

广东工业大学

硕士学位论文

智能远程联网胎儿监护专家诊断系统的应用研究

姓名：陈宜

申请学位级别：硕士

专业：机械电子工程

指导教师：伍乃骐

20070501

摘要

胎儿监护的目的是保护胎儿在整个妊娠期的正常生长发育,及时消除影响胎儿的各种因素,直至足月妊娠能够安全娩出身体健康、智力发育良好的新生儿,限制群体中各种有害因素的出现和繁衍。在人类的生殖健康中,时代对人口素质的要求越来越高。做好孕期胎儿监护,对国家和家庭都有重要意义。

胎心率在胎儿诊断学中具有头等重要性。胎心率反映胎心功能状态,胎心功能受中枢神经调节,电子胎心率监护图形便是对胎儿状况的最好说明,它不仅可了解胎儿心血管系统的机能状态,还可以判断胎儿中枢神经系统的活动情况,所以胎心率监护成为现代产科的重要标志。但是,在实际临床工作中,常因不能正确认识图形,误导临床处理,给电子胎心率监护的开展乃至给母婴带来损失,如何用计算机对胎心率宫缩曲线进行辅助分析并给出诊断结果,成为当前妇产科医学领域的一个重要课题。

本文采用广州康顿科学仪器有限公司生产的胎儿电子监护仪作为研究工具,通过对大量临床案例的观察和研究,结合专家系统的设计方法,设计了一款可用于多机联网远程监护及分析诊断的智能系统;论文着重介绍了实现智能分析诊断的两个关键算法:胎心率宫缩曲线的数学分析和评估流程,给出了其实现算法以及具体的算例;最后讨论了系统主界面的主要功能,并给出了系统临床应用的一些运行实例。

关键词: 胎心率监护; 数学分析; 专家系统;

ABSTRACT

The object of fetal monitoring is to protect fetus growing normally during the whole pregnancy and destroy the bad factors, so can give birth to a healthy and intelligent baby after the pregnancy. In the human's production healthiness, the desire for good population quality is becoming higher and higher. To do good fetal monitoring will have great importance to our country and family.

Fetal heart rate have the No. 1 importance in the fetal diagnostics. FHR reflect the status of fetal heart function which was regulated by the central nerve system. The cardiotocograph is the best description of fetal healthy status. Through it not only can know the status of fetal cardio system, but also can judge the activity of fetal central nerve system. So the fetal heart rate monitoring is becoming the important label of the modern obstetrics. But in the practical clinic operation, not knowing the cardiotocograph correctly often lead to wrong clinic treatment, it brings some losses to the expansion of electronic fetal heart rate monitoring and pregnant women. How to use computer to analyze the cardiotocograph and give diagnose result is becoming a great task in the domain of current obstetrics.

This thesis use the electronic fetal monitor produced by Guangzhou kantton instrument company as the research tool. Through observe and research to mass clinic operation, a kind of intelligent remote networking monitoring and diagnose system was designed using the method of expert system. The paper give much introduction to two key arithmetic: the mathematical analyze of cardiotocograph and the flow chart of evaluation, some arithmetic and examples were also given. In the last, The main function of system main interface was discussed and some practical examples were shown.

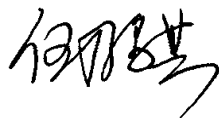
Keyword: FHR monitoring; Expert system; Mathematical analyze

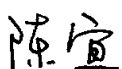
独创性声明

秉承学校严谨的学风与优良的科学道德,本人声明所呈交的论文是我个人在导师的指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知,除了文中特别加以标注和致谢的地方外,论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果,不包含本人或其他用途使用过的成果。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明,并表示了谢意。

本学位论文成果是本人在广东工业大学读书期间在导师的指导下取得的,论文成果归广东工业大学所有。

申请学位论文与资料若有不实之处,本人承担一切相关责任,特此声明。

指导教师签字: 

论文作者签字: 

2007年5月8日

第一章 绪论

1.1 课题的来源

过去和现在, 公认胎心率(fetal heart rate,FHR)在胎儿诊断学中有头等重要性。FHR 反映胎心功能状态, 胎心功能受中枢神经调节, 电子胎心率监护(electronic fetal heart rate monitoring, EFM)图形便是对胎儿状况的最好说明, 是诊断胎儿缺氧的最佳手段, 所以 FHR 监护成为现代产科的重要标志。但是, 在实际临床工作中, 常因不能正确认识图形, 误导临床处理, 给 EFM 的开展乃至给母婴带来损失^[1]。如何用计算机对胎心率宫缩曲线(cardiotocogram, CTG)进行辅助分析, 成为当前妇产科医学领域的一个重要课题。

随着计算机及网络技术的飞速发展, 传统的胎儿电子监护也开始向远程联网监护及专家系统诊断分析发展^[2]。怀孕八个月后孕妇就要每周去一次医院进行例行的胎儿监护或胎心率检测, 远程监护系统从方便孕妇的角度出发, 孕妇可以足不出户, 坐在家里就完成以前需要在医院的监护检查, 可以让孕妇随时了解自己小宝宝的健康情况。为确保孕妇, 特别是高危孕妇的安全提供了可靠保障^[3]。胎儿监护计算机辅助分析专家系统的出现, 则给广大妇产科工作者提供了更便利的诊断分析手段, 使得分析结果更加准确、可靠。

本课题来源于广州康顿科学仪器有限公司的胎儿监护中心系统项目。广州康顿是一家专门生产胎儿、婴儿监护产品的医疗器械公司, 其主要产品有胎儿电子监护仪、便携式胎心监护仪等。胎儿监护中心系统项目的实施, 对于提升康顿公司胎儿监护产品在市场上的竞争力有着重要作用, 同时也给妇产科工作人员的工作带来了极大的方便。

1.1.1 胎儿监护简介

胎儿监测可分为化验和仪器检测两方面; 而仪器检测又分为图像观察(例如 B 超、X 线、CT、MRI 等)和功能监测(例如胎心率监护)。图像观察能直观明了地观察胎儿的形状, 但是不能反映胎儿是否缺氧、是否感到窘迫等等功能性的状

况；功能监测目前主要是电子胎心率监护，它更能明确地反映胎儿的功能状况，而且使用方便，价格低廉。所以胎心率监护成为胎儿监测的首选方法^[3]。胎心率监护又常称为“胎儿监护”、“胎监”，它是利用胎儿监护仪来监测胎儿健康和功能状况的一种重要手段。在很多的医院，将 B 超和胎儿监护仪放在一起，称为“B 超/胎监室”。可见，它们是互为补充的。

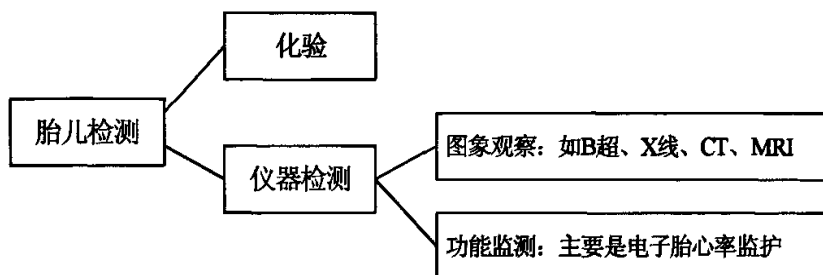


图 1-1 胎儿监护分类图

Fig.1-1 The classification of fetal monitoring

1.1.2 胎儿监护仪的发展历程

本世纪 60 年代，美国耶路鲁大学的 Edward Hon 利用胎儿心电图研究胎心率监护，奠定了医学方面的理论基础，成为胎心率监护的先驱。1971 年 11 月在新 Jersey 和 1972 年 3 月在 Amsterdam 分别召开了胎儿监护仪规格化及其用语统一化的国际会议，从此胎儿监护仪胎儿开始了实际应用^[4]。胎儿监护仪的心率检测一般有胎儿心电图法和超声多普勒法，现在使用的几乎都是超声多普勒胎儿监护仪。

进入 70 年代~80 年代，因集成电路及电脑技术的发展，使捡拾信号的方法、自动分析及仪器的自动控制等更加理想。加之大量临床资料及使用仪器经验的交流，使胎儿监护迅速普及，成为产科工作中的必备手段。目前，许多发达国家都在生产胎儿监护仪，其型号日新月异，功能也在不断完善。胎儿监护仪不仅普及到各综合医院，且普及到每个接生站，有的医院已经达到每张待产床都有一台胎儿监护仪。胎儿监护中心也正在发展起来。我国胎儿监护的运用和推广还处在初期阶段，但由于胎儿监护仪所发挥的显著临床效果和全体妇产科工作者对该仪器的迫切要求，它的推广及普及速度是其它医疗设备难以比拟的。

在世界各发达国家中，胎儿监护仪的发展日新月异，仪器的结构、形式及体

现功能的方式等多方面，各国产品均有其独特之处。在中国，最早从事胎儿监护专题研究的是泰山医学院围产期监护中心，早在 1982 年就研制成功了 ST-1 数字式胎儿监护仪，并很快应用与临床。又于 1986 年研制成多床位的胎儿微机监护系统。近 10 年来该研究中心先后研制成多代性能各异的胎儿监护仪，并结合国情需要，增强了胎儿微机监护系统的功能，取得了很好的实用效果。

1.1.3 KT800 胎儿监护仪简介

胎儿监护仪，用于在产前检查或分娩过程当中长时间连续地检测胎心率、宫缩强度和胎动。诊断胎儿中枢神经系统的功能状态，反映胎儿生长发育情况、宫内安危情况、能否顺利娩出等。胎儿监护对于保障母亲胎儿安全、早期发现胎儿异常并及时处理、优生优育等具有重要的意义，是妇产科的必备仪器。

本文采用广州康顿科学仪器有限公司生产的 KT800 型胎儿监护仪作为研究工具，采用超声多普勒探头、压力传感器及手动按钮记录瞬时胎心率、宫压及孕妇感知的胎动。KT800 胎儿监护仪自带一个液晶显示屏和一个小打印机，可以实时显示检测到胎心率宫缩数据并打印出来，自身并不具有分析诊断功能。机身后带有一个 RS232 接口，可以将瞬时胎心率、宫缩、胎动数据传输到胎儿监护中心的中央 PC 机上。以下是康顿标准型胎儿监护仪的实物图形：



图 1-2 KT800 胎儿电子监护仪实体图形

Fig.1-2 KT800 fetal monitor

1.2 国内外的研究状况

1.2.1 电子胎心监护的研究状况

计算机在妇产科领域应用的近期研究,主要集中在对胎心率宫缩图(cardiotocogram, CTG)的计算机辅助分析和分娩处理上。其中较突出的研究是英国普利茅斯医学院研究生院妇产科 Keith^[5]等(1994~1995 年)开发的智能 CTG 分析系统。该系统为联合应用数字算法和人工神经网络法的系统,它基于 400 多条具有专家水平的产时评估及处理规则。而且 CTG 先经数字算法预处理,再经人工神经网络分析,可大大提高分析精度。此外,该系统可象医生分析病情一样,对所作出的处理建议进行解释,这样使用者可以不必盲从该系统的建议,而象与一位经验丰富的同行讨论病例一样,对信息加以判断。由英国 16 家水平领先的妇产科中心的 17 位专家对该系统进行了评估。他们对从 2400 份高危分娩病历中选出的 50 份病例资料,同时进行人为分析和 CTG 系统分析。此外,CTG 系统还能识别专家们认为不可识别的胎心率与宫缩描记图,说明智能 CTG 系统在协助提高医生诊断技能方面,有相当的潜力。

在妇产科领域应用的还有如著名的 Oxford Sonicaid System 8000^[6]系统。Hiett 等在 575 例高危妊娠中,用该系统与目测法进行比较,对正常曲线,医生与 8000 系统分析的结果一致者占 93%~96%;对异常曲线,两者分析的结果一致者仅占 30%~40%;根据医生目测的结果对 51%孕妇的产程进行干涉,而根据 8000 系统分析的结果,仅对 9%孕妇的产程进行干涉。结果机测促使 9 例分娩,6 例结果异常(4 例胎儿宫内窘迫;1 例妊娠 28 周,1 例妊娠 32 周,因宫内窘迫手术产;1 例妊娠 32 周者因严重宫内发育迟缓,死于并发症),而目测促使 2 例分娩新生儿均正常。他们还将该系统用于监测硫酸镁对 CTG 的影响,结果发现胎心率基线无改变,而长程、短程变异明显下降,加速次数减少。Kol 等用人工神经网络法解释无刺激试验(NST),其结果与专家分析的 950 幅 CTG 结果进行比较,其区别正常图形的正确率为 89%,区别异常图形的正确率为 87%。

1.2.1 胎心率宫缩曲线的分析方法

在计算机进行胎心率分析之前,主要采用肉眼识别和凭医生的临床经验来判断胎儿发育状况。直至 70 年代末 80 年代初,用计算机对胎心率进行在线式或离线式的分析^[7],才使胎心率分析有了量化的指标。肉眼识别和计算机的量化分析相比,前者一致性差,精确度低,认为主观因素影响大。在未使用计算机分析胎心率时,引起胎心率监护争论的很大原因是由于缺少一致性良好的客观指标^[8]。Robert 等人对计算机分析和肉眼识别进行对比,结果发现即使是同一个妇产科专家,在经过一段时间后,对同一曲线的识别也不一样,更何况是不同专家之间,可见肉眼识别的一致性很差,不适合进行客观诊断^[9]。目前随着计算机性能的日益提高,各种新兴的分析方法也逐步被应用到胎心率分析上来挖掘胎心率曲线内部隐藏的更为重要的信息,以寻找更加准确的分析方法。目前正在被使用或处于研究中的分析方法很多,既有线性,又有非线性,既有时域,又有频域。下面对一些主要的方法进行综述。

1) 时域分析方法

时域分析方法是最常用、最成熟的分析方法。目前在临床上实际使用的胎心率监护仪都是采用对胎心率的时间序列进行线性分析。例如牛津公司的 System 8000^[8]、Hewlett-Packard 公司的 HP8040^[9]等。采用线性时域分析,首先要根据临床要求确定胎心率曲线各个监护指标的定义,然后采用相应的数学手段例如统计、扫描、判断比较等从曲线形态上来识别计算各个指标,最后根据指标综合判断胎儿的健康状况。研究人员采用线性时域分析法经过近 20 年的大量临床试验,使这些指标有了较为统一的曲线形态上的定义,常见的指标如胎心率基线、胎心率加速、减速、胎心率的波动幅度和频率等,并建立了各个指标和胎儿健康状况、储备大小之间较明确的关系,得出了能够较好地用胎心率指标来判断胎儿状况的标准^[10]。对于具体系统,其数据采集方式、采集速度、使用单位等不同,其相应的各指标定义和标准也略有不同,具体的算法也有一定差别。

