一种频谱,宜采用三种正的和三种负的平均频率进行试验,对每种情况,建议选定三个频率为:

- 频谱中的最小频率,等于管壁噪声滤波器的 3 dB 截止频率;
- 频谱中的最大频率,等于系统频率响应上限的 3 dB 截止频率;
- 这两个频率的中间值。

其次,建议采用具有正弦平均频率变化的多普勒信号进行试验,平均频率变化的幅度宜使其产生的峰值频率等于系统频率响应上限的 3 dB 截止频率。对每一种频谱形状,正弦平均频率变化的频率 f_m 宜在 0.1 Hz 至 50 Hz 范围内至少分六档,并注明计算的最大、平均、众值和中值频率的误差。典型的频谱和最小/平均/最大频率的变化如图 2 和图 3 所示。建议引用每一个 f_m /频谱组合的误差作为一个周期的平均偏差和标准偏差,从足够大数量的周期中计算一个周期的标准偏差,使这两个量值的评估误差小于 10%。建议上述试验在信噪比为 0 dB、10 dB、20 dB 和 40 dB 的条件下进行。



图2 模拟多普勒信号频率的最小、平均和最大频率的正弦变化

注：本图所示为一个窄正对称频谱a)，一个宽正对称频谱b)，一个宽正非对称频谱c)，一个宽负非对称频谱d)。指示的频率是最小(1)，平均(2)，最大(3)和众数(4)，对称频谱的众数频率等于平均频率。

图3 具有恒定平均频率或采用正弦平均频率变化瞬时的模拟多普勒频谱

5.15 速度波形指数估计准确度

多普勒超声系统通常用组合算法来计算速度波形形状的指数，如脉动指数、阻尼指数和 A/B 比[4]。这些值可自动从所显示频谱的最大频率包络获得，或由操作者绘制的包络轨迹中计算获得。由于给出的最大频率波形形状可能不同于速度波形的形状，结果不仅取决于所采用的算法，还受取样区和频谱分析方法的影响。理想状态的速度波形指数准确度的估计宜采用脉动流体测试件，其时间变化速度场准确已知，系统取样区失真效应可忽略不计。在无法获得这种测试件时，也可单独地使用电子式测试件，模拟已知时间变化频谱的信号，来试验用作指数计算的算法。由于多普勒超声系统所计算的指数数目和类型非常灵活，对所要求的准确性还未达成一致，故进行一些试验检验一下制造商公布的估计准确度已经足够。

在采用脉动流体测试件时,建议使用已知指数值的波形进行试验,数值须覆盖被测系统所公布的范围。建议使测试件导管的中心位于工作深度,导管轴向与名义多普勒声束方向轴的夹角为工作多普勒角度。对每一个试验波形,建议公布所测量指数和脉动流体已知指数之间的误差。建议试验在信噪比为 0 dB、10 dB、20 dB 和 40 dB 的条件下进行,这一比值可以通过系统发射输出功率控制来调节。建议试验采用二种频谱进行:在窄频谱,使用导管直径大于 6 dB 频谱宽度或取样区长度两者中较大值的五倍条件;在宽频谱,使用导管直径小于 6 dB 频谱宽度或取样区长度两者中较小值条件下进行。

在采用电子式测试件时,建议产生已知最大频率波形的多普勒信号,系统用窄和宽频谱进行试验。5.14 中用于频率估计测试的谱应是合适的。由于对组成“最大的”频率(例如典型的多普勒频谱逐步减至零,造成固有频谱展宽和窗口展宽,真实的最大值未使用),模拟多普勒信号频谱的最大频率的定义(例如,总的多普勒信号功率 95% 频谱以下的频率)也未达成一致,建议将其与这些试验的结果一起公布。速度指数与信噪比的范围宜与采用脉动流体测试件进行试验时相同。

在临床实践中,为了试验系统对由于呼吸或其他无意的患者运动引起变化的幅度速度波形的响应,电子测试件宜具有产生相应模拟多普勒信号的能力,其速度波形幅度从最大值随机减小,平滑至最大幅度一半的最小幅度,这种从最大幅度至最小的变化所需的时间最少为 2 个,最多为 10 个心动周期。建议公布系统计算的每一个指数与最大幅度波形指数的偏差。

