

彩色超声血流成像中 杂波抑制方法

沈志远 / 著

CAISE CHAOSHENG XUELIUCHENGXIANGZHONG
ZABO YIZHI FANGFA

HEUP 哈尔滨工程大学出版社

彩色超声血流成像中杂波抑制方法

沈志远 著

 哈尔滨工程大学出版社

内 容 简 介

彩色超声血流成像作为一种非介入性的血流信息可视化方法,具有无伤害和低成本等优点。软组织蠕动产生的高能低频杂波信号往往使得血流流速估计出现偏差,进而提升心血管疾病的误诊率。研究有效抑制杂波,精确提取血流信号的检测方法具有重要意义。本书分别对参数化和非参数化的自适应血流信号提取方法开展论述和研究。

本书适合从事杂波抑制和超声成像研究的学者、专业技术人员、研究生阅读。

图书在版编目(CIP)数据

彩色超声血流成像中杂波抑制方法/沈志远著.
—哈尔滨:哈尔滨工程大学出版社,2017.3
ISBN 978-7-5661-1466-2

I. ①彩… II. ①沈… III. ①血管疾病-超声波诊断
-杂波抑制-研究 IV. ①R543.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2017)第 037216 号

选题策划 马佳佳

责任编辑 薛 力

封面设计 张 骏

出版发行 哈尔滨工程大学出版社
社 址 哈尔滨市南岗区东大直街 124 号
邮政编码 150001
发行电话 0451-82519328
传 真 0451-82519699
经 销 新华书店
印 刷 北京中石油彩色印刷有限责任公司
开 本 787 mm × 960 mm 1/16
印 张 8.75
字 数 190 千字
版 次 2017 年 3 月第 1 版
印 次 2017 年 3 月第 1 次印刷
定 价 29.00 元
<http://www.hrbeupress.com>
E-mail: heupress@hrbeu.edu.cn

前 言

彩色超声血流成像作为一种非介入性的血流信息可视化方法,具有无伤害和低成本等优点。软组织蠕动产生的高能低频杂波信号往往使得血流流速估计出现偏差,进而提升心血管疾病的误诊率。

研究有效抑制杂波,精确提取血流信号的检测方法具有重要意义。如下两个原因使得杂波抑制问题变得困难:第一,为满足成像的帧率需求,回波信号采样数有限;第二,由于呼吸和心跳的作用,杂波的频率表现为宽带特性。传统超声彩色血流成像的杂波方法的效果由事先选定参数决定,而不依赖于实际接收的超声回波信号。为突破上述限制,本书分别对参数化和非参数化的自适应血流信号提取方法开展论述和研究。

在本书的撰写和研究过程中,作者得到了美国佐治亚理工大学电子与计算机工程学院 Lee Chin - Hui 教授,哈尔滨工业大学航天学院沈毅教授、冯乃章教授、王强教授、王艳教授,南京工业大学王涵博士,南京航空航天大学汤新民教授、卢朝阳副教授、孙樊荣博士等领导和同志的指导、帮助及鼓励,在此向他们表示最诚挚的感谢!

本书的撰写和出版,得到国家自然科学基金项目(61501225)、中国博士后基金(2016M601806)和江苏省博士后基金(1601017B)的资助,在此表示感谢!

彩色超声血流成像技术随着医疗发展的需求还在不断完善和发展中,限于作者水平,书中难免有不足之处,恳请读者批评指正。

作 者

2016 年岁末于南京

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 医学血流检测的意义与背景	1
1.2 彩色血流成像基础	2
1.3 超声彩色血流检测技术困难与现状	7
1.4 本书研究内容	11
第 2 章 基于松弛算法的参数化杂波抑制方法	13
2.1 引言	13
2.2 参数化血流信号提取方法回顾	14
2.3 松弛算法与血流信号提取方法	17
2.4 仿真与讨论	19
2.5 本章小结	36
第 3 章 基于改进特征分解的杂波抑制方法	37
3.1 引言	37
3.2 杂波滤波器回顾	39
3.3 基于双线性模型描述下的 Hankel 框架	42
3.4 基于向前向后平滑子序列的框架	44
3.5 仿真与讨论	48
3.6 本章小结	58
第 4 章 基于回归聚合经验模态分解的杂波抑制方法	59
4.1 引言	59
4.2 经验模态分解	64
4.3 聚合经验模态分解	73
4.4 回归模型描述下的聚合模态分解	81
4.5 基于回归聚合模态分解的杂波滤波器设计	87
4.6 本章小结	95
第 5 章 彩色血流成像计算复杂度与实验研究	96
5.1 引言	96
5.2 血流信号提取方法比较	96
5.3 实验研究	101

