

· 生物电子学 ·

胎头位置和宫颈扩张监测方法的研究

陆尧胜¹, 林启涛¹, 沈以鸿²

(1. 暨南大学信息科学技术学院 广州 510632; 2. 三瑞医疗器械有限公司 广州 510520)

【摘要】基于空间几何原理和超声多普勒三角测量法,提出了一种胎头位置、宫颈扩张的自动测量方法,以替代产科临床使用的传统手工触诊法。研究建立了跟踪定位测量系统模型,讨论了可能引发测量误差的原因。设计并实现了超声多普勒跟踪定位系统,包括超声传感器系统、超声驱动/接收电路和测控系统软硬件。模拟测试表明,所设计的系统对胎头位置和宫颈开口的5次测量平均值绝对误差小于0.25 cm,远小于传统手工触诊法的平均误差2.0 cm。

关键词 胎儿监护; 跟踪定位; 三角测量法; 超声仪器; 超声测量法

中图分类号 R318.04

文献标识码 A

doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2010.01.035

Method to Detecting Fetal Head Station and Cervical Dilation

LU Yao-sheng¹, LIN Qi-tao¹, and SHEN Yi-hong²

(1. College of Information Science and Technology, Jinan University Guangzhou 510632;

2. Sunray Medical Apparatus Co LTD Guangzhou 510520)

Abstract In order to replace the conventional method of vagina palpation which has been widely used in obstetrics, a new method for detecting fetal head position and cervical dilation automatically is proposed based on the analytic geometry of space and ultrasonic triangulation. A tracking (position) model is set up and kinds of factors which may cause detecting errors are discussed. A ultrasonic measurement system for body tracking (position) is developed. The error of average result from 5 times detection by this system is less than 0.25 cm, much less than the error of a conventional vagina palpation, that is average around 2.0 cm.

Key words fetal monitoring; tracking position; triangulation; ultrasonic devices; ultrasonic measurement

产程图(partogram)是一种简单、易行、实用的临床监测产程进展及分娩安全的方法,它在一张图表上连续记录宫颈扩张(宫口扩张)、胎头位置、胎心率、阵缩间隔及持续时间等。通过产程图可及时发现产程异常、识别难产、判断分娩难易以决定适当的分娩方式,改善母婴预后。就目前大部分医院来说,产程图的两个重要参数宫颈扩张和胎头位置,都是通过肛门检查或阴道指检获得,其精确度严重依赖于技术人员的专业水平,反复地指检也增加了感染的几率和产妇的不适^[1-2]。因此,研究胎头位置和宫颈扩张的电子测量系统具有临床实用意义。

除了手工检测,临床上也可采用超声成像技术检测研究胎头位置和宫颈扩张,但实施上有其复杂性和局限性^[3]。国外有学者研究了以超声测距技术进行宫颈扩张、胎头位置的检测^[4-5],也有采用磁场跟踪定位技术进行人体位置和运动测量^[6-7],以及产

程监护系统的研究^[8-9]。国内研究测量宫颈扩张的方法主要是利用霍尔传感器或电位器钳式子宫颈口监测传感器来实现,但这两种方法仅仅能测量宫颈扩张这个参数,不能检测胎头位置^[10-11]。

本文采用空间几何原理和超声多普勒原理,提出了一种基于超声三角测量法空间定位技术的胎头下降及宫口扩张的定量检测方法,研制的检测系统能实现胎头位置和宫颈扩张的自动测量。

1 测量方法研究

胎头位置和宫颈扩张的自动检测方法是实现产程自动监护的关键。本文提出一种基于超声三角测量法空间定位技术的胎头下降及宫口扩张的定量检测方法。

为了实现产妇及胎儿体位的空间定位,本文构建一个三维坐标系。监测系统以固定于孕产妇腹部

收稿日期: 2008-08-03; 修回日期: 2009-03-07

基金项目: 广东省科技计划(2007B030501009)