2) 频域分析方法

频域分析相对时域分析而言,只是将胎心率曲线通过快速傅立叶变换(FFT)将时间域转换到频域,相应地采用频域参数如谱密度、谱能量等来建立衡量胎儿状况的指标。和时域分析类似,分析某时间段的心率谱,同时记录对应时间段胎

儿的生理和病理状况。对一定量的胎心率数据样本进行分析对比、观察统计,建立其某个频谱参数和相应的胎儿状况之间的关系,从而达到能预测胎儿健康程度的能力。Abboud S 等人采用能量谱通过腹壁母体心电图来分析胎儿心率变化,他们从 15 个怀孕 32~41 周的孕妇身上获得母体心电图后采用正交相关函数、数字滤波和快速傅立叶变化等得到能量谱^[11]。分析能量谱得出了两个反映胎心率长变异和短变异的指标,并和信号在时域分析中得出的变异进行比较,发现有良好的一致性。

3) 人工神经网络分析方法

人工神经网络是一类仿生物神经网络原理的信息处理系统,与传统信息处理系统有本质不同,是以并行性、容错性、非线性和自学习性等为主要特征。胎心率是随胎儿健全状况、成熟程度不同而不断变化的,同时胎心率很容易受低血氧、贫血、酸中毒、宫缩等因素影响^[12],简单地凭线性方法可能还不足以最准确地反映胎儿状况,应该以多种因素综合考虑来进行诊断。采用神经网络方法能够将多个因素同时进行考虑,适当地应用到对胎心率的诊断和识别能够取得较好的效果。目前研究人员主要用神经网络方法来构造小的专家系统进行预测和识别隐藏在曲线内部的信息。Devoe LD 等人采用神经网络来预测胎儿的预后状况和确定对于足月孕妇无负荷试验的每次监护的最佳时间间隔^[13],他们发现连续的或隔天的胎心率可以较好地预测下一天的胎心率情况,从而可以按照一定的时间间隔进行监护,而避免了无规则的盲目监护。他们还由此得出胎心率的长变异是提供预测的最好指标,并和采用回归方程的方法相比,神经网络方法预测的结果要来得好。

4) 混沌分析

混沌理论是专门用于描述介于线性和随机两者之间边界问题的一类混沌现象。研究人员在研究控制胎心率的生理机制后,得出胎心率即不是简单的线性变化,也不是完全的随机过程,是处于这两者之间的边界问题即混沌现象,所以用混沌方法来分析胎心率可能更好地理解胎心率的整个生理机制。Chaffin DG 等人采用相位空间重建技术和维数分析,研究了 12 条从正常孕妇中得到的胎心率曲线,用时延方法得到相位空间吸引子,其特征和那些非线性混沌系统具有一致性,揭示了胎心率的变化是由一个非线性混沌系统控制的^[14]。

5) 匹配跟踪 (Matching Pursuits, MP)

Metin Akay 等人研究和总结了前人单独在时域和频域中的 FHR 分析技术, 提出了基于时域和频域的匹配跟踪法 (MP) 来分析 FHR。由于匹配跟踪法能在时间-频率平面得到复杂的能量结构, 例如从尖脉冲状到持续的活跃波动型, 而这样的结构用能量谱方法和小波分析都是无法在时间-频率平面得到的。用 MP 方法来考察胎心率的波动是因为传统的傅立叶变换不能反映波动很少的信号, 而小波变换因其傅立叶变换只支持一个很小的频带, 也不能反映频带很宽的信号结构。Metin Akay 等人用 MP 方法去考察胎心率的时频特征时, 发现其能量结构符合上述所述的复杂结构^[15], 这使得用传统傅立叶变换到频域中去分析或使用小波变换分析都不能很好地反映胎心率信号的特征。进一步发现使用 MP 方法可以非常敏感地检测出动态变化的 FHR 信号中的干扰, 可以提高对胎心率监护曲线的置信度。

1.3 计算机辅助电子胎心率监护分析的优越性

1.3.1 对干扰信号的处理

常规 EFM 外监护主要采用超声多普勒方式, 由胎儿心脏的物理运动产生的超声多普勒效应来检测胎心率。该法记录的不是电子信号, 其相关的输出结果是根据平均技术得到, 而非真正心搏间变异^[16]。母体腹壁运动、胎动及母亲肥胖等生理结构均可干扰正常输出信号, 引起胎心率计算错误。真正的胎心变异也可能被误认为是噪声, 同时可能有不肯定的胎心加速或减速记录。计算机辅助 EFM 可以过滤干扰信号, 去除短暂性插入性变化, 呈现一条稳定的胎心率曲线, 可检出胎心加速与减速的撤离, 提高分析的准确性。

1.3.2 避免人工判读的主观性误差

人工分析判断的结果, 难免有个体间、甚至个体内差异, 其主观性可使判定结果假阳性率增加。Cagnon^[6]等认为, 不同专家对同一个 CTG 图形的判读有差别, 同一位专家在不同时间内, 对同一个 CTG 的判读结果也可能不同。已有研究表明, 除基线胎心率和减速次数的一致性较好外, 其余参数的一致性较差, 主

要差异在于胎心率变异和减速类型的识别^[6]。因此计算机辅助 EFM 分析无主观因素的影响,可获得良好一致的客观指标。

1.3.3 其他

计算机辅助 EFM 可以利用胎儿生理和病理状态的多样性,借助电脑对 CTG 中的微小变化进行挖掘、分析,提高判定的精确度。例如 CTG 中存在的短变异(short term variation, STV)只有通过计算机才能进行辨别、分析。同时电脑系统还可自动存储监护曲线,存储容量巨大,可为临床随访研究、远程胎心率监护及远程会诊提供可靠的数据。

1.4 存在的问题与研究目标

1.4.1 存在的问题

如何使计算机正确识别各种胎心率曲线是本课题的关键。胎心率曲线受多种因素的影响,其中主要的因素有:

1) 胎动对胎心率的影响

胎动是母体感觉到的最早胎儿活动,也是产科医生用来观察胎儿是否良好的重要指标。对于胎儿监护来说,伴随胎动所发生的胎心率加速是胎儿健康的表现。

2) 宫缩对胎儿的影响

为了将胎儿顺利娩出,足够强的子宫收缩是非常重要的。但每一次子宫收缩都可能对胎儿血氧供应产生不利的影响,除了对脐带产生压迫外,还会使子宫-胎盘之间的血流量减少。健康胎儿血氧分压值高,在宫缩时虽有下降,但正常产程时不会下降到异常水平,因而不会出现胎心率异常的表现;对胎盘机能低下的病例,因胎儿血氧分压值本来就低,宫缩时氧分压便会下降到异常值,同时在宫缩后期出现胎心率下降,此即迟发减速。也可以反过来说,迟发减速的出现,表明胎儿缺氧和胎盘机能低下。

3) 此外,孕妇的年龄、孕周、胎次对胎心率曲线都有重要影响。

1.4.2 研究目标

综上所述,如何用计算机对胎心率宫缩曲线进行分析评估是本项目的关键所在。文献[16-24]介绍国内同行在胎心率曲线的研究及应用上的一些成果,文献[25-30]介绍了专家系统用于医疗诊断系统的应用。本文在综合前人的研究基础上,结合专家系统的知识,建立了对胎心率宫缩曲线进行计算机分析的几个数学模型及专家诊断模型,通过对大量临床案例的分析,使其分析结果与妇产科医学专家的分析结果基本一致,从而使本项目具有实际应用价值。本文的研究目标包括如下三个方面:

1) 胎儿监护专家分析系统

具备自动分析和辅助诊断功能,对监护结果能自动计算(包括 FHR 基线,加速,减速,周期和振幅等),自动评分(Ficher 评分,改良 Fischer 评分, Pearson 评分),同时生成分析诊断报告单,并能对 CTG 曲线进行全程存储、回放,最大回放时间长达 180 分钟。

2) 孕妇资料管理系统

对孕妇档案资料进行输入和管理,快速准确的查询方式满足临床需求,更有效减少医护人员的工作量。提供在线帮助,易学易用。

3) 多窗口集中监护系统

以一台胎儿监护中心站为核心组成监护网络。该网络通过一条联网线路连接到医院内所有的胎儿监护仪;也可以通过一台或多台 KT800 远程电话监护控制器连接到公共电话网上。孕妇可以在医院内接受监护;也可以不到医院,打个电话就可以用多普勒胎心仪将胎心音传到医院,医院接收到胎心音和胎心率图形进行监护和诊断。

本项目的研究内容总结为如下两个方面:

1) 胎儿监护仪与监护中心的联网设计及远程胎心监护的实现;

主要研究胎儿监护仪与监护中心的通信接口协议设计,如何实现监护中心对多台监护仪的集中监控,需要解决多监护仪与监护中心数据传输的冲突问题。

2) 胎心率宫缩曲线的分析与评估

主要研究如何对胎心率宫缩曲线进行分析和评估,需要解决对胎心率宫缩曲

线的存储表示以及修补滤波等问题。

本文的总体结构见图 1-3 所示：

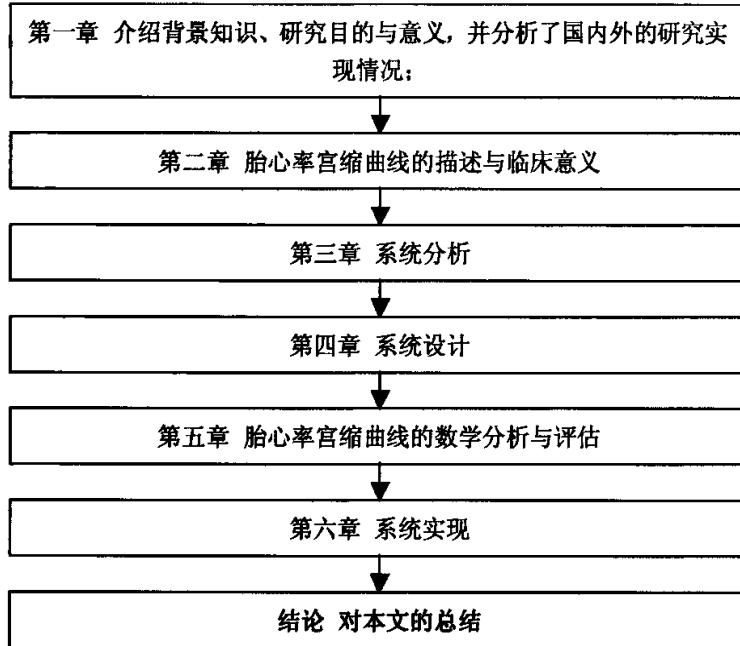


图 1-3 论文结构

Fig.1-3 The Structure of The Thesis

第二章 胎心率宫缩曲线的描述与临床意义

KT800 胎儿电子监护仪的输出图形即为胎心率宫缩曲线,下图是在临床中记录的实际胎心率宫缩曲线,横坐标以时间为单位,每小格代表 10 秒钟。上半部分曲线描绘的是胎心率曲线,以 bpm (beats per minute) 为纵坐标,灰色部分表示的是胎心率正常变化的区间,为 120bpm~160bpm。下半部分曲线描绘的是宫缩曲线,以百分比为纵坐标,宫缩压力百分比在 0~100 之间变动。中间空白部分记录的小黑点是胎动发生的时刻。本文中所用曲线均取自临床实际曲线。

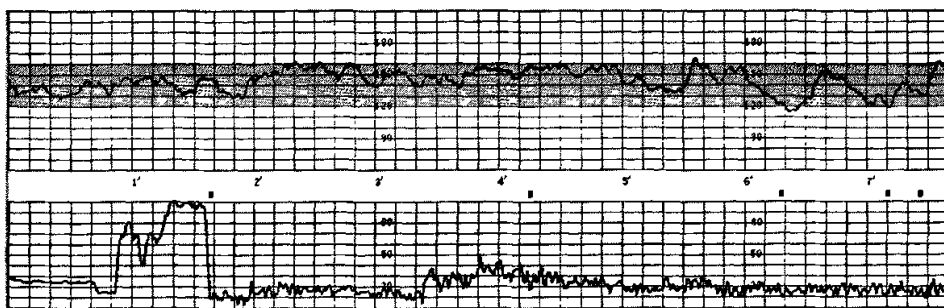


图 2-1 胎心率宫缩曲线图

Fig.2-1 The cadiotocograph

2.1 胎心率曲线的描述

胎心率是指胎儿心跳的快慢,以 bpm 来表示,其数值的大小和变化的规律与孕周、胎动、母体子宫收缩等有关联性的关系。胎心率曲线是由一段时间的瞬时胎心率值所描绘的一条连续曲线。对胎心率曲线的描述,可从胎心率基线、胎心率加速与减速、胎心率变异等方面进行说明。

2.1.1 胎心率基线 (FHR baseline, FHRB)

胎心率基线是指无胎动无宫缩影响时,10 分钟以上的胎心率平均值。健康胎儿的心率基线在 120~160bpm 之间,根据基线的大小可分为心动过速、正常、过缓三大类。胎心率高于 170bpm 提示胎儿可能有感染或母体发热;胎心率低于 105bpm 则往往预示胎儿窘迫。

重度过速: >180

轻度过速: 160-180

正常: 120-160

轻度过缓: 100-120

重度过缓: <100

2.1.2 胎心率加速 (FHR acceleration, FHRA)

受胎动、宫缩、触诊、声音等刺激, 胎心率发生暂时性的加速或减速, 称为胎心率一过性变化, 这些指标是判定胎儿宫内安危的重要指标之一。

胎心率基线暂时增加幅度 15bpm 以上, 持续时间超过 15 秒, 称为胎心率加速, 表示胎儿宫内状态良好。在胎儿发育过程中, 加速在 25-26 周开始出现, 在 28-29 周后加速机制不断完善。

2.1.3 胎心率减速 (FHR deceleration, FHRD)