5.4 本章小结	113
第6章 杂波抑制在先进医学超声成像技术的应用	115
6.1 提高前端集成度的关键技术	115
6.2 提高超声图像质量的新技术	117
6.3 挖掘超声系统有效诊查信息的新技术	118
6.4 提供辅助医疗诊断的新技术	119
6.5 医疗超声成像产品的研制内容	120
第7章 总结与展望	122
7.1 总结	122
7.2 研究展望	123
参考文献	124

第 1 章 绪 论

1.1 医学血流检测的意义与背景

心血管疾病是由于人体内心脏和血管功能的不正常而引起的健康问题。心血管疾病目前已经成为人类生命的头号杀手。根据 2011 年中国心血管疾病报告显示,目前中国心血管疾病患者已达到 2.3 亿,每年大概有 350 万人死于此类疾病。为改善公民医疗条件、提高全民平均寿命水平,各国政府花费大量人力和财力用于心血管疾病的治疗和研究。研究表明,绝大多数的心血管疾病源于血栓和高血压,其中血栓是指活动物机体在心脏或血管内某一部分因血液成分发生析出、凝集和凝固所形成的固体状物质。此外,人体内器官病变,例如癌症、尿毒症等,也通常表现为病人体相应器官内血流流动状态的不正常,其中血流是血管或组织内血红细胞的定向移动而引起的。因此,通过成像的方法实时地监测病人体内心血流动态特性成为上述疾病的诊断和治疗重要的手段。它的检测结果往往直接影响着对病人实施何种药物以及手术方案。

通过成像的方法对人体体内血流流速情况进行研究渊源已久。一般来说,血流成像方法分为介入性方法和非介入性方法。介入性的方法需要向病人体内注射显影剂,其代表为数字剪影血管造影(Digital Substraction Angiography, DSA)。当显影剂注入血液后,由于照射血管的 X 光不能穿透显影剂,DSA 利用计算机影像信息数字化处理技术,消除了骨骼和软组织影像,从而成像血管的形状。Nuldelman 于 1977 年获得了第一张 DSA 图像,目前已经广泛应用于临床。

由于 DSA 可以准确地反映血管病变的部位和程度,其往往被称之为心血管疾病诊断的“黄金准则”。但是作为介入性检测方法,这种成像方法有着可能破坏软组织和遭遇血管中的钙化物的风险。此外,血管造影这种有创检查方式会引起很多过敏反应。根据临床经验,每次 DSA 的测量时间至少为 30 min,甚至长达 3 h,长时间暴露在 X 光照射下的检查会对病人的身体造成极大伤害。

考虑到介入性方法的缺陷,利用非介入性的成像方法检测血流状况在过去的 20 多年中成为众多科研人员研究的热点。目前医疗机构常常用到的成像设备主要为核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和超声彩色血流成像(Color Flow Imaging, CFI)。为使得非介入性的方法达到如同 DSA 同样的成像精度,这两种方法近年来得到了长足的发展。

MRI 利用在外加梯度磁场下人体内氢原子的共振原理,依据氢原子所释放的电磁波在

被检测物质内部不同结构环境下衰减的不同,通过计算图像处理技术,从而构成这一物质原子核的位置和种类,据此绘制出该物质的内部结构图像。其中,MRI 血流成像利用流空效应。流空效应是指由于血液流动迅速,发射 MR 信号的氢原子核偏离成像层面,从而在最终图像中形成黑影。由于血管壁和软组织几乎静止,能够检测出其发出的 MR 信号。因此,较快速流动的血液呈无信号或低信号,与静止呈正常信号的血管壁形成鲜明对比,从而清楚地显示出血管的形态结构。MRI 成像无需向血液内注射显影剂,成像清晰,但其成像时间较长,对人体有伤害。此外,在检测过程的人为的移动会对检测结果产生较大影响。

多普勒彩色血流成像是以超声波束照射下血管中血红细胞与超声探头之间的相对位移所产生的多普勒频率为基础的。所得的血流信号经历相位检测、自相关处理、彩色灰阶编码,最终计算出平均血流速度并且以彩色图像的方式显示。多普勒彩色流成像设备是在 1982 年由日本的学者 Namekawa、Kasai 及美国工程师 Bommer 最先研制成功,并由日本 Aloka 公司生产出第一台多普勒彩色血流成像仪。利用 1985 年 Kasai 提出的自相关估计策略,从第 2 年起,多普勒彩色血流成像仪便开始用于血流流速的量化检测。商用多普勒超声彩色血流成像设备中,将彩色血流图像叠加显示在成像人体组织结构的 B 型超声图像上,合成为彩色超声图像,简称彩超。彩超能够快速、直观地显示血流的性质和流速在心脏、血管内的分布。

对比 MRI 和 CFI,有学者认为,两者拥有相似的空间解析度。虽然 MRI 在成像精度上相比 CFI 更加清晰,但是 CFI 在提供病变区域的血流信号信息时表现出的无创性和实时性是 DSA、MRI 等医疗仪器所望尘莫及的,因此被大多数临床病例所采用。