上述试验宜在心动周期为 400 ms、800 ms 和 1 600 ms 或系统所公布范围内的三个周期间隔处进行。

6 多普勒测试件

6.1 测试件

适用于脉冲多普勒超声系统的测试件在 YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)的第三篇和参考文献[10]中有简要描述,这里简要阐述电子多普勒测试件。

流体式、弦线式、条带式 and 电子式测试件及其用处和局限性在参考文献[2]中描述。

宜注意到,在液体声路中,以马达驱动,由散射材料靶带组成的运动条带式测试件[5],适用于某些多普勒频率响应试验(5.4.1, 5.4.2, 5.4.3.2)、固有频谱展宽试验(5.8)和速度评估准确性试验(5.12)。

重要的是,对于所用测试件,已经知道或可能影响测试结果的那些特性,要与试验结果一起公布。

6.2 电子测试件

在采用声耦合的电子测试件中,被测系统探头发射的脉冲由测试件的一个换能器接收,与产生多普勒频移脉冲的模拟多普勒信号混合后再发射回探头。被测系统接收的脉冲等效于由靶产生的模拟多普勒信号的多普勒频移。简单相乘后的混合信号,使接收的射频信号包括两个边带,故该多普勒信号模拟同时发生的正向流和逆向流[6]。允许操作者在两个边带之间进行转换的单边带系统在 Wallace 和 Whittingham 在参考文献[7]中介绍。图 4a)所示的系统允许产生没有这种约束的多普勒信号,即在尼奎斯特范围内($\pm 0.5\text{PRF}$)包含任何时变性的频率分量。换能器 1 接收的脉冲相位偏移 90° ,原始的和相位偏移后的信号送至复数乘法器 X_c 一个输入端的实部和虚部,另一个输入端馈入模拟多普勒信号的同相和正交分量。复数乘法器的实部(或虚部)提供的多普勒频移信号发射回(经由换能器 2)被测系统的探头。测试件的换能器与探头的耦合能经由图示的透明塑胶块,或可以由如图 4b)所示的带角度的局部反射体完成。模拟多普勒信号可从单频率正弦波变换至具备典型动脉时变频谱的模拟多普勒信号。对于这种信号,以模拟的形式,采用将噪声源馈入具有时变频率响应的滤波器[8],或用数模转换器以数字的形式直接产生该信号[9]。为了评估被测系统对杂波信号的响应,可将较高幅度的多普勒信号叠加在血液模拟信号之上。显然,多普勒信号模拟器可以产生其电平比被测系统预期值低的假信号。

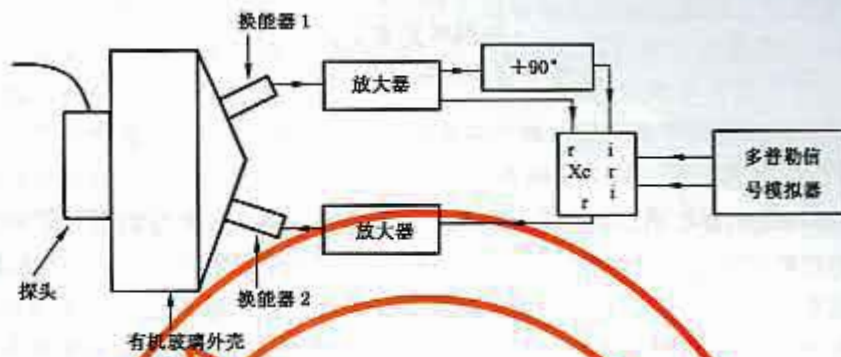


图 4

附录 A

(资料性附录)

脉冲波多普勒超声系统概述

A.1 单通道系统

在 YY/T 0705—2008(IEC 61206:1993)的附录 A 中描述了连续波多普勒超声系统,在这里具体描述其与脉冲多普勒超声系统之间的差异。在参考文献[4]中提供了有关仪器设计方面的附加细节。

与连续波系统不同,脉冲多普勒超声系统具有距离分辨力。该功能实现通过有规律地发射由几个超声周期组成的脉冲,而不是连续地发射,跟随每一个脉冲发射的延迟之后,对多普勒解调器的输出采样。系统仅对离换能器特定距离处,小取样区(sv)内的流体敏感,该距离使超声脉冲到达并返回取样区的传输时间等于发射与接收采样之间的延迟。