所谓减速指胎心率曲线在各种刺激作用下, 胎心率下降幅度大于 15bpm, 持续时间大于 15 秒。根据胎心率曲线下降的幅度、持续时间、形态以及于宫缩的关系分成不同的类型。

1) 早期减速

胎心率曲线下降与宫缩曲线上升同步出现, 方向相反, 胎心率曲线下降的最低点(波谷)与宫缩曲线上升的最高点(波峰)一致, 若波谷落后于波峰, 其时间差小于 15 秒, 宫缩消失后胎心率恢复至基线水平。经吸氧、改变孕妇体位、注射阿托品等可使减速消失。一般认为早期减速是由于宫缩或触诊等因素使胎头受压引起, 于胎儿窘迫无关。

2) 晚期减速

晚期减速的特点是胎心率下降的起点常常落后于宫缩曲线上升的起点, 胎心率减速的波谷落后于宫缩曲线的波峰, 时间差在 30-60 秒左右。心率下降幅度大小不一, 但恢复时间较长。晚期减速反映了胎盘机能不全, 胎儿功能储备能力下降, 胎心窘迫等高危状态, 若不及时处理, 围产儿预后不良。

3) 变异减速

变异减速较复杂，其特点是胎心率减速波形与宫缩波形之间无固定的关系，减速波形形态不一，下降和上升的速度较快，在变异减速波形的开始和结束时分别有一个反应性的加速波形。此乃典型的变异减速波形。典型的变异减速波形与胎儿脐带受压有关，经改变孕妇体位等处理后，有望使减速消失或减轻。不典型的变异减速往往与胎儿窘迫有关。

4) 持续减速

持续性减速是指胎心率曲线下降持续 2 分钟以上。其原因有很多，具体的病例要根据具体情况分析，胎儿濒死、脐带脱垂、宫缩过强等均可引起持续减速。

5) 自发减速

自发减速是指在无宫缩的情况下，胎心率曲线自发的下降曲线。目前认为与胎儿脐带绕颈有关。

6) V 型减速

其特点是 (1) 伴随胎动发生，(2) 持续时间在 15 秒以内，(3) V 型的即时的胎心率减速，(4) 一般认为胎动引起脐带受压，出现短暂的迷走神经兴奋所至。

2.1.4 胎心率变异 (FHR variability)

随着时间的推移，胎心率不是一成不变的，胎心率轨迹是上下波动的曲线，这种胎心率波动的程度叫胎心率的变异性，包括周期变异性 and 振幅变异性，周期变异是指一分钟内肉眼可见的波动数，以 cpm (cycles per minute) 表示。振幅变异性又分为长变异和短变异两类。短变异 (short term variability, STV) 是相邻两跳之间的心率差，实际上也就是瞬时心率差。而长变异 (long term variability, LTV) 是胎心率基线上肉眼可见的上下摆动的波。这些变异可反映胎儿心血管系统的机能状态及胎儿中枢神经系统的活动情况。

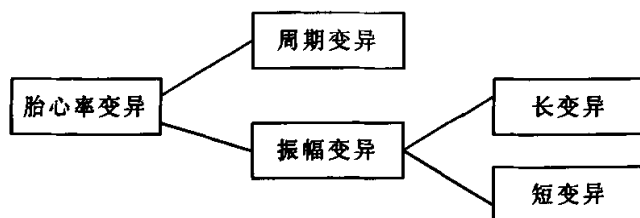


图 2-2 胎心率变异分类图

Fig.2-2 The classification of FHRV

2.1.5 几种常见病理图形

1) 突变型波形

伴有频繁的胎动, 并且胎动心率曲线重复出现 V 型减速, 曲线上似心率变异性异常增大, 在 25bpm 以上。一般认为与脐带因素造成的急性胎儿窘迫有关。

2) 脐带受压混合图形

其特征为:

- 基线保持 140bpm 不变,
- 胎动较频繁,
- 胎动时胎心率曲线有效加速波形之后出现轻度的减速波形,
- 加速的幅度大于减速的幅度,
- 其原因可能是胎动引起加速, 胎动时脐带受压导致减速。

3) 正弦波

其特征为:

- 波形连续, 反复出现,
- 波形圆滑, 短变异消失,
- 波形的振幅小者 5-15bpm, 大者 30-50bpm,
- 周期变异比较一致, 一般为 3-5cpm,
- 持续时间在 10 分钟以上。

意义:

- 严重胎儿窘迫,
- 胎儿濒死,
- 胎儿贫血, 母儿血型不合引起的胎儿溶血,
- 妊高征或过期妊娠。

2.2 宫缩曲线的描述

宫缩强度是指母体子宫收缩的相对强度, 以百分比来表示。孕妇在临产的时候会出现阵发性的子宫收缩, 宫缩压力曲线就是由一段时间的瞬时宫缩压力百分比值所描绘的一条连续曲线。对宫缩曲线的数学描述, 可从其强度、持续时间及

宫缩周期三个方面进行说明。

2.2.1 宫缩曲线的特点

胎儿监护可分为内监护和外监护两大类，其宫缩曲线的意义不同，内监护把宫缩探头放置于宫腔内，检测到宫腔内的实际压力，较准确但方法复杂，不方便；外监护是把宫缩探头放置于孕妇的腹部，以子宫松弛时的探头压力为 10 mmHg 作为前提，宫缩时的压力相对于松弛时的压力，因此外监护的宫缩曲线是相对值。

表 2-1 内监护与外监护的特点

Table 2-1 The character of inside monitor and outside monitor

	外监护	内监护
优点	1. 方便、无损伤， 2. 妊娠期和分娩期均适用， 3. 不会引起宫内感染。	1. 可以监测胎心率的短变异性， 2. 以胎儿心电图作为监护方法，不仅能得到胎心率的变化，而且能提取胎儿心电的 P-R 间期，S-T 段以及 QRS 波等信息。
缺点	1. 表现不出胎心率曲线的短变异 (Short variability)， 2. 包含的信息相对较少。	1. 仅在临产后，宫口开 2cm 以上，探头可通过宫颈插入宫内； 2. 易引起宫内感染。

2.2.2 宫缩曲线的分类

根据宫缩曲线的形状，可以分成三型：I 型：升>降；II 型：升=降；III 型：升<降。宫缩强度由弱到强依次为 I、II、III 型。在产程开始的潜伏期，宫缩多为 I 型，第二产程多为 III 型。也就是说，在正常产程进展中，宫缩曲线应当是由 I 型逐渐向 III 型推移，即宫缩逐渐加强。若 I 型和 II 型宫缩波持续过久，便是宫缩乏力的表现。

2.3 胎心率曲线的临床意义

2.3.1 胎心率的基线变化的临产意义

一般认为胎心率基线变化与胎儿宫内窘迫有关，轻度窘迫表现为胎心率加快，重度窘迫为心动过缓。然而，胎心率基线变化的影响因素很多，主要有以下几方面：

- 孕周：孕早期的胎心率较快，孕晚期相对较慢，
- 孕妇体温：孕妇体温升高时也表现为胎心率增加，
- 胎儿宫内感染：宫内感染时胎儿代谢旺盛，胎心率增加，
- 药物：能使心率加快又能通过胎盘的药物使胎心率增加，如硫酸舒喘灵、肾上腺素、等等。

2.3.2 胎儿心动过速的临产意义

胎儿心动过速主要由如下几个方面造成，需要根据母体情况具体分析：

- 胎儿宫内感染
- 某些药物使胎心率增加
- 未成熟胎儿由于迷走神经优势所致。
- 腹部触诊导致连续的胎动，或外倒转等。
- 母体感染或其他因素引起发热。
- 母体轻度贫血。
- 胎儿发作性心房性心动过速。
- 胎儿急性贫血，如前置胎盘，胎盘早剥等。
- 母体仰卧位低血压。
- 急性胎儿窘迫，往往伴有胎心率其他方面的异常，或重度胎儿心动过速。

2.3.3 胎儿心动过缓的临产意义

胎儿心动过缓主要由如下几个方面原因造成，需要根据母体不同情况采取相应措施：

- 胎儿窘迫,
- 孕期就出现胎儿心动过缓者可能是先天性心脏病,
- 母体应用交感神经阻止药或迷走神经兴奋药,
- 麻醉,
- 宫缩过强,
- 脐带脱垂、绕颈、过短或压迫等。
- 母体低血压,
- 胎儿心脏传导系统障碍,
- 母体低体温。

2.3 胎心率宫缩曲线的评估

胎儿监护方法主要有三种:无刺激试验(non stress test, NST)、收缩刺激试(contraction stress test, CST)和催产素刺激试验(oxytocin challenge test, OCT),其中无刺激试验的胎心率监护是目前临床上使用最广泛的方式。

2.3.1 临产前 NST 的评分方法

在没有宫缩,也没有其它外界负荷刺激的情况下,对胎儿进行的胎心率宫缩图观察、记录,就是无刺激试验,NST 被公认为是测定胎儿胎盘机能状态较为理想的方法。妊娠 28 周以后的健康胎儿处于反复的醒睡周期中,即觉醒状态与熟睡状态相交替。健康胎儿在觉醒和熟睡两个不同期相里,其反应截然不同,需要对 NST 无反应型与熟睡状态加以区分。目前 NST 的评分方法主要有:Person 评分法、Fischer 评分法及 Krebs 评分法,各种评分法均有其临床意义。

1) Person 评分法

表 2-2 Person 评分法

Table 2-2 Person evaluation method

0 分		1 分	2 分	小计
基线 (BPM)	<100, >180	100-119,	120-160	

		161-180		
胎动与加速	无胎动	有胎动，无加速	有胎动，有加速	
宫缩时胎心率变化	减速	无变化	加速	
合计				

注：本法减速指胎心率下降 20BPM 以上，持续 60 秒以上。观察时间以 30 分钟为一观察单位，其诊断标准为：凡被评分为 5 分以上者为胎儿良好，4 分以下者为胎盘功能不良。

2) Fisher 评分法

表 2-3 Fisher 评分法

Table 2-3 Fisher evaluation method

	0 分	1 分	2 分	小计
基线 (BPM)	<100, >180	100-119, 161-180	120-160	
振幅变异 (BPM)	<5	5~10, >30	10~30	
周期变异 (BPM)	<2	2~6	>6	
加速 (BPM)	无	周期性	非周期性	
减速 (BPM)	LD, 重度 VD	轻度 VD	无, type O-dip	
合计				

本法以 30 分钟监护记录为依据，基线率及其细变异的判断是指持续 10 分钟以上者，加速伴随胎动者为非周期性，与宫缩同步者为周期性。总分得 8-10 分者为胎儿良好，5-7 分者可疑，4 分以下者为胎儿预后不良。

3) Krebs 评分法

表 2-4 Krebs 评分法

Table 2-4 Krebs evaluation method

	0 分	1 分	2 分	小计
胎心率基线 (BPM)	<100 或 >180	100~119 或 161~180	120~160	
振幅变异 (BPM)	<5	5~9 或 >25	10~25	
周期变异 (CPM)	<3	3~6	>6	
加速次数/30 分钟	0	1~4	>4	
减速次数/30 分钟	>2	1~2	0	
胎动次数/30 分钟	0	1~4	>4	
合计				

本法观察 30 分钟。减速为：下降幅度大于 20BPM，持续时间大于 15 秒。

4) 上海医科大学妇产科医院评分法

表 2-5 上海医科大学妇产科医院评分法

Table 2-5 The evaluation method of Shanghai Medical University

	0 分	1 分	2 分	小计
胎心率基线 (BPM)	<100	100~119, >160	120~160	
振幅变异 (BPM)	<3	3~5, >25	6~25	
胎动次数/20 分钟	0	1~2	>2	
胎动时胎心率上升 持续时间 (秒)	10"	10" ~14"	>15"	
胎动时胎心率改变	<10	10~14	>15	

(BPM)				
合计				

本法观察 20 分钟，8-10 分为胎儿预后良好，5-7 分为可疑，4 分以下为预后不良。外界刺激后继续观察 20 分钟。

任何评分法均有其优点和缺点，不能完全反映胎儿宫内的状态，因此，在实际工作中，要根据实际情况，结合病史仔细分析。

2.3.2 产程中 CST/OCT 的评估

产时监护就是观察胎儿对宫缩的反应，可称为收缩刺激试验。催产素应激试验就是用催产素人为地促发子宫收缩，借以观察胎心率变化，进而推测胎盘机能状况的试验。妇产科国际联合会（International Federation of Gynecology and Obstetrics, FIGO）把 CST 的结果分成正常，可疑和异常三类。

表 2-6 CST/OCT 评估法
Table 2-6 CST/OCT evaluation method

病理波形	<ol style="list-style-type: none"> 1. 胎心率基线 FHRB<100 bpm 或>170 bpm 2. 振幅变异 FHRAV<5 bpm 持续 40 分钟以上 3. 严重的 VD，或严重的、重复出现的 ED 伴有高危因素 4. 持续减速 5. LD，伴有振幅变异 FHRAV<5 bpm 6. 正弦波
可疑波形	<ol style="list-style-type: none"> 1. 胎心率基线 FHRB 在 150-170 bpm 之间或 110-100 bpm 之间。 2. 振幅变异 FHRAV 在 5-10 bpm 之间持续 40 分钟以上，或≥25 bpm。 3. 变异减速 VD。
正常波形	<ol style="list-style-type: none"> 1. 胎心率基线 FHRB: 110-150bpm。 2. 振幅变异 FHRAV: 5-25 bpm

正常波形表示胎儿健康；可疑波形显示需要继续观察和进一步检查明确诊断；病理波形要求根据临床情况作相应的处理或终止妊娠。

第三章 系统分析

3.1 系统需求分析

3.1.1 可行性分析

广州康顿科学仪器有限公司的 KT800 系列胎儿电子监护仪产品自 2003 年开始投放市场,目前已在全国十多个省市的几十家医院得到使用,积累了大量的临床实际应用经验。KT800 胎儿监护仪产品在设计之初,充分考虑了之后建立胎儿联网监护中心的需要,制定了可靠的联网通信协议,为胎儿联网监护中心的建立做好了硬件层次的准备工作。为适应胎儿远程监护发展的需要,康顿公司又开发了自己的便携式胎心监护产品及远程接收模块,并已在各大医院得到了应用,建立一个远程联网监护中心是切实可行的。