如 Ferrara 的综述论文所报道,经历 20 多年的研究和发展,CFI 可用于血栓的存在性检测,动脉肿瘤的发展情况评估,以及心室间血液回流状况的可视化。最近,CFI 还被用于眼部血流微循环评估,癌症治疗方案效果的监测,以及手术中介入性仪器的操作指导等。

1.2 彩色血流成像基础

从系统的观点来看,超声彩色流成像系统可以分成两部分:数据的获取阶段和信号处理部分,如图 1-1 所示。

在数据获取阶段,超声探头发射连续或者时间间隔相同的脉冲式超声波束。这些超声波束经过血液和软组织的反射,被同样的超声探头所接收。与此同时,为了成像一定区域内的血流流速情况,超声探头会面向不同的方向和角度进行移动和旋转。接收的回波信号首先通过一个低通滤波器去除高频载波信号。当前广泛采用的实现这个过程被称之为 I/Q 解调。通过 I/Q 解调后的数据常被称之为采样立方体。其中 x 轴方向代表成像的深度, y 轴方向代表成像的宽度视角,即水平位移,而 z 轴方向则代表连续接收的脉冲回波信号,即

采样立方体长度,如图1-2所示。

在信号处理部分,对于给定 (x, y) 平面上的一个固定位置,沿着 z 轴方向的连续接收的回波数据或将通过一个杂波滤波器用于去除由周围软组织反射而形成的杂波成分。滤波后的信号采用自相关估计技术计算此处的血流信号的多普勒频率;或将采用一个参数化的方法由接收的回波数据中直接估计出血流信号的多普勒频率。多普勒频率被转化为血流流速后,通过一系列图像处理手段,例如图像插值、平滑处理,最后基于一个彩色棒形图映射成血流的形态。由成像系统图1-1可以发现,我们对于血流信号提取的研究将集中在信号处理部分。

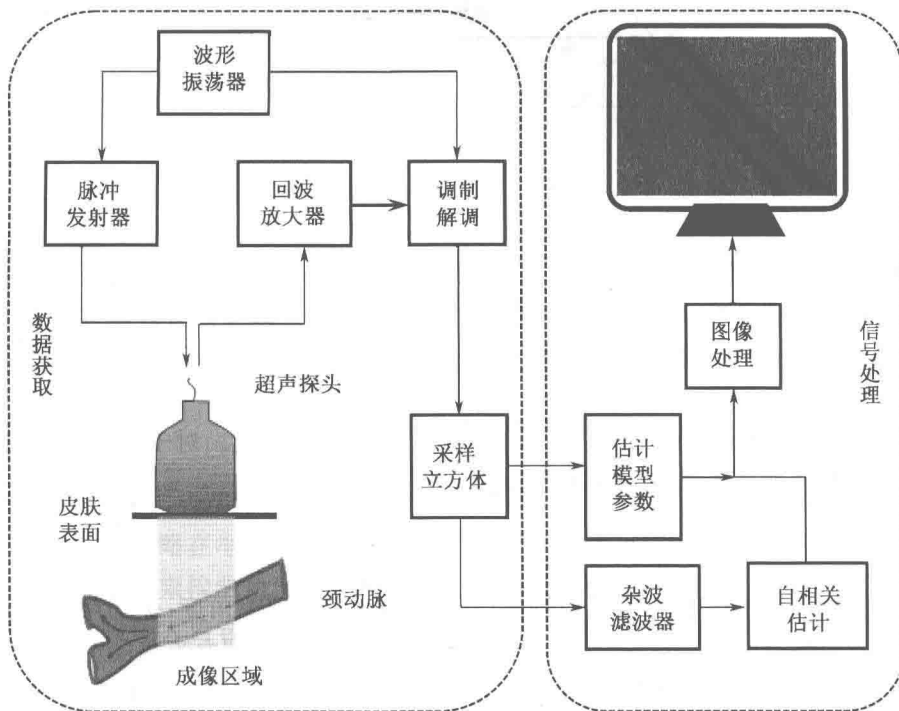


图1-1 超声彩色血流成像系统图

从上述分析发现,CFI的目标是计算并显示血流流速。血流流速定义为血管中血红细胞定向移动的平均速度。如之前所论述,CFI的原理是利用发射与接收超声波束的探头与血管中血红细胞之间的多普勒效应进而估计血红细胞的移动速度。所谓多普勒效应,是指当声波发射源与接收者之间发生相对运动时,接收声波的频率发生变化。当血管中血红细胞与超声探头之间引发相对移动时,接收的超声回波信号的频率或者发射与接收脉冲波之