这种系统的方框图如图 A.1 所示,与连续波系统不同,其发射和接收在时间上是分别进行的,可采用图示的单换能器结构。以系统的脉冲重复频率为依据,有规律地启动发射选通,选通开启的持续时间与换能器的滤波作用确定发射脉冲长度。在延迟之后,对多普勒解调器的输出采样并保持,直至进行下一次采样。在某些系统中,是在距离选通(采样)门开启的时段内对多普勒解调器的输出取平均。对这类系统,取样区长度主要由发射脉冲长度和距离选通的持续时间决定。在另一些系统中,距离选通的开启时间小于多普勒解调器中跟随着乘法器的低通滤波器的时间常数,在这种情况下发射脉冲长度和滤波器的时间常数共同决定取样区长度。取样区宽度取决于超声声束宽度。取样区深度随发射和距离选通之间延迟时间的改变而改变。

来自采样-保持电路的信号经放大和滤波,在多普勒输出插头处提供信号。与连续波系统相似,滤波器中也配有管壁噪声滤波器。对来自多普勒解调器的信号的低通滤波,取决于系统的脉冲重复频率。由于系统实质上是对来自取样区的多普勒信号采样,故来自采样-保持部分的信号频谱是由两部分组成,一部分是所需要的信号频谱,另一部分是脉冲重复频率倍数处产生的复制信号。必须这样设定低通滤波器的截止频率,即让大于脉冲重复频率一半的频率分量强烈衰减。因此,最大多普勒频率是以脉冲重复频率的一半为限。像在连续波仪器中一样,流向识别可以通过两种方法实现,一种是采用偏置频率基准,另一种是采用有 90° 相移的两个基准信号。系统也可以通过扬声器或耳机等方法来聆听多普勒信号,或通过频谱分析仪等来分析频率。

A.2 多通道系统

上述的系统称为单通道脉冲多普勒系统,多通道系统中有许多取样区同时工作,在同一时刻,沿着声束监视许多不同位置处的流体。系统拥有多个多普勒解调器采样门以及自己的放大器和滤波器,每一个选通门在发射之后的不同时刻开启。

A.3 混叠现象

多普勒超声系统一个特有的问题是混叠现象,为了清晰分辨出信号中的最高频率分量,必须在该频率分量的每个周期内至少对该信号采样两次。若采样频率过低,则采样的信号就会出错,在非定向性系统中,指示的多普勒频率是尼奎斯特极限频率内的真实多普勒频率镜像。在定向性系统中,指示的多普勒信号频率是尼奎斯特极限频率内符号改变的真实多普勒频率镜像。在大多数系统中,在分析之前多普勒信号可以被频移(一个基线频率偏离),使零靶速度对应的基线频率偏离而不是零频率。对正负速度偏移不相等的靶,这将允许操作者最大程度地利用所得到的频率范围(例如, ± 0.5 PRF 的范围能改变为 -0.2 PRF 至 0.8 PRF)。

A.4 双功和三功扫描仪

脉冲多普勒超声系统和实时超声 B 模式成像仪的组合称为双功扫描仪。在这类扫描仪中,多普勒超声声束和取样区显示在 B 模式图像上,便于操作者将取样区定位在已成像血管内的选定位置处。双功扫描仪通常具有测量多普勒角度的手段,通过在取样区位置处,以电子方式产生标记线,操作者可旋转该线使其与血管轴线重合。在这种情况下,系统能够计算声束和血管轴之间的夹角,利用这一角度将测得的多普勒频率转换成血流速度,最后显示速度而不是频率信息。另外采用 B 模式系统的电子测径功能,测量血管的横截面积。通常,对血流的测量都是通过测量血管的直径并假定其横截面为圆形。