3.1.2 系统开发的意义

在对各大医院进行胎儿监护产品推广的同时,康顿公司发现许多妇产科的医护人员自身并不是很了解胎儿电子监护产品,对胎心率宫缩曲线的识别和评判还很肤浅,导致对孕妇健康及胎儿发育状况的误判时有发生。为此,建立一个具有自动分析诊断的智能系统具有重要意义。

目前国内有很多厂家都在生产自己的胎儿监护产品,但对胎儿监护中心,特别是胎心率宫缩曲线的计算机分析诊断上,大都还只是停留在理论层次,智能分析诊断系统的开发,对于提升厂家胎儿电子监护仪的竞争力及在各大医院的推广,对于及时了解孕妇及胎儿的健康状况都具有十分重要的意义。

智能远程联网胎儿监护专家诊断系统的特点体现在如下几个方面:

- 大屏幕显示彩色监护曲线,醒目、美观、易于判断。
- 电脑控制监护过程,自动存储监护曲线,并可随时调出存储的全部曲线,以供分析与打印。
- 可以随意选择某部分有意义的曲线进行分析记录,有利于对孕妇及胎儿健康

状况的评判。

- 可同时对双床位及多床位进行监护。
- 远程监护的应用，极大地方便了孕妇在家中随时了解胎儿状况。

系统在设计过程中，需遵循以下原则：

- 1) 智能化与人工相结合；
- 2) 着重注意实现系统的通用性和实用性；
- 3) 加强用户界面的友善性和人机交流能力。

3.2 结构分析

3.2.1 胎心率宫缩曲线的分析流程

从胎儿监护仪得到的胎心率是一个个离散值，将各个胎心率值按时间先后顺序连接起来得到胎心率曲线，由胎心率曲线来计算各胎心率监护指标并不是相互独立的过程，而是密切相关的。整个计算过程如图 2-3 所示。从图中可知，我们首先计算反映胎心率基线特征的特征基线值，然后由它作为初始值，逐步逼近得到胎心率曲线的基线。根据胎心率基线计算出胎心率加速、胎心率减速，然后再得到胎心率的波动幅度和波动频率及胎心率的长变异情况。在得到各项具体指标后，将这些指标进行 Krebs 评分，最后得到综合评分值，由此预测胎儿健康状况。

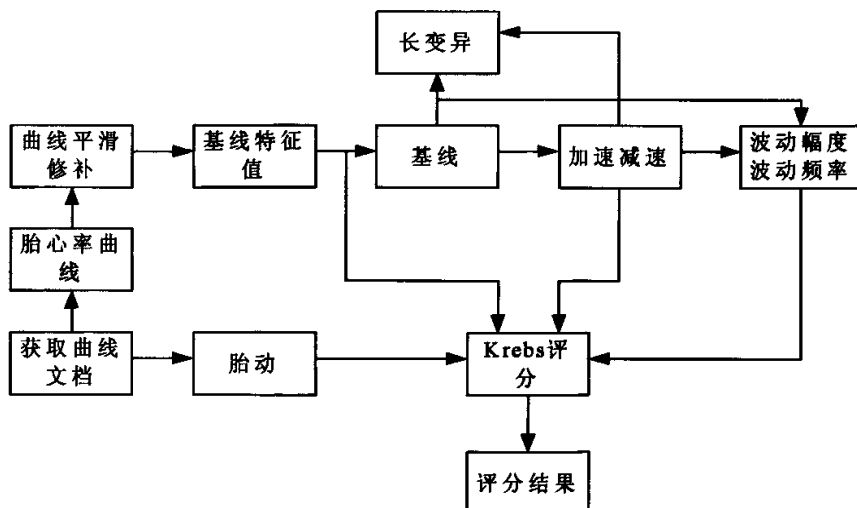


图 2-3 胎心率曲线分析流程图

Fig.2-3 The flow chart of cardiotocograph analyze

3.2.1 ES 系统结构简介

专家系统是一个具有大量专门知识的知识处理系统，它应用人工智能技术，借助专家的专门知识和推理方法，模拟专家决策能力，解决只有专家才能解决的复杂问题。专家系统的结构图如图 3-1 所示：

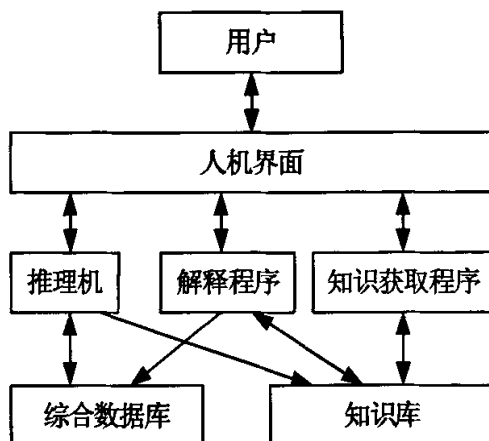


图 3-1 专家系统结构图

Fig.3-1 The structure of expert system

- 1) 知识库：知识库包括相关领域内的原理性知识和专家的经验性知识。知识库的构建分三步，第一步是从领域专家处吸取知识；第二步是将知识归纳整理，以一定的数据结构存入计算机；第三步是建立知识库管理系统来对知识进行组织、检索和维护。
- 2) 综合数据库：数据库用于存储相关领域内的初始证据和推理过程中得到的中间信息。
- 3) 推理机：推理机是专家系统的“思维”机构，负责模拟领域专家的思维过程，控制并执行对问题的求解。推理机的效率和智能水平在很大程度上决定了整个专家系统的智能水平。
- 4) 知识获取程序：基本任务是将知识输入到知识库中，并负责维护知识的一致性及完整性。本系统采用两种方法：一是人工获取知识后，通过知识编辑软件将知识输入到知识库；二是采用人工神经网络技术，在大量临床病例基础上由系统的运行实践自动归纳总结出新的知识。
- 5) 解释机构：对专家系统的结论作出解释，回答用户的问题。
- 6) 人机界面：即专家系统与专家、设计者及一般用户间的界面，由一组程序和

相应的硬件组成，用于完成输入和输出工作。

3.2.2 ES 系统功能特点

专家系统的功能特点体现在如下几个方面：

- 1) 知识获取：胎儿监护专家诊断系统的知识主要包括胎儿监护的理论和专家的经验两部分。因此，本系统的知识获取途径主要有两条：一是有关心胎儿监护的专著、论文以及学术组织制定的有关评估标准；二是临床观察分析所得的经验总结以及大量临床病例。知识库也分为两部分：产生式规则知识库和病例知识库。
- 2) 知识表示：将知识库和数据库中涉及到的医学术语、药名等转换为由数字和英文字母组成的代码。这样不仅能加快病例、知识的输入，而且占用计算机内存小，从而提高了系统的运行速度。另外，代码的规范化也避免了医药学术语的不一致性以及人为原因引起的输入差错。
- 3) 推理策略：本系统采用的推理策略以产生式规则的正向推理为主，以案例推理为辅。具体而言，首先根据患者病情在规则知识库中搜索与之匹配的标准病情模式，得到患者病情模式，然后据此正向推理出治疗方案。推理是边搜索边匹配的过程，如果在推理过程中遇到规则知识库中没有的情况或者医师认为系统提供的建议治疗方案不理想时，则启动案例推理，利用病例知识库中的旧病例进行参照对比分析，为医师提供参考病例和诊断方案。

第四章 系统设计

4.1 系统总体结构设计

4.1.1 系统硬件组成

胎儿监护中心系统由一台中央PC机及多台KT800型胎儿监护仪通过串口总线构成联网监护网络。中央PC机由于有同时打开多个监护窗口的需求,对内存有较高要求,最好能大于 256M。运行环境可为 Windows98 / Windows2000 / Windows XP。

4.1.2 系统网络结构

胎儿监护仪通过标准串口总线接入监护中心PC主机,远程胎心监护由一台便携式胎心检测仪及一部经过改装的电话组成,孕妇可向医院出租并由医院工作人员培训其使用方法。孕妇在家里拨通医院监护中心电话后,可将胎心音频信号通过公用电话网络传输至医院监护中心远程型胎儿电子监护仪的远程接收模块,通过对音频信号的处理得到瞬时胎心率数据,再通过远程监护仪的 RS232 接口输出至监护中心中央PC机。下图为胎儿监护中心系统的网络结构:

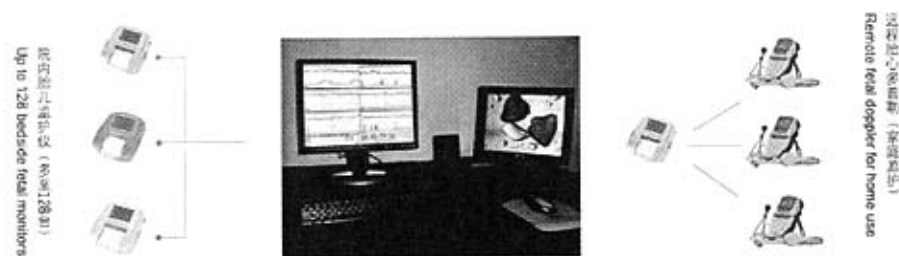


图 4-1 胎儿监护中心系统网络结构图

Fig.4-1 The network structure of fetal monitoring system

4.1.3 系统软件总体结构

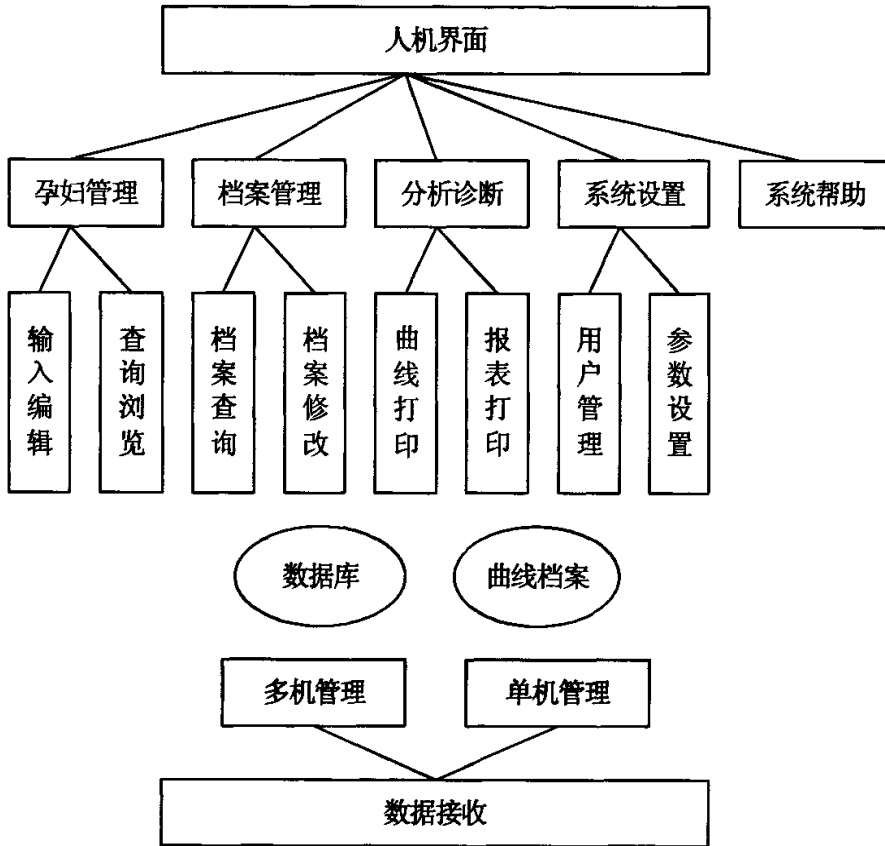


图 4-2 系统软件总体结构图

Fig.4-2 The system software structure

4.2 接口设计

4.2.1 接口通信协议设计

KT800 型胎儿监护仪与中央 PC 机通讯采用 RS232 接口，通信参数采用 115200bps、8 位数据位、无校验、1 位停止位，即“115200, 8, N, 1”，监护仪与中央 PC 机之间均可双向发送和接收数据。

监护仪以帧为单位发送数据，每帧包含 4 个字节数据，即“0XFF, FHR, FM+OP, YY”。其中 0XFF 为起始字节，多机连网时传送监护仪 ID 号；FHR

为胎儿心率值，健康胎儿胎心率在 120~160bpm 之间变动，极少超过 200bpm，所以只需一个字节表示；FM+OP 为胎动标志及宫缩压力值，宫缩压力值在 0~100 之间变动，用 7 个比特即可表示，最高位为 1 表示有胎动，为 0 表示无胎动；YY 留待以后的升级之用，目前暂不考虑。

表 4-1 胎儿监护发送数据帧结构
Table 4-1 The data frame of fetal monitor

0xFF	FHR	FM+OP	YY
------	-----	-------	----

4.2.2 接口控制命令设计

监护中心可以通过发送命令对监护仪进行控制，包括对监护仪的音量控制及宫缩压力调零等。多机联网模式下，中央 PC 机需向监护仪发送请求输出命令，请求对应监护仪输出数据；单机模式下无此要求。

表 4-2 控制命令表
Table 4-2 controlling command

命令字节	作用
“+”(0x2b)	音量增大，发一次增大一点点
“-”(0x2d)	音量减少，发一次减小一点点
“O”(0x4f)	宫缩压力调零
0x31~0x3f	发送联网监护仪 ID 号，请求对应监护仪输出数据

4.2.3 多监护仪联网的实现

多个胎儿监护仪通过串口总线接入中央 PC 机串口。在本案例中，中央 PC 机最多可同时接入 15 台胎儿监护仪，每台胎儿监护仪有个单独的 ID 号，中央 PC 机每隔 50ms 发送一个监护仪 ID 号，对应监护仪通过串口总线向中央 PC 机输出胎儿监护数据，每次传输 4 个字节。中央 PC 机每 750ms 完成一个循环，如此周而复始可实现对多台监护仪的联网监控。康顿胎儿电子监护仪的传输速度可达到 115200bit/s，可以满足多达 128 个监护仪同时联网的要求。