作者简介: 陆尧胜(1966-),男,副教授,主要从事生物医学电子学、信号与信息处理等方面的研究。

的3个超声传感器A、B、C作为参考坐标系, 其中传感器A、B置于髂前上棘附近, 传感器C置于耻骨中下部, 这3个超声传感器均可发送和接受信号。A、B、C组成一个三角平面, 作为测量系统的参考平面, 如图1所示。另有3个超声传感器E、F、H置于产妇体内, 均只能接收超声回波信号, 其中E和F两个传感器固定在宫颈口, 另一个传感器H固定在胎儿头顶, 如图2所示。

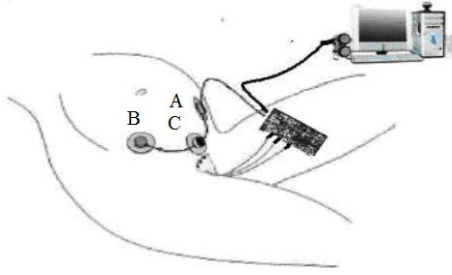


图1 腹部3个传感器A、B、C构成的参考平面

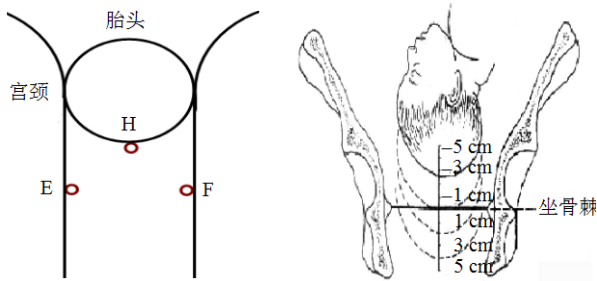


图2 体内3个传感器E和F置于宫颈、H置于胎儿头顶

为了方便测算产妇及胎儿体位参数, 本文以临床最常见的产妇取仰卧位为例, 建立测量系统模型, 如图3所示。以ABC平面为参照, 若能测算出E、F、H的相对坐标, 则可推算出宫颈扩张和胎头位置。下面以F点为例, 说明相对坐标的测算过程。A、B、C是三角形的三个顶点, $\mathbf{i}$ 为与BA同方向的单位向量, 则: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{BA}}{|\mathbf{BA}|}$ 。令 $\mathbf{k}$ 为垂直于BA和BC的单位向量, $\mathbf{j} = \mathbf{i} \times \mathbf{k}$, 则 $\mathbf{i}$ 、 $\mathbf{j}$ 、 $\mathbf{k}$ 构成单位正交基(以B为原点):

$$\mathbf{BA} = |\mathbf{BA}| \mathbf{i} + 0 \mathbf{j} + 0 \mathbf{k} \quad (1)$$

$$\mathbf{AC} = \mathbf{BC} - \mathbf{BA} = (m - |\mathbf{BA}|) \mathbf{i} + n \mathbf{j} + 0 \mathbf{k} \quad (2)$$

设:

$$\mathbf{BC} = m \mathbf{i} + n \mathbf{j} + 0 \mathbf{k} \quad (3)$$

则有:

$$\begin{cases} m^2 + n^2 + 0^2 = |\mathbf{BC}|^2 \\ (m - |\mathbf{BA}|)^2 + n^2 + 0^2 = |\mathbf{AC}|^2 \end{cases} \quad (4)$$

可得:

$$\begin{cases} m = \frac{|\mathbf{BA}|^2 + |\mathbf{BC}|^2 - |\mathbf{AC}|^2}{2 \times |\mathbf{BA}|} \\ n = \sqrt{|\mathbf{BC}|^2 - m^2} \end{cases} \quad (5)$$