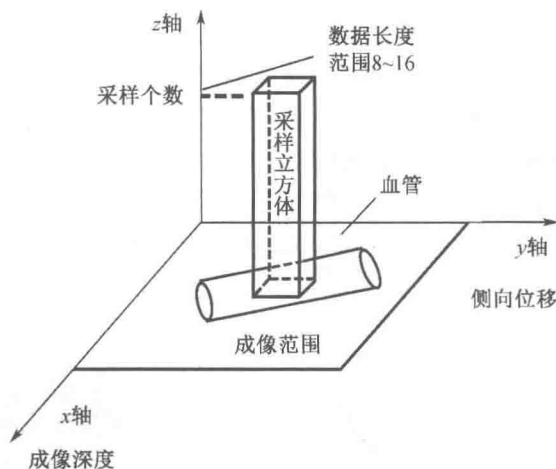


图 1-2 采样数据示意图

间的时间间隔就会发生改变。根据频率和时间间隔的变化,可以推算出血红细胞的平均移动速度。特别地,多普勒效应中根据频率的改变是增加还是减小区分声源和接受者之间相对运动是远离还是靠近。同样,超声彩色血流成像将由远离超声探头的血红细胞移动产生的血流标记为蓝色;相反,靠近探头的血流标记为红色。

根据超声波发射的模式,CFI 分为连续波模式和脉冲波模式。对于连续波模式,根据多普勒效应,多普勒频移 f_D 满足如下数学模式,即

$$f_D = f_0 - f_r \approx \frac{2vf_0}{c_0} \cdot \cos\theta \quad (1-1)$$

其中, f_0 为发射的超声频率; f_r 为接收的超声频率; θ 为血流束角度; c_0 为声音在人体组织的传播速度,一般为 1 540 m/s; v 为血红细胞的平均移动速度,即血流速度。

类似地,当发射的超声波为脉冲波时,同一脉冲波发射和接收的时间间隔的改变 t_D 可通过如下计算,即

$$t_D = \frac{2vT_{PRI}}{c_0} \cos\theta \quad (1-2)$$

其中 T_{PRI} 是脉冲重复间隔 (Pulse Repetition Interval, PRI), 其他变量与公式 (1-1) 中相同。从公式 (1-1) 和公式 (1-2) 可以发现,由 f_D 和 t_D 可以精确地计算血流速度 v 。图 1-3 为脉冲波模式下的 CFI 成像原理的示意图。

超声彩色流成像中,出于实时性的要求,需要超声探头传感器能够在一帧周期内发射脉冲波以及搜集超声回波。因此,彩色流图像往往采用如同 B 超同样的阵列传感器,比如

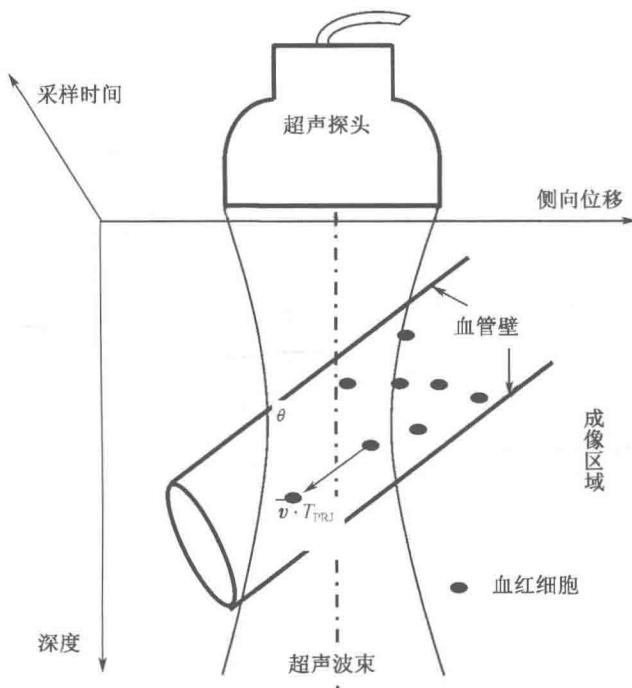


图 1-3 多普勒彩色流成像原理

线性阵列或者凸阵列。采用此类探头的优势在于:第一,此类传感器通过陆续的激励每个传感器单元的激励策略在电路上是容易实现的;第二,阵列传感器相比单激励传感器,其能够实现更为灵敏的流束检测角度。目前商业彩超的探头的发射频率在 $1 \sim 17 \text{ MHz}$ 。此频带范围的超声波在检测大血管如颈动脉已经足够了,但对于微循环血流的检测往往会需要更高频率的发射频率。