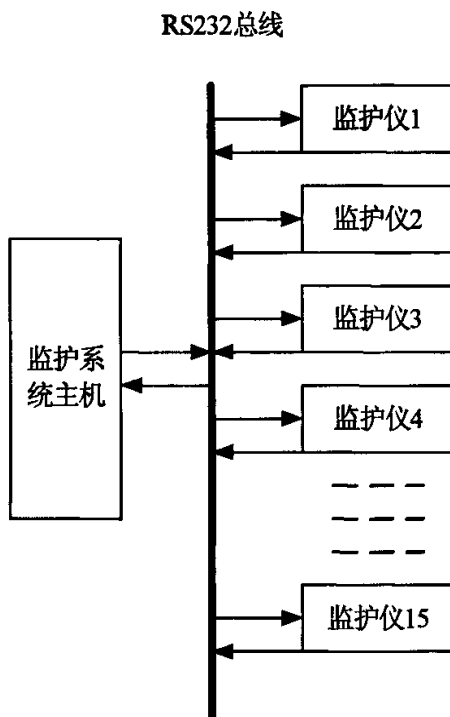


图 4-3 多监护仪联网控制图

Fig.4-3 The controlling graph of multiple monitor

4.3 胎心率宫缩曲线的数学表示及存储

从胎儿监护仪接收到的胎心率宫缩数据是一组组离散数据，数据格式如前 4.2.1 所示，每组数据包含有当前时刻的胎心率、宫缩压力值及有无胎动等信息，将一段时间内的胎心率、宫缩压力值离散数据连结起来即为胎心率宫缩曲线。在本案例中，采用将每秒钟接收到的胎心率宫缩数据按先后顺序的数组存储方法，可正确表示某时刻的胎心率、宫缩压力值。

设胎心率值为 f ，则胎心率曲线的数学表示为：

$$f = f(t_0, t_1, t_2 \dots t_n), \quad t_n \text{ 为第 } n \text{ 秒}$$

$f(t_n)$ 为第 n 秒的胎心率值。

一段 3 分钟的胎心率数据如下所示，以每秒记录一次瞬时胎心率计，共有 $3 \times 60 = 180$ 个瞬时胎心率数据。（注：实际监护时时间设定一般为 30 分钟）

表 4-3 胎心率数据

Table 4-3 Cardiotocograph data

134,139,138,139,133,132,134,135,134,135,135,137,137,134,0,140,140,137,
137,133,134,130,129,130,130,127,129,0,0,0,0,133,132,134,134,139,
140,143,145,143,140,139,0,139,144,140,0,137,0,131,133,141,142,139,
139,144,147,147,0,146,143,142,145,142,146,0,0,147,147,149,144,144,
140,144,148,148,145,142,143,141,140,138,134,0,130,133,0,136,134,136,
133,139,145,147,147,146,146,145,0,147,143,143,135,134,134,134,0,132,
132,128,128,130,133,129,128,129,136,143,147,147,140,143,149,148,148,151,
152,150,149,152,153,153,151,149,151,160,160,155,156,160,162,161,160,157,
158,154,154,157,156,159,154,158,162,161,158,156,153,153,152,152,151,150,
144,148,153,156,157,0,0,158,156,158,155,151,147,145,0,0,140,140

该组胎心率数据描绘的胎心率图如图 4-4 所示，后面的胎心率曲线分析将围绕这条曲线进行分析。

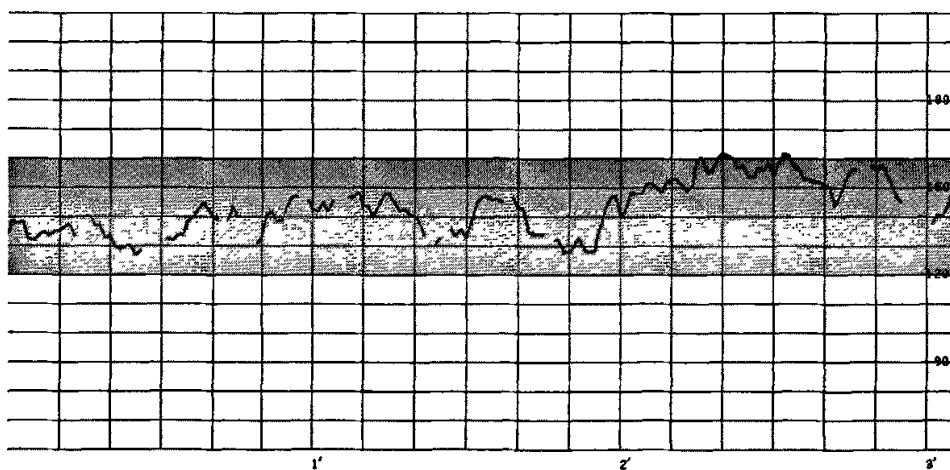


图 4-4 胎心率图

Fig4-4 Cardio graph

第五章 胎心率宫缩曲线的数学分析与评估

5.1 胎心率宫缩曲线的数学分析

5.1.1 胎心率曲线和宫缩曲线断线的修补

临床诊断中，常常由于孕妇或胎儿的抖动造成探头接触不良，使得胎心率曲线出现断点。对于短时间的断线（断线不超过 30 秒），可以运用数值插值算法修补断线，使修补曲线具有断线两头同样的发展变化趋势。在本案例中，为使修补后的曲线尽量符合原变化趋势，又不使得计算过于复杂，采用了四点三次拉格朗日（Lagrange）插值算法，算法如下：

假设断线两头对应时刻为 t_1, t_2 ，（ $t_2 > t_1$ ），取断线两头各两个时刻 $(t_0, t_1), (t_2, t_3)$ ，按如下公式可求得断线上各时刻对应的胎心率值：

$$f(t_n) = \sum_{i=0}^3 \left(\prod_{\substack{j=0 \\ j \neq i}}^3 \frac{t_n - t_j}{t_i - t_j} \right) f(t_i), \quad (t_1 < t_n < t_2)$$

假设实际曲线 $f(x)$ 的 4 阶高阶导数存在，可以验证，插值多项式 $L_3(x)$ 逼近实际曲线的截断误差限是：

$$|R_3(x)| \leq \frac{\max_{a \leq x \leq b} |f^{(4)}(x)|}{24} \left| \prod_{i=0}^3 (x - x_i) \right|$$

表 4-3 中数据经过插值算法处理后，得到的数据如下：

表 5-1 插值后的胎心率数据

Fig.5-1 Repaired cardio data

134,139,138,139,133,132,134,135,134,135,135,137,137,134,137,140,140,137,
137,133,134,130,129,130,130,127,129,129,130,131,131,133,132,134,134,139,
140,143,145,143,140,139,140,139,144,140,139,137,134,131,133,141,142,139,
139,144,147,147,147,146,143,142,145,142,146,147,147,147,147,149,144,144,

140,144,148,148,145,142,143,141,140,138,134,140,130,133,134,136,134,136,
133,139,145,147,147,146,146,145,146,147,143,143,135,134,134,134,133,132,
132,128,128,130,133,129,128,129,136,143,147,147,140,143,149,148,148,151,
152,150,149,152,153,153,151,149,151,160,160,155,156,160,162,161,160,157,
158,154,154,157,156,159,154,158,162,161,158,156,153,153,152,152,151,150,
144,148,153,156,157,158,159,158,156,158,155,151,147,145,143,141,140,140

断线修补后的胎心率曲线如图 5-1 所示：

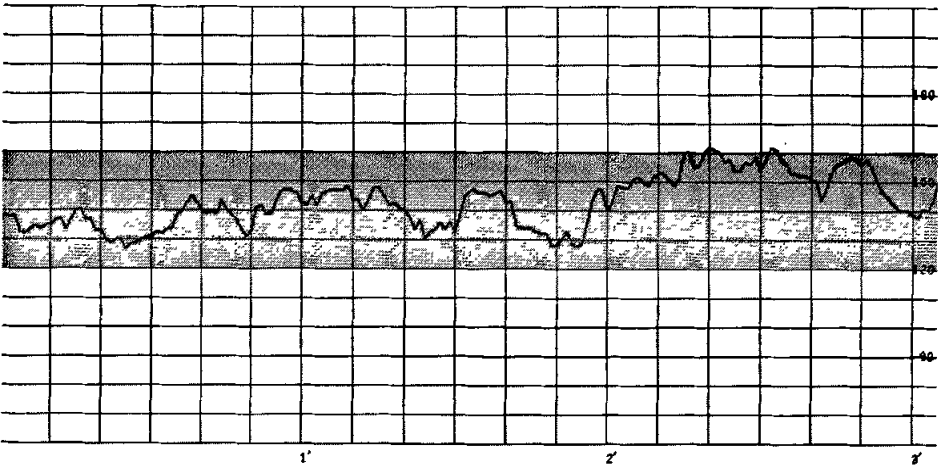


图 5-1 断线修补后的胎心率曲线

Table 5-1 Repaired Cardiotocograph

从上表数据可以看到，原来胎心率为 0 的数据已被插值算法得出的数据所代替，修补后的曲线与原曲线变化趋势基本吻合。

5.1.2 胎心率平滑曲线和宫缩平滑曲线的引入

常规 EFM 外监护主要采用超声多普勒方式，由胎儿心脏的物理运动产生的超声多普勒效应来检测胎心率，其输出结果并非真正心博间变异。母体生理结构、腹壁运动及胎动等均可干扰正常输出信号，引起胎心率计数错误。为此引入了胎心率短平滑曲线的概念，即对某瞬时胎心率前后几秒内的胎心率值取平均，得到该点的胎心率平均值，同样对曲线上其它点取平均值，这样由所有胎心率平均值连成的一条曲线即为胎心率短平滑曲线。如此可以过滤掉胎心率曲线中的高频成

分,有利于曲线的分析与判断。

胎心率平滑曲线 $f_1(t)$ 的计算:

$$f_1(t_n) = \frac{1}{p} \sum_{i=n-p/2}^{n+p/2} f(t_i), \quad 1 \leq p \leq 5 \quad (p \text{ 为平滑时间参数})$$

● 平滑曲线的改进

这样获得的曲线对胎心率曲线开始和结束位置的两小段不适用,如以平滑时间取值为 5 秒计算,对某瞬时胎心率前后各 2 秒及此时刻的胎心率值求和取平均,可得到此时刻的胎心率 5 秒平均值,而对于开始后 2 秒钟和结束前 2 秒的瞬时胎心率则无法用此公式求得 5 秒平均值。为使胎心率短平滑线可覆盖到整个胎心率曲线,在本案例中,采用假想胎心率曲线的方式,将开始或结束位置的胎心率曲线往前或往后各延伸 2 秒,延伸处的胎心率值用开始或结束位置的胎心率值代替,这样可获得开始后 2 秒和结束前 2 秒的瞬时胎心率平均值。同理可引入宫缩短平滑曲线。

● 平滑时间参数的调整

平滑时间参数的选择对于胎心率宫缩曲线的分析至关重要。参数越大则过滤掉的高频成分越多,越不能反映实际的变化曲线;参数越小则不能有效地过滤曲线中的突变及毛刺,参数等于 1 则为实际曲线。在实际应用中,平滑时间参数取值为 5 是个较好的选择。

5.1.3 胎心率基础曲线和宫缩基础曲线的引入

胎心率基线是指 10 分钟以上无宫缩无胎动影响时的胎心率平均值。在整个监护周期内,胎心率基线的数值可能是变动的,如果取整个监护周期的胎心率平均值作为胎心率基线进行分析显然是不合适的。为此引入了胎心率基础曲线(也可称之为胎心率长平滑曲线)的概念。胎心率基础曲线的获取原理与胎心率短平滑曲线的获取原理相同,只是时间取值要远大于短平滑线的时间取值。由胎心率短平滑曲线与长平滑曲线的关系可对胎心率加速与减速及胎心率变异进行分析判断,胎心率基线的取值应去掉胎心率加速段与减速段的影响。在本案例中,求某点胎心率平均值的时间取值都是可以设定的(包括短平滑曲线及长平滑曲线),以期在临床分析中得到最佳的分析结果。同理可引入宫缩基础曲线(也可称之为

宫缩长平滑曲线)。

胎心率基础曲线 $f_2(t)$ 的计算:

$$f_2(t_n) = \frac{1}{q} \sum_{i=n-q/2}^{n+q/2} f(t_i), \quad 180 \leq q \leq 600 \quad (q \text{ 为基线时间参数})$$

引入平滑曲线和基础曲线后的胎心率曲线, 其中胎心率曲线用红色显示, 平滑曲线用绿色显示, 基础曲线用兰色显示。

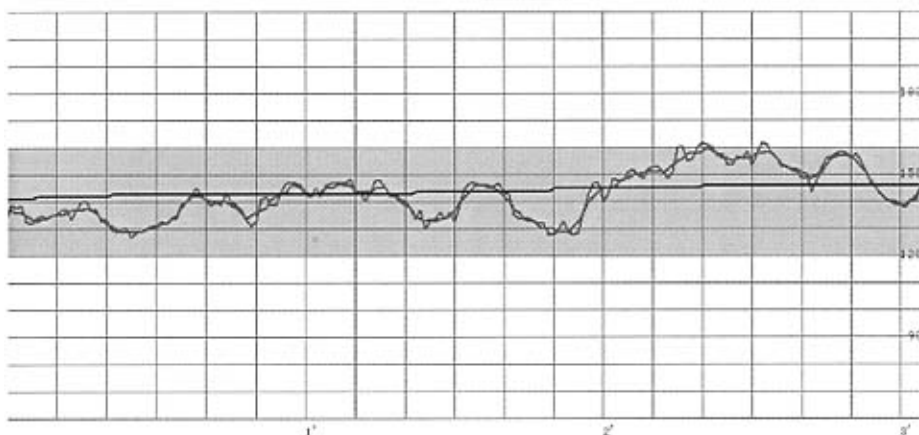


图 5-2 修补后的胎心率曲线

Fig.5-2 Repaired cardio graph

5.1.4 胎心率宫缩曲线数学模型的建立

1) 胎心率加速的数学模型

在引入了胎心率平滑曲线和基础曲线后, 可建立胎心率加速的数学模型。胎心率暂时增加 15bpm 以上, 持续时间超过 15 秒, 然后回到基线水平, 称为胎心率加速, 这是胎儿宫内状况良好的表现。剔除胎心率细小突变对计算机分析的影响, 用胎心率平滑曲线相对于胎心率基础曲线来判断, 可得到胎心率加速的数学模型。如图 5-1 所示, 红色曲线代表的是实际胎心率曲线, 绿色曲线代表的是胎心率平滑曲线, 兰色曲线代表的是胎心率基础曲线。运用此数学模型可计算胎心率加速的起始时间、上升幅度及持续时间。