双功扫描仪和彩色血流成像仪的组合称为三功扫描仪。

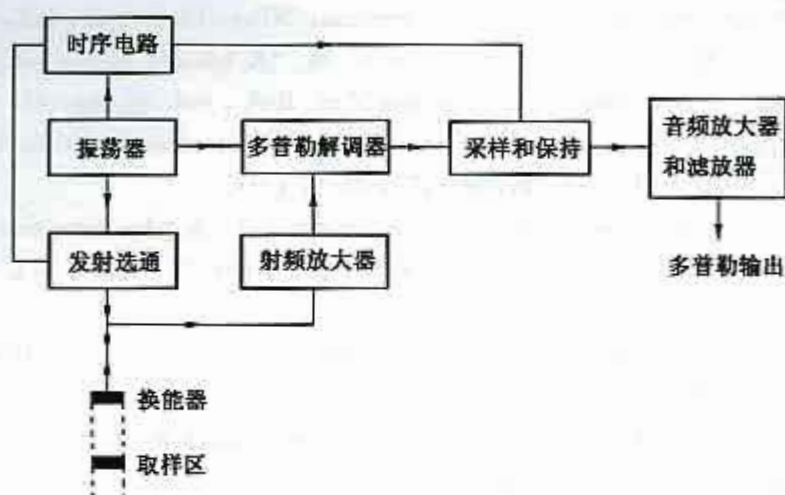


图 A.1 单通道,非指向性脉冲多普勒超声系统

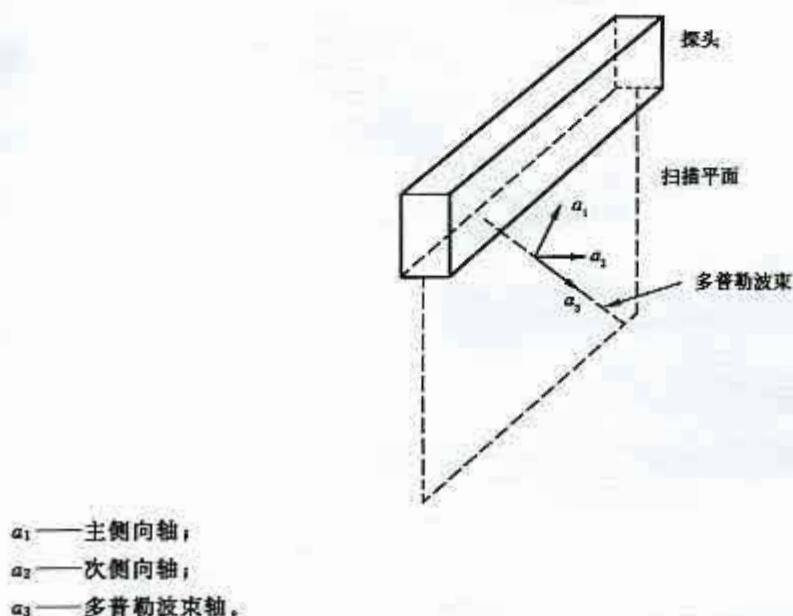


图 A.2 线阵探头多普勒声束轴

参 考 文 献

- [1] AIUM Standards Committee, Performance criteria and measurements for Doppler ultrasound devices, American Institute for Ultrasound in Medicine, USA, 1993.
 - [2] Hoskins, P. R., Sherriff, S. B. and Evans, J. A., Testing of Doppler ultrasound equipment, Institute of Physical Sciences in Medicine, York, UK, 1994.
 - [3] IEC 61266:1994, Ultrasonics—Hand-held probe Doppler foetal heartbeat detectors—Performance requirements and methods of measurement and reporting
 - [4] Evans, D. H., McDicken, W. N., Skidmore, R. and Woodcock J. P., Doppler ultrasound, physics, instrumentation and clinical applications, Wiley, Chichester, UK, 1989.
 - [5] Rickey, O. W., Rankin, R., and Fenster, A. "A velocity evaluation phantom for colour flow and pulsed Doppler instruments", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 18, pp. 479-494, 1992.
 - [6] Evans, J. A., Price, R. and Luhana, F. "A novel testing device for Doppler ultrasound equipment", *Phys. Med. Biol.*, vol. 34, pp. 1701-1702, 1989.
 - [7] Wallace, J. J. A., Martin, K. and Whittingham, T. A. "An experimental single-sideband acoustical re-injection test method for Doppler systems", *Physiol. Meas.*, vol. 14, pp. 479-484, 1993.
 - [8] Bastos, C. A. C. and Fish, P. J. "A Doppler signal simulator", *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, vol. 12, pp. 177-183, 1991.
 - [9] Wang, Y-Y. and Fish, P. J. "Simulating nonstationary in-phase and quadrature Doppler signals using a time-varying impulse response filter". *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 22, pp. 529-531, 1996.
 - [10] IEC 61685, Ultrasonics—Flow measurement systems—Flow test object (under consideration).
-