不同于成像组织结构的 B 超模式,彩色流图像主要要检测血流流速。正如之前所述,组织蠕动的多普勒回波强度往往强于红细胞移动产生的多普勒回波。为了增益红细胞移动产生的多普勒回波的能量,常采用相对长的脉冲周期来提升血流信号的能量。因此,发射的脉冲波往往包含多个周期时间的正弦脉冲波。从而,脉冲周期 T_p 近似为

$$T_p = \frac{N_{cy0}}{f_0} \quad (1-3)$$

其中, N_{cy0} 代表一个脉冲波中包含的正弦信号的个数; f_0 为探头发射频率。

对于彩色流图像, y 轴横向分辨率依赖于超声探头的横向宽度,而 x 轴纵向分辨率依赖

于发射脉冲波的持续时间。根据 Cobbold 论著的第 3 章^[124]所描述,横向分辨率 l_{res} 可近似为

$$l_{\text{res}} \approx \frac{F\lambda_0}{W} = \frac{Fc_0}{Wf_0} \quad (1-4)$$

其中, F 为超声流束的聚焦长度; λ_0 为发射超声波的中心波长; W 为阵列传感器上栅宽。相比而言,轴向分辨率 d_{res} 为

$$d_{\text{res}} \approx \frac{c_0 T_{\text{F}}}{2} = \frac{c_0 N_{\text{cyc}}}{2f_0} \quad (1-5)$$

从上述两公式容易发现,当采用更高频率超声波时,能同时提高横向分辨率和轴向分辨率。对于之前提及的采用 1 ~ 17 MHz 的超声波,其成像分辨率一般在 0.1 ~ 1.0 mm。

由于超声波在组织中衰减随着超声波频率的增加而增加,因此当采用更高频率的超声波时,势必将导致脉冲波传递深度的降低。结合之前的论述,可以得出这样的结论,通过改变发射超声波频率提升图像分辨率必将导致图像检测深度的下降。一般地,传递深度 d_{pen} 随着超声波声音强度指数级地下降,如

$$d_{\text{pen}} \approx \frac{I_{\text{pen(dB)}}}{\alpha_{\text{dB}} f_0} \quad (1-6)$$

其中, $I_{\text{pen(dB)}}$ 为强度的衰减在传递的深度处; α_{dB} 为衰减系数,一般为 0.2 ~ 0.7 dB/(cm·MHz)。

除了图像的分辨率,彩色流图像作为成像血流流速的方法,血流的分辨率直接影响系统的性能。无论采用自相关估计的方法还是直接的血流信号频率提取策略,根据采样定理,谱分辨率 $f_{\text{D(res)}}$ 近似为

$$f_{\text{D(res)}} = \frac{1}{N_{\text{D}} T_{\text{PRI}}} \quad (1-7)$$

其中, N_{D} 为 x, y 平面上每个成像位置上 z 轴方向经历的多普勒超声回波个数。利用多普勒方程,得到血流分辨率 v_{res} 为

$$v_{\text{res}} = \frac{c_0}{2f_0 N_{\text{D}} T_{\text{PRI}} \cos \theta} \quad (1-8)$$

由上式可以发现,增加 z 轴向采样长度 N_{D} 和超声发射频率 f_0 均可提高血流检测精度。另一个问题与频率分辨率密切相关的是最大可检测的频率。根据采样定理,最大可检测频率为采样频率的一半。因此混叠流速的上限为

$$v_{\text{res}} = \frac{c_0}{4f_0 N_{\text{D}} T_{\text{PRI}} \cos \theta} \quad (1-9)$$

从公式(1-8) ~ 公式(1-9)可以发现,脉冲波间隔 T_{PRI} 直接影响成像的帧率即成像的实时性要求,以及成像的深度。因此,脉冲间隔时间受限于如下不等式组,即

$$\frac{2d_{\text{max}}}{c_0} \leq T_{\text{PRI}} \leq \frac{T_{\text{F}}}{N_{\text{L}} N_{\text{D}}} \quad (1-10)$$

其中, $d_{\max}$ 为最大检测深度; T_F 为帧周期; N_L 为成像范围 x, y 平面上的总扫描线数。

1.3 超声彩色血流检测技术困难与现状

CFI 的主要任务是基于接收到的包含血流信号的超声回波计算和显示血流流速信息。因此, 从超声回波中提取血流信号的方法为 CFI 的核心技术。然而, 如下两个原因使得精确的估计血流流速变得困难:

第一, 血流周围的血管壁和软组织的缓慢蠕动同样会产生一个相对较低频的多普勒频移。此类回波信号称之为“杂波”。由于产生杂波的人体内软组织相比血管中血红细胞是更大的反射源, 因此杂波的能量要远大于由血液反射的超声回波。从数值上看, 杂波成分和血流信号的能量比往往高达 40 dB。杂波与期望的血流信号在接收的超声回波中并存, 不能有效地滤除杂波将使得估计的血流流速偏低。此外, 由于人体内的呼吸和心跳, 杂波往往表现为一个宽频的信号。特别当呼吸过程经历一个较长的时间, 杂波的频率特性将表现为其中中心频率远离零频率轴且频带变得更宽。在时域上, 杂波将不再表现为平稳性和各向同性。