设空间某点F到A、B、C三点的距离分别为 a_1 、 b_1 、 c_1 , $\mathbf{BF} = x \mathbf{i} + y \mathbf{j} + z \mathbf{k}$, 则有:

$$\mathbf{CF} = \mathbf{BF} - \mathbf{BC} = (x - m) \mathbf{i} + (y - n) \mathbf{j} + z \mathbf{k} \quad (6)$$

$$\mathbf{AF} = \mathbf{BF} - \mathbf{BA} = (x - |\mathbf{BA}|) \mathbf{i} + y \mathbf{j} + z \mathbf{k} \quad (7)$$

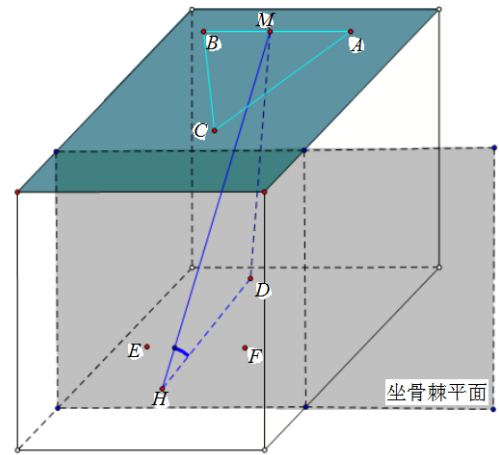
$$\begin{cases} x^2 + y^2 + z^2 = b_1^2 \\ (x - m)^2 + (y - n)^2 + z^2 = c_1^2 \\ (x - |\mathbf{BA}|)^2 + y^2 + z^2 = a_1^2 \end{cases} \quad (8)$$

可得:

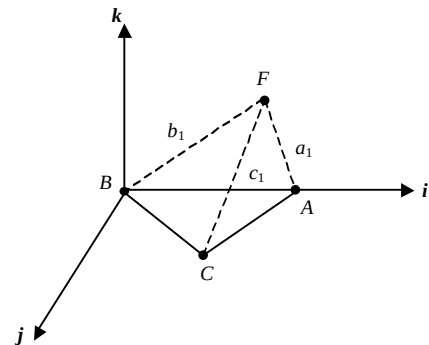
$$\begin{cases} x = \frac{b_1^2 - a_1^2 + |\mathbf{BA}|^2}{2 \times |\mathbf{BA}|} \\ y = \frac{b_1^2 - c_1^2 + m^2 + n^2 - 2mx}{2n} \\ z = \sqrt{b_1^2 - x^2 - y^2} \end{cases} \quad (9)$$

同理, 以A、B、C为参考坐标, 设空间某点E到A、B、C三点的距离分别为 a_2 、 b_2 、 c_2 , 则点E的相对坐标为:

$$\begin{cases} x = \frac{b_2^2 - a_2^2 + |\mathbf{BA}|^2}{2 \times |\mathbf{BA}|} \\ y = \frac{b_2^2 - c_2^2 + m^2 + n^2 - 2mx}{2n} \\ z = \sqrt{b_2^2 - x^2 - y^2} \end{cases} \quad (10)$$



a. E、F间距离即宫颈开口; H点为胎头位置



b. 以A、B、C为参考平面的测量坐标系

图3 产妇与胎儿体位测量的系统模型

因此,若 F 到 A 、 B 、 C 三点的距离分别为 FA 、 FB 、 FC , E 到 A 、 B 、 C 三点的距离分别为 EA 、 EB 、 EC ,以 A 、 B 、 C 为参考平面, E 、 F 的相对坐标(X_E , Y_E , Z_E)、(X_F , Y_F , Z_F)如下:

$$\begin{cases} X_F = \frac{|FB|^2 - |FA|^2 + |BA|^2}{2 \times BA} \\ Y_F = \frac{|FB|^2 - |FC|^2 + m^2 + n^2 - 2mX_F}{2n} \\ Z_F = \sqrt{|FB|^2 - X_F^2 - Y_F^2} \end{cases} \quad (11)$$

$$\begin{cases} X_E = \frac{|EB|^2 - |EA|^2 + |BA|^2}{2 \times BA} \\ Y_E = \frac{|EB|^2 - |EC|^2 + m^2 + n^2 - 2mX_E}{2n} \\ Z_E = \sqrt{|EB|^2 - X_E^2 - Y_E^2} \end{cases} \quad (12)$$