胎心率加速模型的数学表示:

在 $t_1 < t < t_2$ 时间段内, 满足如下三个条件:

$f_1(t) > f_2(t)$, $\max |f_1(t) - f_2(t)| \geq 15$, 且 $(t_2 - t_1) \geq 15$ 即可认为是胎心率加速。

此模型可用于胎心率加速的判别及参数的计算。胎心率加速主要包括有三个参数：起始时刻 t_i 、上升幅度 r_i 、持续时间 d_i ，在此模型中：

$$t_i = t_1, \quad r_i = \max |f_1(t) - f_2(t)|, \quad d_i = t_2 - t_1$$

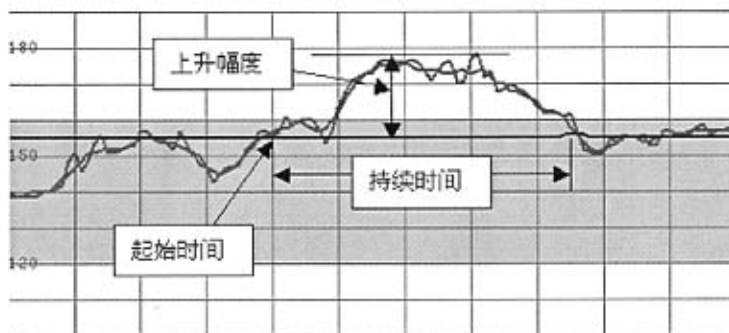


图 5-1 胎心率加速的数学模型

Fig.5-1 The mathematical model of FHRA

2) 胎心率减速的数学模型

胎心率减速是指胎心率最大减速幅度大于 15bpm，持续时间 15 秒以上。根据胎心率曲线下降的幅度、持续时间、形态以及于宫缩的关系可将胎心率减速分为早发减速、迟发减速及变异减速。

胎心率减速模型的数学表示：

在 $t_1 < t < t_2$ 时间段内，满足如下三个条件：

$f_1(t) < f_2(t)$, $\max |f_1(t) - f_2(t)| \geq 15$, 且 $(t_2 - t_1) \geq 15$ 即可认为是胎心率减速。

此模型可用于胎心率加速的判别及参数的计算。胎心率加速主要包括有三个参数：起始时刻 t_j 、上升幅度 r_j 、持续时间 d_j ，在此模型中：

$$t_j = t_1, \quad r_j = \max |f_1(t) - f_2(t)|, \quad d_j = t_2 - t_1$$

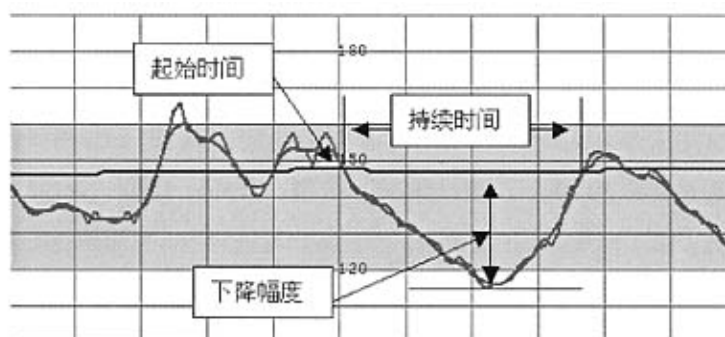


图 5-2 胎心率减速时的数学模型

Fig.5-2 The mathematical model of FHRD

3) 胎心率变异的数学模型

本文只对胎心率变异中的长变异进行研究,主要考察长变异中的振幅变异和周期变异。其中振幅变异是指一段时间内,胎心率短平滑曲线在胎心率基础曲线上波动幅度的大小的平均值,以 bpm 表示。周期变异(FHR cycle variability)是指一段时间内,胎心率短平滑曲线在胎心率基础曲线上波动的每分钟的次数的平均值,以 cpm 表示。

在对胎心率曲线的分析中,不满足胎心率加速与减速条件的胎心率曲线可按胎心率变异的数学模型进行计算。对表 4-3 所示的胎心率数据分析可得:

振幅变异 FHRV=39bpm, 周期变异 FHRC=11cpm.

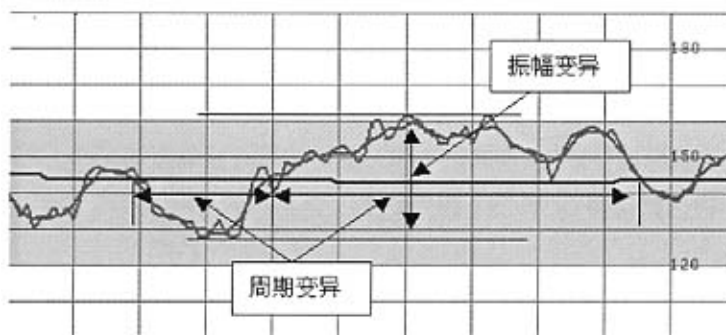


图 5-3 胎心率变异的数学模型

Fig.5-3 The mathematical model of FHRV

4) 宫缩曲线的数学模型

以宫缩压力平滑曲线相对宫缩压力基础曲线来计算,若某时刻 5 秒宫缩压力基础曲线值超过 60 秒宫缩压力基础曲线值大小为 15,且持续时间超过 15 秒,

则认为是宫缩。运用宫缩数学模型可用来计算宫缩强度、宫缩持续时间、宫缩周期及识别宫缩类型。

根据宫缩压力曲线的升降所占的时间长短可将宫缩分为三型,用以评价宫缩强弱及产程进展是否顺利: I 型: 升>降; II 型: 升=降; III 型: 升<降。其各自的宫缩强度,以 I 型最弱,III 型最强。在正常产程进程中,宫缩曲线应当是由 I 型逐渐向 III 型推移,即宫缩逐渐加强,若 I 型或 II 型宫缩波持续过久,便是宫缩乏力的表现。由宫缩曲线的类型可得知产力是否正常,特别是能较准确及时地早期诊断宫缩乏力,拟定出防止滞产的有效方案。

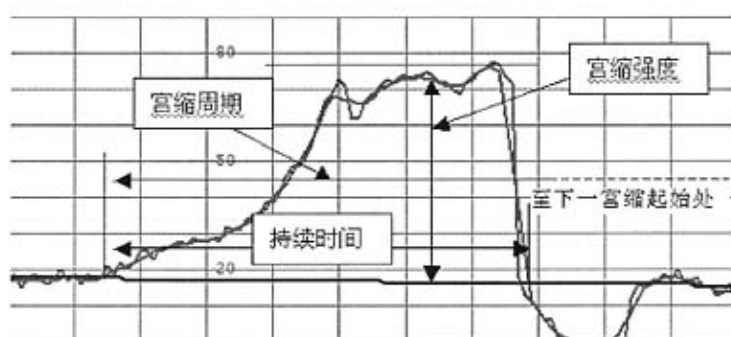


图 5-4 宫缩曲线数学模型

Fig.5-4 The mathematical model of Toco graph

5.2 评估流程

在运用胎心率宫缩曲线数学分析模型计算出胎心率宫缩的具体指标后,可对胎儿的健康状况进行评估。本文针对胎儿监护的两种实验方法实现了两个评估算法: NST 评估算法和 OCT/CST 评估算法。

5.2.1 NST 评估指标与评估流程

NST 评估算法依据 Krebs 评分法则进行设计, Krebs 评分法如表 2-4 所示,通过考察 30 分钟的胎心率曲线得到胎心率基线、振幅变异、周期变异、加速和减速次数及胎动次数等指标,对胎儿健康状况进行评分,评估指标见表 2-4。

胎心率宫缩曲线评分在 8 分以上,一般是伴随胎动的加速表现活跃,说明胎儿发育良好; CTG 曲线评分 5 分至 7 分表现为伴随胎动的加速次数少及出现胎

心率减速，需要予以重视及处理；CTG 曲线评分 4 分以下是较危险的病例，其特点是振幅变异小、周期变异明显减少，直接剖宫产是为良策。

胎心率曲线的 NST 评估流程如图 5-5 所示：

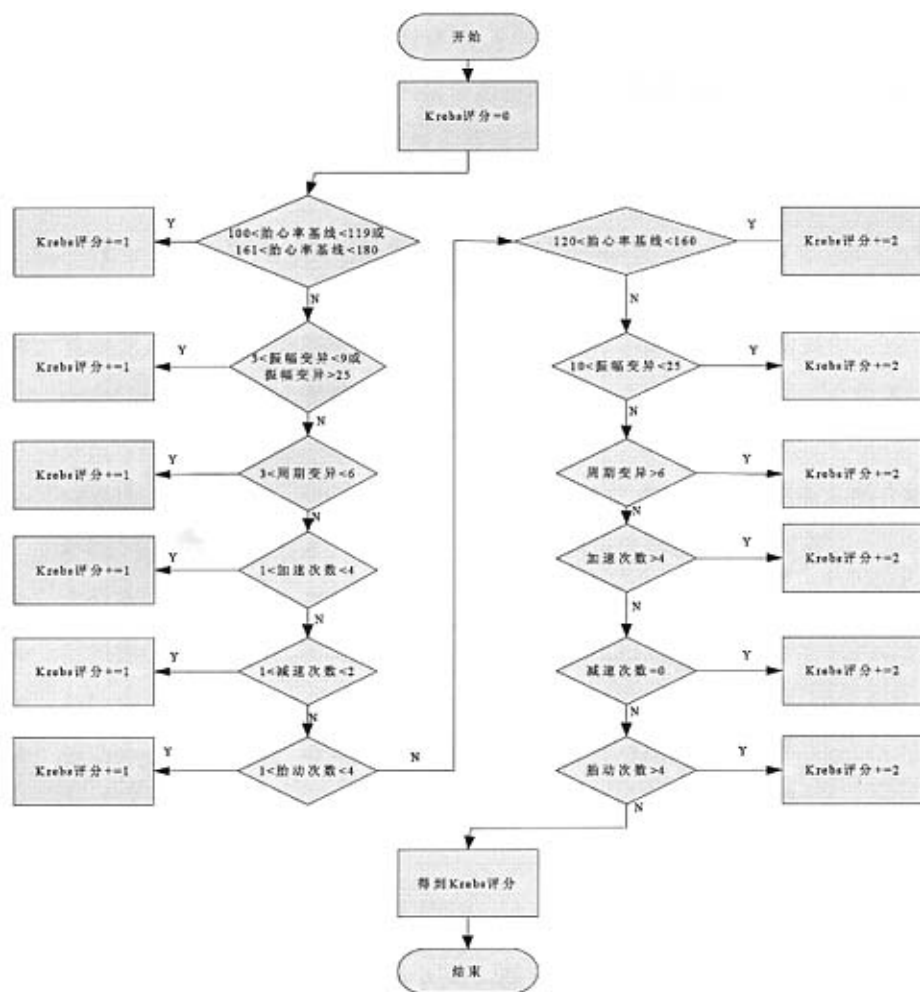


图 5-5 NST 评估流程图

Fig.5-5 Flow Chart of NST Evaluation

5.2.2 OCT/CST 评估流程

产时监护就是观察胎儿对宫缩的反应，可称为收缩刺激试验（CST）。如果收缩是由催产素引起的则称为催产素刺激试验（OCT）。妇产科国际联合会（International Federation of Gynecology and Obstetrics, FIGO）把 CST 的结果分成

正常，可疑和异常三类。评估指标见表 2-6。

正常波形表示胎儿健康；可疑波形显示需要继续观察和进一步检查明确诊断；病理波形要求根据临床情况作相应的处理或终止妊娠。

OCT/CST 的评估流程如图 5-6 所示：

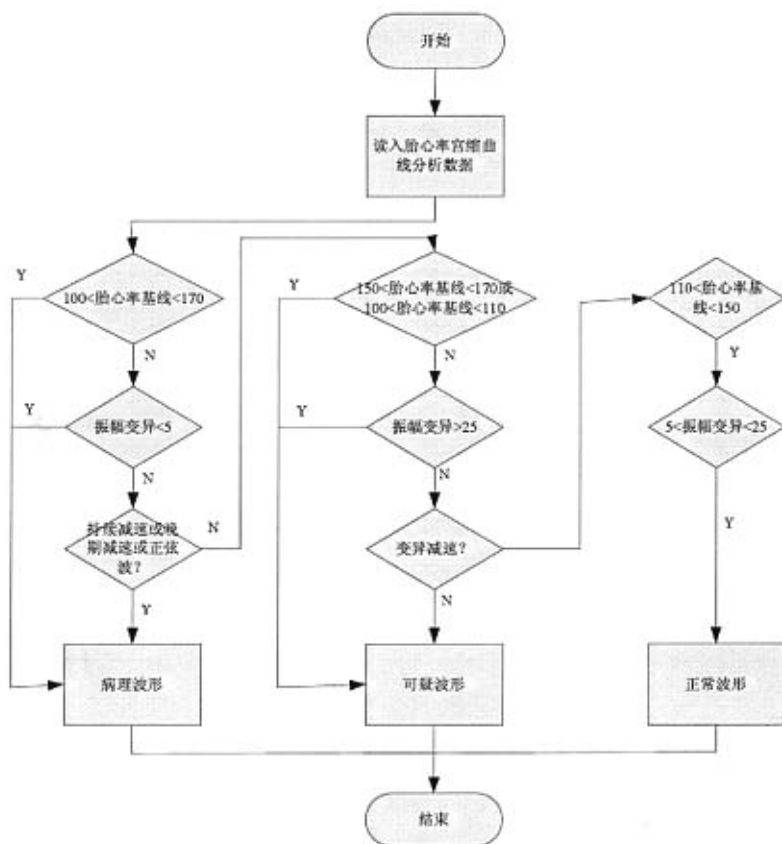


图 5-6 OCT/CST 评估流程图

Fig.5-6 Flow Chart of OCT/CST Evaluation

第六章 系统实现

胎儿监护中心系统采用的开发环境是 Windows2000 Professional, 以 C++ Builder6.0 作为开发工具, Foxpro 为后台数据库, 以多窗口技术、人工智能技术、通信技术和屏幕规划等技术实现系统的联网实时监视及分析诊断功能。本章将对该系统进行介绍并给出系统运行实例。