第二, 为保证成像血流的动态特性, 超声彩色血流成像往往有一定帧频要求。假设一个多普勒彩色血流成像超声仪以每秒 15 帧的帧率成像, 并且成像一副图像需要 50 个扫描线方向的数据。由此可以计算 1 条扫描线上的处理时间为

$$t_d = \frac{1}{50 \times 15} = 1.33 \text{ ms} \quad (1-11)$$

如果成像深度为 0.1 m, 声速为 1 540 m/s 下, 可以估计出一个超声脉冲波发射接收的时间近似为 $1.33 \div 0.13 \approx 10 \text{ ms}$ 。因此用于成像一幅图像的每个扫描线方向上接收的连续脉冲回波数为 8 ~ 16。基于这个估算, 当前广泛采用的脉冲式超声设备每一个成像位置上接收的连续脉冲个数为 8 ~ 16。在此短数据限制下, 传统的谱分析方法中协方差矩阵估计的不准确将导致血流流速计算精度的下降。

研究表明, 彩色血流图像上显示的不准确的血流信息将导致心血管疾病误诊率的升高并导致在病人长期监测时的诊断困难。因此, 如何有效地将被杂波淹没的血流信号精确地提取出来成为超声彩色血流检测技术的研究重点。

早期的研究中, 人们利用传统高通数字滤波器, 例如 FIR 和 IIR 滤波器, 提取血流信号。常用的 FIR 滤波器有线性相位 FIR 和最小相位 FIR。最小相位 FIR 可以减小血流速度估计的方差。然而 FIR 滤波器不存在瞬态响应, 为了获得期望的频率特性, FIR 滤波器阶次通常较高。但是, 相对高阶的 FIR 滤波器需要更多采样数据。由于帧频的限制, 可利用的采样数据个数通常很少, 由此导致 FIR 滤波器杂波抑制能力的大幅度减弱。对于 IIR 杂波滤波

器,即使采用较低的阶次,它也能够获得较窄的过渡带和较大的阻带衰减率。但是此类滤波器存在较大的瞬态响应。为了消除此种影响,一些初始化方法被提出,如阶跃初始化、指数初始化、投影初始化等。特别地,投影初始化 IIR 滤波器能够提供足够的阻带宽度,从而有效地抑制杂波。然而 IIR 滤波器在杂波能量较强时,不能有效地提取血流信号。

考虑到杂波的高能量特性,现在广泛应用在超声彩色流成像仪器是基于多项式回归 (Polynomial Regression, PR) 的血流信号提取方法。PR 方法往往基于一个优化的准则,比如最小二乘。在给定回归多项式阶数和优化准则下,PR 杂波滤波器由接收的超声回波信号得到一条多项式拟合曲线,其被认为是杂波成分而从输入信号中减去。通过调整回归多项式的阶次,PR 方法能够得到不同的截止频率,从而适应不同的杂波情况。但是 PR 杂波滤波器有两个不足:第一,回归滤波器不是一个自适应的滤波器。它的滤波特性不能随着输入信号的不同而改变。这是因为回归多项式的阶数一旦选定,其对应的滤波器的频域特性(例如,截止频率等)就无法改变。第二,从频域分析来看,当回波信号所包含的杂波成分的中心频率远离零频率轴时,由于 PR 滤波器的频率响应关于零频率轴对称,需求的多项式阶次比较大,因此其会滤除期望的血流信号。面对这个问题,一种基于混频技术的 PR 滤波器被提出。在这种 PR 滤波器中,接收超声回波信号首先被用于估计杂波的中心频率。在频域上,通过混频技术,输入信号的频谱整体上减去估计的杂波频率,从而使得杂波的中心频率接近零频率轴。频域操作后的信号被反变换得到时域上,并操作传统的 PR 滤波器。这种方法能够解决当杂波中心频率较大时传统 PR 滤波器造成的低速血流估计精度下降,但是杂波的中心频率往往很难估计准确。

上述这些利用高通滤波器提取血流信号的方法都是非自适应的设计方案,因为其包含的滤波器特性取决于事先选定的滤波器参数而不依赖于输入的信号。这些方法一方面可能不能完全抑制杂波;另一方面,超声回波在通过杂波滤波器时,可能错误地损失一部分有用的血流信号。此外,非自适应的滤波器在操作上受到对于不同成像环境如何适当地选择参数问题的困扰。

因此,依赖于实际接收回波信号的自适应血流信号提取方法往往被人们所期望。在过去的 10 多年中,一系列自适应的血流信号提取方法被提出。为系统地讨论这些方法,我们将它们分成参数化和非参数化的两类方法加以讨论。接下来,我们就简单回顾这两方面研究的历程。