由空间两点距离公式可得宫颈扩张的值为:

$$|EF| = \sqrt{(X_E - X_F)^2 + (Y_E - Y_F)^2 + (Z_E - Z_F)^2} \quad (13)$$

假定三角形由两个腹部传感器 A 、 B 和胎儿头部传感器 H 组成,定义 θ 为 BH 与 BA 的夹角,则:

$$\cos \theta = \frac{|BA|^2 + |BH|^2 - |AH|^2}{2 \times |BH| \times |BA|} \quad (14)$$

胎头传感器 H 与两个腹部传感器 A 、 B 的距离为:

$$h = |BH| \times \sin \theta \quad (15)$$

胎头位置是颅骨与坐骨棘平面的距离,如图2所示。系统开始工作时(在把传感器固定到胎儿头部之后)产科医生输入坐骨棘平面与 AB 连线距离的估计值 Δ ,该值认为是一个基线,所有测量值都有一个固定的偏置,因此,胎头位置为:

$$|HS| = h - \Delta \quad (16)$$

$$|HS| = |BH| \sqrt{1 - \left(\frac{|BA|^2 + |BH|^2 - |AH|^2}{2 \times |BH| \times |BA|} \right)^2} - \Delta \quad (17)$$

式中 Δ 为坐骨棘平面与 AB 传感器间的距离值。

综上所述,只要测出 AB 、 BC 、 AC 、 EA 、 EB 、 EC 、 FA 、 FB 、 FC 、 HA 、 HB 、 HC 的距离,即可计算出宫颈扩张和胎头位置。临床上这两个参数的人工检测误差在 $1 \sim 2$ cm之间,因此只要该系统测量误差在此范围内即可。

2 系统实现

本文所设计的胎头位置和宫颈扩张的自动检测系统原理如图4所示。系统以脉冲多谱勒原理实施测距。其中超声信号驱动模块产生驱动信号加载到超声传感器发生超声波;超声信号调理模块对接收到的微弱超声信号进行放大、整形,以便使控制器能正确地判别超声信号;测控系统用于协调各个

电路模块、超声传感器以及USB接口工作,实现信号算法的处理、数据的传送及与PC的通信等。

2.1 超声传感器的设计

超声波的发射与接收都是通过超声传感器实现的,超声传感器的设计是保证系统性能的关键。该系统以脉冲多谱勒原理检测产妇及子宫内胎儿的体位和距离,对传感器的工作频率、方向特性、体积等参数有较高的要求。

通常应用于医学的超声频率一般在 $1 \text{ MHz} \sim$ 数十 MHz 之间。测距的量程越大,声波传播损失就越多;由于介质对声波的吸收与声波频率的平方成正比,为减小声波的传播损失,就必须降低超声工作频率。工作频率越高,对相同尺寸的换能器来说,传感器的方向性越敏感;从传感器设计角度看,工作频率越低,传感器尺寸就越大,制造和安装就越困难。由于该系统的最大测量量程一般在 30 cm 以内,并要求超声传感器要有良好的方向性,因而所设计定制的传感器中心频率选定为 1.0 MHz 。此外,要求置于体内的接收端传感器体积小、易安装并具有防水功能。