KT800 胎儿监护中心系统具有如下功能特点:

- 中文可视化软件界面, 大多数功能可通过鼠标操作完成, 使用十分简单。
- 首创无人值班, 中央监护的全过程是全自动的, 不需要有人值班操作。
- 中央监护站只需要一套系统, 即可实现院内中心监护、院外远程监护和辅助分析诊断等三大功能。
- 网络组成简单方便, 在医院内部只需要布一条线, 就可以联网所有的胎儿监护仪, 总数可以无限多。胎儿监护仪在医院内可以移动, 任意组合。
- 实时监护所有参数, 多画面同屏显示监护曲线。
- 监护曲线自动存档, 所有的监护结果在监护结束自动地存储。
- 孕妇病案资料管理, 可输入和检索孕妇病案资料在系统中。
- 辅助分析诊断系统, 检测结果自动分析, 给出评分结果。
- 自动输出诊断报告。

6.1 系统主界面介绍

胎儿监护中心系统是面向医护人员的分析诊断系统, 为方便医护人员的使用, 系统人机交互界面的设计以简单、实用为原则。

1) 登录界面

操作者登录时需要输入自身设置的密码, 而系统的维护员可以根据不同使用者给予他们不同的权限来使用该系统。系统使用权限设置为 2 级: 系统操作员级和普通操作员级, 系统操作员可进行系统设置, 包括串口设置、语言设置、联网设置等, 普通操作员则无此权限。

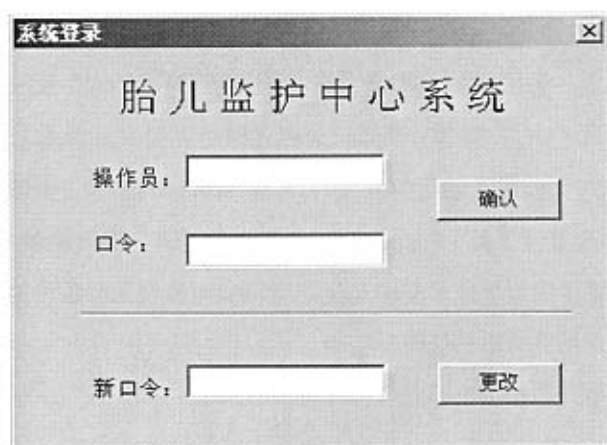


图 6-1 登录界面

Fig.6-1 The login interface

1) 系统运行主界面

主界面包括有如下几个工作区：

监护图形区：自动弹出的监护图形和人工调出的档案图形显示在这里。

档案管理显示区：方便用户随时调出档案

操作按钮区：可以执行调档、分析、打印等操作

联网 / 监护操作区：单机管理时可执行对监护仪的操作；多机管理时可显示各监护仪的联网状态

定时器：自动停止监护的时间设定，该时间设定对所有监护仪均有效，一旦修改该定时时间，所有监护窗口监护时间都会重置为当前所设值。

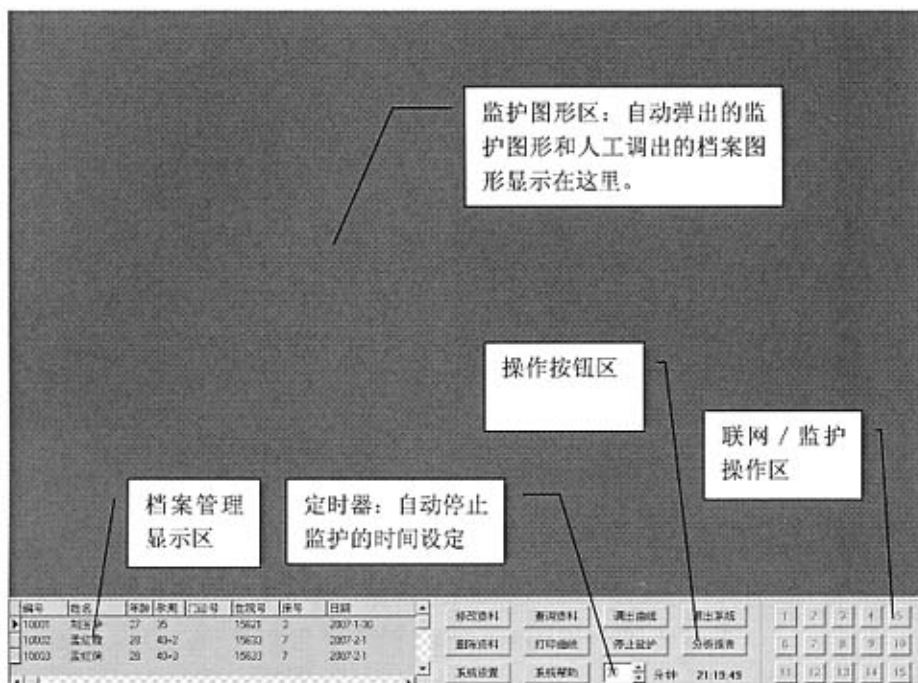


图 6-2 胎儿监护中心系统运行主界面

Fig.6-2 The main interface of fetal monitoring system

当有监护仪连接到监护中心 PC 机上后, 系统能够立即检测到该监护仪, 对应监护仪 ID 的按钮会变亮。只要监护仪有胎心音, 主机就自动弹出监护画面开始监护。结束监护有两种情况: 监护时间到自动停止; 人工点击“停止监护”。监护结束后自动按流水号码顺序存档。

3) 单窗口监护画面

监护窗口主体描绘胎心率、宫缩曲线及胎动标志, 窗口大小变化时曲线会成比例缩放。右侧面板划分为三个区域: 上部区域实时显示当前接收到的胎心率、宫缩、及胎动数据; 中间区域显示当前已监护时间, 并可随时修改预设时间, 该预设时间只对当前监护窗口有效; 下部区域放置有两个操作按钮: 点击“孕妇信息”按钮可输入孕妇信息资料, 点击“停止监护”按钮可终止当前监护仪的监护并将曲线数据保存至档案, 该监护窗口会关闭, 同时自动调出该曲线档案以供分析之用。

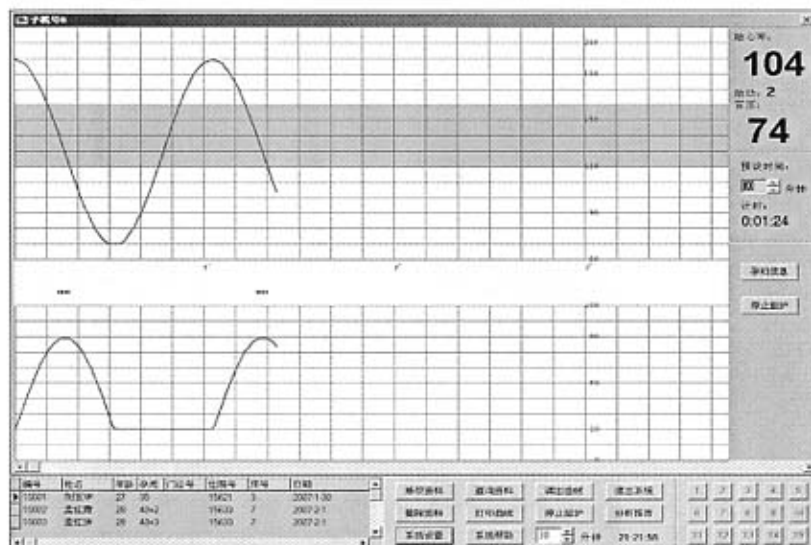


图 6-3 单窗口监护界面

Fig.6-3 The interface of single window monitoring

4) 多窗口监护画面

系统能够同时监控 15 台胎儿监护仪, 同时可以调出原有监护曲线进行分析诊断。

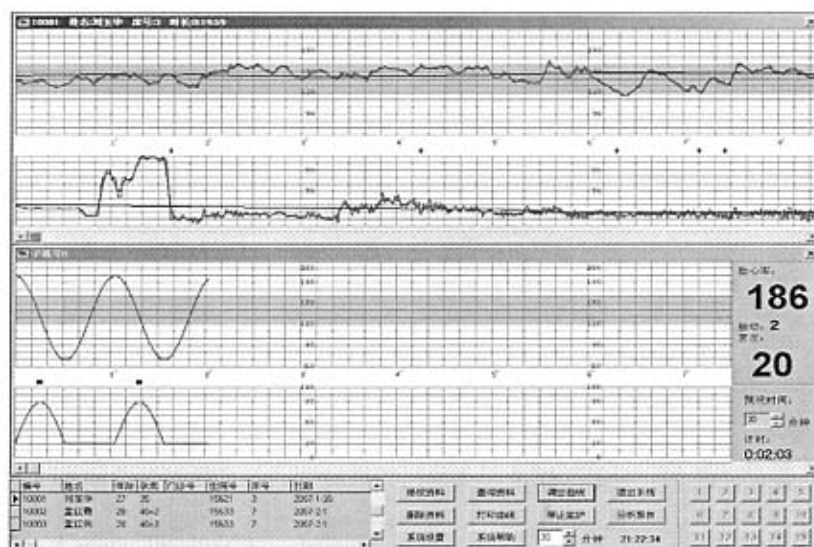


图 6-4 多窗口监护界面

Fig.6-4 The interface of multiple window monitoring

5) 档案查询界面

在档案查询界面下可对已保存档案进行条件查询, 并可调出该曲线。

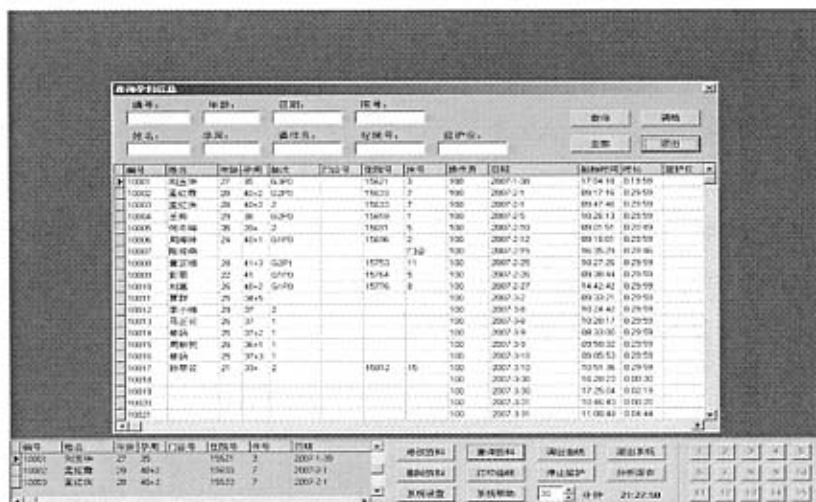


图 6-5 资料查询界面

Fig.6-5 The interface of archive search

6) 曲线分析界面

点击主界面“分析报告”按钮可对当前活动子窗口曲线进行分析，该按钮只对调出曲线窗口有效，不能对正在监护窗口进行分析操作。曲线分析窗口上部包括有孕妇资料、分析结果及 Krebs 评分，并可对分析数据进行修改；下部可输入医生的诊断结果。点击“报告单”可生成该曲线的分析报告。



图 6-6 曲线分析界面

Fig.6-6 The interface of cadiotocograph analyze

6.2 系统运行实例

图 6-7 是临床应用中的实际胎心率宫缩曲线曲线（监护时间为 30 分钟），经过断线修补、曲线平滑后得到的实际曲线、平滑曲线和基础曲线如图 6-8 所示。对该曲线的分析结果见图 6-9，生成的诊断报告单见图 6-10。本文通过对大量临床实际曲线的计算机分析评判与医护专家的诊断进行比较，使得两者分析结果基本一致，从而使本系统具有临床实用价值。

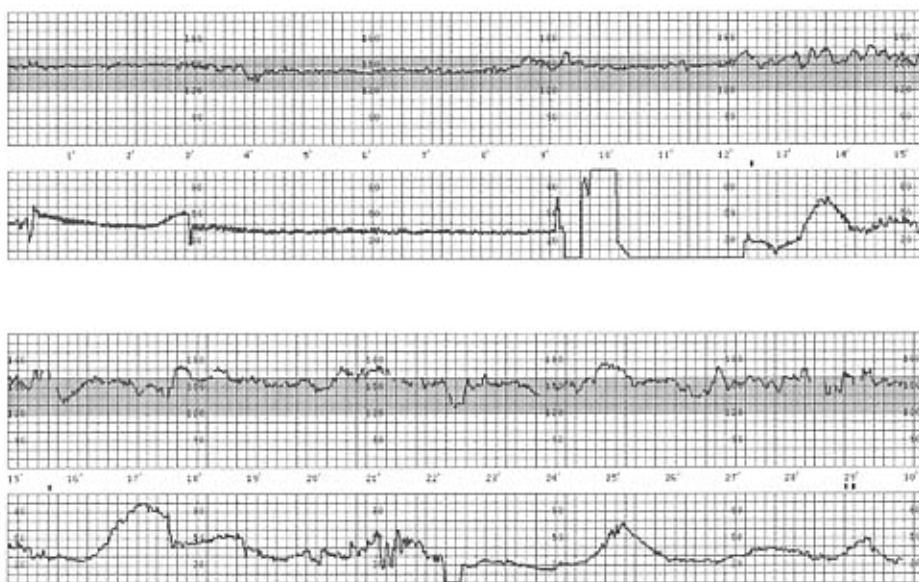
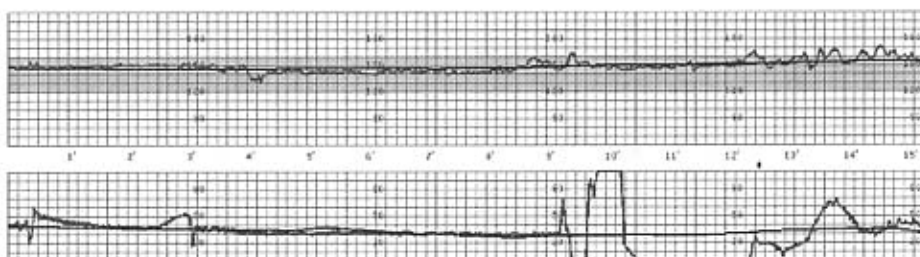