1.3.1 参数化的提取方法

所谓参数化的方法,它直接从解调的超声回波信号中计算血流流速。对比于非参数化的方法,参数化的方法不需要进行杂波滤除,其首先对超声回波信号进行数学建模,然后依据实际采样数据估计模型的参数。通过对估计的参数进行分析和筛选,最终得到期望的血流流速。

早期采用的信号模型为零极点模型,例如滑动平均(Moving Average, MA)模型、自回归(Autoregressive, AR)模型和自回归滑动平均(Moving Average Autoregressive, ARMA)模型。其中,最为常用的是AR模型。AR模型将输入信号表达为过去时刻的采样值和白噪声的线性组合,并通过Burg等算法求解其模型参数。由于成像帧率的限制,提供给AR模型的信号采样个数有限,往往导致估计精度的下降。此外AR模型未考虑杂波成分的高能量特性,在血流流速估计上往往造成较大的误差。

另一种广泛采用的信号模型是将输入信号近似为若干个特征成分的和,即特征成分模型。它们中的代表为多重信号分类方法(Multiple Signal Classification, MUSIC)。MUSIC首先建立输入信号的协方差矩阵,并对其进行特征分析。通过谱分析中的频域峰值搜索方法或者求根法,可以得到所有特征成分的参数。由于MUSIC方法以特征分解为基础,协方差矩阵对于短数据会产生较大的估计误差或者需要多个数据集的支持。

因此,近些年,面向单个数据集的参数化血流信号提取方法受到关注。Li等将单一回波信号设定为一个偏微分方程的解,通过对方程解析解的分析,得到血流信号的相关参数。此外,尤伟等通过几何变换将单数据集回波信号近似为多维椭圆函数模型。通过对多维椭圆函数多个主轴的计算和分析,最终直接得到血流流速。

为拓展特征成分模型在单数据集上的应用范围,Yu等提出一种基于矩阵束(Matrix Pencil, MP)的方法。MP首先利用单个采样数据模拟多个采样数据集生成Hankel矩阵,并对Hankel进行奇异值分解(Singular Value Decomposition, SVD)。然后建立预处理后的Hankel矩阵的矩阵束,并计算这些矩阵束之和的特征成分。最终,特征成分的频率被直接提取,其中最大值作为血流信号的多普勒频率。然而,由于加入Hankel-SVD预处理过程,MP算是一种伪参数化方法。这种特征分解与信号模型相结合的例子还有Forsberg将奇异值分解和ARMA模型相结合得到SVD-ARMA方法。由于这两个方法需要事先选定频率或者奇异值阈值,此类方法在自适应性能上大打折扣。特别对于低速血流,估计的精度有明显下降。

对于上述这些参数化的血流信号估计方法,一个问题是所建立的数学模型是否能够逼近真实的超声回波数据。因为如果数学模型与回波数据之间存在较大差距,参数估计算法仍会引起很大的估计误差。此外,即使建立的模型能够逼近输入信号,经典的谱估计算法由于短数据的限制也往往不能精确地提取血流信号。因此,自适应的参数估计算法在实际应用上存在提高估计精度的优势。

1.3.2 非参数化的提取方法

由于参数化方法在血流信号提取上受到所建立数学模型的限制,由杂波滤波器和自相关技术组成的非参数化血流信号提取方法在实际设备中有着更广泛的用途。即接收的超声回波首先通过一个自适应杂波滤波器,滤波后的信号由自相关技术计算得到血流信号的

多普勒频率,该频率最终转换为血流流速并用于成像。因此,对非参数化血流信号提取方法的研究主要集中在杂波滤波器设计上。

当前最为流行的自适应杂波滤波器是基于特征分解的方法(Eigen-based Method, EBM)。这类方法起始于建立采样数据的自相关矩阵。为避免自相关矩阵的秩为1,自相关矩阵需要多数据集构建。多数据集一般由成像位置处的采样数据及其周围位置采样数据所组成,或者由成像位置处的一个较长的采样数据截断成多个子序列而组成。对自相关矩阵采用特征分解、奇异值分解或者主成分分解对应不同的滤波器设计方案。根据基本假设,包含在超声回波信号的杂波成分相比于血流信号往往表现为高能量低频率。通过事先选定一个特征值阈值或者频率阈值,对应特征值大于给定特征值阈值的特征向量或者其自身频率低于频率阈值的特征向量被用于构建杂波子空间。输入信号在杂波子空间上的投影则被认为是杂波成分。最终,估计的杂波成分从输入信号中被移除。

除了对自相关矩阵采用何种分解方式的研究,在自相关矩阵构建上,尤伟等提出一种迭代式的特征分解(Recursive Eigen Decomposition, RED)方法。RED将隶属于血流信号的成分作为新的输入信号再次构建自相关矩阵,通过多次反馈,RED能够更加准确地得到代表杂波和血流信号的特征成分。

为将传统的基于特征分解的杂波滤波器应用在单数据集上,一种利用单采样数据模拟多采样数据的方法,基于奇异值分解Hankel矩阵的杂波滤波器被提出。在这种方法中,单个采样数据的Hankel矩阵被当作是多数据集的自相关矩阵。通过对其奇异值分解,并利用每个奇异矩阵的多条反对角线元素的构建特征向量。最终,采用事先选定的频率阈值选择高频成分输出为血流信号。根据近期Yu发表的综述文章显示,基于特征分解的杂波滤波器的阈值设置方式是此类方法当前的重要研究方向。Song等提出一种基于方差分析的阈值选择方法,避免代表血流信号的特征成分被错误地滤除。近期Chang等人提出一种联合阈值选择算法。

为解决阈值选择困难的问题,由自适应的分解方法构建杂波滤波器的方法有重要的研究意义。此类方法起始于对回波信号的某种分解算法。例如,首先对信号进行小波分解,接着将分解得到的基函数进行分类,最终由不属于杂波类的基函数构建血流信号。如果将信号的分解方式改为稀疏分解,利用类似基于小波分解的杂波滤波器步骤,可以对应得到基于稀疏分解的杂波滤波器。然而,稀疏分解中对于超声回波信号特有的稀疏字典往往很难构建。研究发现,基于小波分解的杂波滤波器效果严重依赖于小波基函数的选取。为此,一种基于经验模态分解的滤波器设计方案被提出。此滤波器中,对于同时包含杂波和血流信号的固有模态函数通过一种能量比算法进行选择。由于经验模态分解频繁受到模态混合的影响,因此用于设计杂波滤波器的自适应信号分解算法值得深入研究。

1.4 本书研究内容

本书分别从参数化和非参数化方法两个方面致力于研究和探索自适应的血流信号提取方法。对于非参数化方法中的杂波滤波器设计问题,我们分别面向多数据集和单数据集设计了对应的方法。

为解决传统高通滤波器不能充分抑制杂波或者错误地去除部分血流信号的问题,建立了一种基于松弛算法的参数化血流信号提取方法。该方法通过将输入的信号近似为指数模型,并结合对偶式的参数估计算法,不仅能够有效地提取血流信号,同时能够去除白噪声的影响。仿真结果表明,通过松弛算法估计的血流信号频率在均值和方差上优于传统的高通滤波器。对比其他参数化方法,松弛算法的反馈式参数估计方式同时提高了杂波和低速血流信号的估计精度。但是,当杂波表现为宽频特性时,参数化的方法受到数学模型的限制,会出现估计误差。

为了解决参数化方法受到数学模型限制只适用于窄带杂波情况的问题,详细分析了基于奇异值分解 Hankel 矩阵方法的特点,从算法效率和精度两个方面改进了该方法。首先,提出一种双线性 Hankel 框架,实现了对输入超声回波信号的精确分解,减少了传统 Hankel 方法在信号重构过程中的计算量。仿真结果表明,提出的方法相比 Hankel 方法在血流信号检测上具有更小的估计偏差。其次,提出一种基于向前向后平滑子序列框架的血流信号提取方法。该方法通过子序列截断和向前向后平移处理,扩展了基于特征分解的杂波滤波器的应用范围,其实现自相关矩阵满秩所需的采样数为传统 Hankel 框架下的 $3/4$ 。仿真结果验证了该方法整体上优于多项式回归滤波器。当输入信号的采样数有限时,相比 Hankel 方法,该方法在同数量级计算复杂度下将输入信号分解为更多特征成分,提升了血流信号的检测精度。

为了解决基于 Hankel 框架和基于特征分解的方法中频率或特征值阈值难以确定的问题,引入了两种自适应分解算法——经验模态分解和聚合经验模态分解。为突破这两种算法遇到的模态混合和统一权重的限制,建立了回归聚合经验模态分解框架。通过在聚合过程分别引入岭回归和套索回归,实现了自适应的权重,降低了离群值对整体分解效果的影响。理论分析表明,通过添加适当强度的噪声,回归聚合经验模态分解框架能够解决分解二重振动信号的模态混合问题。对于基于岭回归聚合经验模态分解和套索回归聚合经验模态分解方法的杂波滤波器,其计算复杂度主要集中在所包含的经验模态分解算法上。仿真结果表明,所提出方法相比基于特征分解的血流信号提取方法,基于经验模态分解和聚合经验模态分解血流检测方法有着更高的精度。

为实现理论方法在超声实际设备上应用的有效性,本书深入分析了所提出的几种自适