图 6-7 实际胎心率宫缩曲线

Fig.6-7 Actual Cardiotocograph



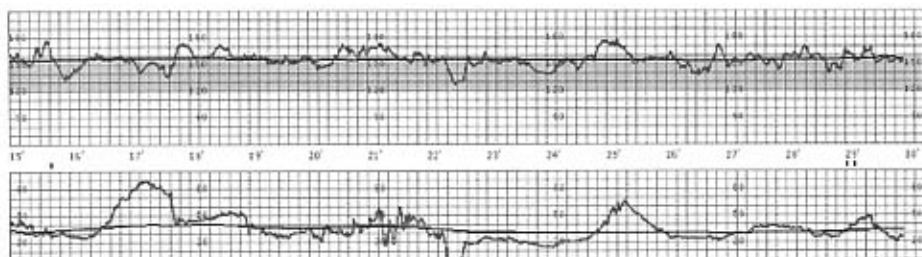


图 6-8 修整平滑后的胎心率宫缩曲线

Fig.6-8 Modified and Smoothed Cardiotocograph

曲线分析结果如图 6-9 所示:

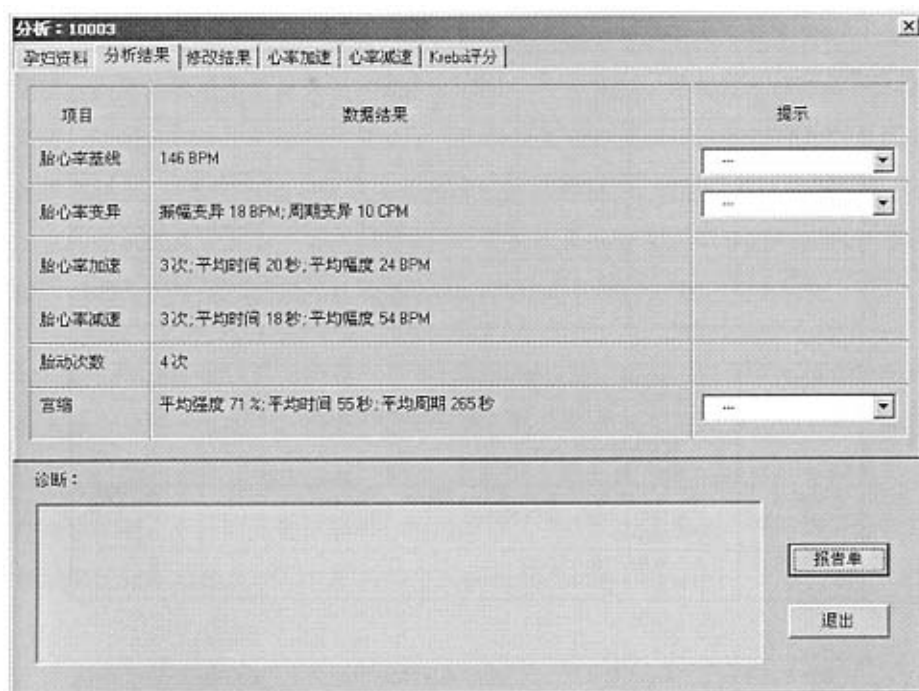


图 6-9 胎心率宫缩曲线分析结果

Fig.6-9 Analysis Results of Cardiotocograph

广州市中山大学附三医院
胎儿监护分析诊断报告单

编号:	10003	门诊号:		日期:	2007-2-1
姓名:	孟红霞	住院号:	15633	起始时间:	09:47:46
年龄:	28	床号:	7	时长:	0:29:59
孕周:	40+3	胎次:	2		

项目	数据结果	提示
胎心率基线	146 BPM	--
胎心率变异	振幅变异 18 BPM, 周期变异 10 CPM	--
胎心率加速	3 次, 平均时间 20 秒, 平均幅度 24 BPM 17:48 持续时间 18 秒, 上升幅度 22 BPM 20:51 持续时间 25 秒, 上升幅度 22 BPM 24:49 持续时间 19 秒, 上升幅度 29 BPM	--
胎心率减速	3 次, 平均时间 18 秒, 平均幅度 54 BPM 15:34 持续时间 18 秒, 上升幅度 46 BPM 23:52 持续时间 25 秒, 上升幅度 56 BPM 28:26 持续时间 15 秒, 上升幅度 60 BPM	
胎动	4 次	
宫缩	平均强度 71 %, 平均时间 55 秒, 平均周期 265 秒	--

NST(Krebs评分法):

项目	0 分	1 分	2 分	结果	小计
胎心率基线(BPM)	<100 或 >180	100~119 或 161~180	120~160	146	2
振幅变异(BPM)	<5	5~9 或 >25	10~25	18	2
周期变异(CPM)	<3	3~6	>6	10	2
加速次数/30分钟	0	1~4	>4	3	1
减速次数/30分钟	>2	1~2	0	3	0
胎动次数/30分钟	0	1~4	>4	4	1
合计	8				

CST/OCT

病理波形	1 胎心率基线 <100BPM 或 >170BPM 2 振幅变异 <5BPM 3 严重的VD, 或严重的、重复出现的ED伴有高危因素 4 持续减速 5 LD, 伴有振幅变异 <5BPM 6 正弦波	否 否 否 否 否 否
可疑波形	1 胎心率基线 150~170BPM 或 110~100BPM 2 振幅变异 5~10bpm 或 >=25BPM 3 变异减速VD	否 否 否
正常波形	1 胎心率基线 110~150BPM 2 振幅变异 5~25BPM	是 是

诊断:

操作者/医生:	报告日期:
---------	-------

图 6-10 胎儿监护分析诊断报告单

Fig.6-10 The analyze report of fetal monitoring

全文总结与发展展望

国内人工智能、专家系统在妇产科领域的应用和发展不仅起步晚，而且规模小，水平低，应用范围窄，缺乏较好的验证及评估方法。这与我国的经济水平低、资金缺乏、信息闭塞、计算机普及教育差及计算机普及率低、相当一部分妇产科医生对计算机缺乏认识、计算机专业人员与医生缺乏交流等原因有关。

计算机及人工智能技术的诞生与发展，使我们开发医学领域中的人工智能—专家系统成为现实。但目前这方面的发展还很不平衡，还存在不少问题需要解决，如软件的发展落后于硬件；缺乏一种令人满意的通用专家系统开发平台或计算机语言；大量的低层次重复开发与缺少大型的、性能优越、经得起临床检验的专家系统；缺乏客观的、科学的、重复性好的验证系统。要解决这些问题，需要从事计算机软件、硬件研究的专家和医学专家们的共同努力，需要计算机知识的普及，加强跨学科的生物医学工程人员的培养。相信未来的智能医学诊断与治疗专家系统，将成为医生的得力助手，为各种疾病的诊断和治疗，做出更大贡献。

胎心率宫缩曲线的分析是一个相当复杂的过程。本文在综合临床观察分析及前人研究成果的基础上，建立了对其进行分析处理的数学模型及评估方法，并已在多家医院的实际运用中得到了验证。通过对大量临床曲线的计算机分析与人工评判的比较，不断地完善计算机分析处理方法及优化分析参数，使得这些分析结果能够比较正确地反映胎儿的各种生理病理状况。

本论文的创新主要体现在以下几个方面：

- 1) 本文研究的胎儿电子监护专家分析诊断系统，属于专家系统在医疗检测领域内的应用。该系统对于胎儿电子监护仪在妇产科领域的推广有极大的作用。
- 2) 对胎心率宫缩曲线的分析上，引入了平滑曲线和基础曲线的概念，同时建立了多个胎心率宫缩曲线的数学分析模型，使对胎心率宫缩曲线参数的分析有了定量标准，通过这些数学模型可精确算出各重要参数，为对胎儿健康状况的评估提供了有力支持。

影响胎心率变化的因素很多，如不同的分娩阶段有不同的变化情况，或者受药物、麻醉等影响，这使得对胎心率的诊断需要进行综合考虑，而不能简单地用单个胎心率曲线指标来反映胎儿状况。在临床运用中，应当逐步建立胎心率宫缩曲线的计算机分析知识库，使胎儿监护向智能化专家系统的方向不断完善。

参考文献

- [1] 熊庆, 盖铭英. 胎儿监护的发展与现状[J], 中华妇产科杂志, 2000 年第 35 卷第 1 期.
- [2] 潘俊峰, 叶美美, 杜晓燕. 电话远程胎儿监护系统的临床应用[J]. 中华妇产科杂志, 2001, 35: 14-16.
- [3] 苏放明, 郭晓辉. 专家型远程胎儿监护系统的临床应用[J], 中华妇产科杂志, 2002 年第 37 卷第 8 期.
- [4] 程志厚, 宋树良. 胎儿电子监护学[M], 人民卫生出版社, 2001.25-26
- [5] Keith RDF, Westgate J, Ifeachor EC et al. Suitability of artifical neural networks for feature extraction from cardiotocogram during labour[J]. Med Biol Eng Comput, 1994,32:51~57.
- [6] Cagnon R, Robert G, Campbell MK et al. A comparision between visual and computer analysis of antepatum fetal heart rate tracings[J]. Am J Obstet Gynecol, 1993,168(3):842~847.
- [7] 周勤, 漆洪波. 计算机辅助胎心率监护分析[J]. 实用妇产科杂志, 2004,20:2.
- [8] Wickham PJD, Dawes GS, Belcher R. Development of methods for quantitative analysis of the fetal heart rate[J]. J Biomed Eng. 1983,5:302~308
- [9] Street P, Marcs GS, Dawes DM et al. Shortterm variation in abnormal antenatal fetal heart rate records[J]. Am J Obstet Gynecol, 1991,165:512~523
- [10] 路彤(译). 计算机分析胎心率[J]. 国外医学妇产科学分册, 1996, 23 (4): 231~232
- [11] Abboud S, Sadeh D. Power spectrum analysis of fetal heart rate variability using the abdom inalmaternal electrocardiogram[J]. J Biom ed Eng, 1990,12:161~164
- [12] 叶大田, 欧阳雪梅, 曹宇. 胎儿监护-优生工程的一个重要话题[J], 世界医疗器械, 1996, 2 (4): 16~20
- [13] Arnon S, Oded L, Meghael B et al. Is fetal heart rate variability a good predictor of fetal outcome[J]? Acta Obstet Gynecol Scand, 1994,73:39~44

- [14] George F, Zeev W. Computerized Analysis of the fetal heart rate[J]. Clinical Obstetrics and Gynecology, 1995,38(1):112~120
- [15] Metin A, Eduard M. Examining fetal heart rate variability using matching[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1996,9:64~67.
- [16] 吴小青, 漆洪波, 贺小维. 中央胎儿监护系统临床应用(附 136 例分析)[J], 现代医药卫生, 2001 年第 17 卷第 12 期.
- [17] 胡娅莉, 罗月娥, 刑淑洁. 宫缩曲线及在胎心监护中的意义[J], 实用妇产科杂志, 1999 年第 15 卷第 3 期.
- [18] 刘燕, 梁美容, 苗苗等. 胎儿心率计算机检测与处理系统[J], 第一军医大学学报, 2000: 20 (1)
- [19] 杨建波, 王子莲, 谭丽君等. 计算机在产时胎儿电子监护中的应用[J], 中山医科大学学报, 1999, 20: 68~70
- [20] 李克华. 胎儿监护计算机分析系统的临床应用(附 100 例分析)[J], 山西医科大学学报, 2003 年: 34 (3) .
- [21] 刘海英, 赵继印, 周怀得. 一种新型智能胎儿监护系统的研究与设计[J]. 微计算机信息, 2006,22:6-2.
- [22] 潘俊峰, 余玉琳, 柴靖华, 等. 计算机辅助产程监护[J]. 中华妇产科杂志, 1995,30:183-184.
- [23] 潘晓梅. 计算机分析胎心率监护与围产儿预后的关系[J], 安徽医药, 2004: 8 (6)
- [24] 章庆和, 叶志前, 徐庐生. 胎心率计算机分析方法的进展[J]. 国外医学生物医学工程分册, 1999,22:1.
- [25] 杨友春. 计算机在临床应用的概况[J]. 金陵医院学报, 1995,8:65-67.
- [26] 宋红, 林家瑞. 医学诊断专家系统进展[J]. 国外医学生物医学工程分册, 1995,18:129-133.
- [27] 张曦. 胎儿宫内窘迫电脑诊疗专家系统[J]. 中华妇产科杂志, 1990, 25: 285-287.
- [28] 郭仲秋, 吴健, 胡正国. 专家系统在医疗中的应用[J]. 医学信息, 1998,11:15-16.

- [29] 林东, 邵军力. 医学诊疗领域通用专家系统设计与实现[J] 自动化学报, 1995, 21(3): 380
- [30] 梁嘉骅, 王双惠, 李常洪等 医疗诊断专家系统开发的新思路与新方法[J] 系统工程学报, 1999, 14(1): 83

攻读学位期间发表的论文

1. 陈宜, 伍乃骐, 文孟军. 胎心率宫缩曲线数学模型的研究与计算机分析. 中华医学百科杂志, 2007, 88.

致谢

本人在此深深感谢伍乃骐教授，在研究生课程学习和学位论文撰写期间，一直得到伍老师的悉心指导和亲切关怀，伍老师以渊博的知识和严谨的学风成为我心中的榜样，他一丝不苟的治学态度和对事业的执着进取精神深深感动着我，这种态度和精神对于我都是一生宝贵的财富，在此向伍老师表示最崇高的敬意和最衷心的祝福。

本项目得到了广州康顿科学仪器有限公司总经理文孟军及生产部主管徐小斌的大力支持与配合，在此向他们表示感谢。

感谢钱燕鸣老师、闵雁老师、白丽平老师，感谢她们对我学习、生活的关心和帮助。

我要感谢师兄苏华、耿亚、罗卓、区仲荣在学习上给我的指导，在工作和生活上的帮助。

感谢陈建松、何培立、刘忠耀、吴瀛峰、盛华军、柳颖、李喆、陆叶和潘春荣等同学，在课程学习和论文完成期间，互学互助，共同进步。

特别感谢我的父母，他们给予我最无私的爱、支持和鼓励，感谢我的妻子和女儿，她们给予我家庭的幸福和欢乐。

对曾经关心和帮助过我的朋友们，我在这里表示由衷地感谢。

2007年5月