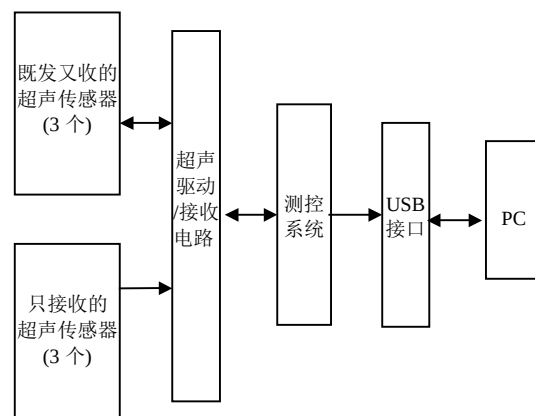


图4 胎头位置和宫颈扩张测量系统原理框图

2.2 测量系统的设计

测控系统采用了双控制器模式,以CPLD控制超声发射和接收电路,并对超声波“渡越时间”进行计数,以MCU单片机控制整个系统的工作流程、算法实现及其与PC之间的通信。

CPLD采用Lattice公司高性能ispMACH 4000系列产品,该系列是ispLSI2000和ispMACH4A两种最流行的体系结构的结合。MCU采用Cygna的C8051F020,它是一种混合信号系统级单片机,片内含CIP-51的CPU内核、64 KB片内Flash程序存储器、4 352 B的RAM、8个I/O端口共64根I/O口线、一个12位A/D转换器和一个8位A/D转换器,以及一个双12位D/A转换器、2个比较器、5个16位通用定时

器、5个捕捉/比较模块的可编程计数/定时器阵列、看门狗定时器、VDD监视器和温度传感器等部分。C8051F020单片机支持双时钟,其工作电压范围为2.7~3.6 V(端口I/O、RST和JTAG引脚的耐压为5 V)。

2.3 测量系统软件的设计

胎头位置和宫颈扩张测量系统软件流程如图5所示。软件由CPLD程序和MCU程序两部分组成。其中CPLD程序主要实现如下功能:产生激励脉冲来控制超声波的发射、对超声波的“渡越时间”进行计数、与MCU之间的数据传输。超声多谱勒测距系统在CPLD控制下运作,从超声发射开始,到脉冲计数完成,其时序如图6所示。MCU主要完成如下功能:协调控制多个超声传感器的工作、计算出宫颈扩张和胎头位置、PC机的USB通信。

此外,由于产道生理结构的特殊性,接收到的超声回波信号十分复杂、夹杂干扰,致使判断回波前沿比较困难、容易产生误差。随着测量距离的增大,累积误差也越来越大,因此需要对测距数据进行修正。在10~30 cm测距范围内,本文依据孕产妇模型进行系列模拟测试,对系统测量结果与人工测量值

进行对比标定,制定了一个系统测量误差对应表,通过软件查表法修订测量结果,较好地解决了上述误差问题。

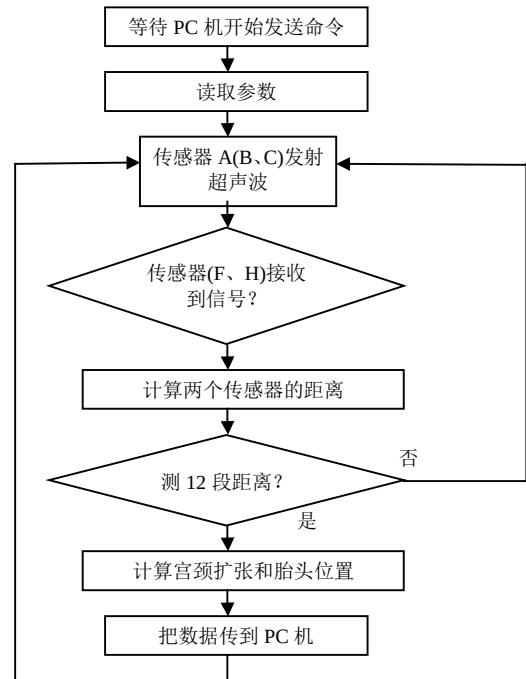


图5 胎头位置和宫颈扩张测量系统软件流程

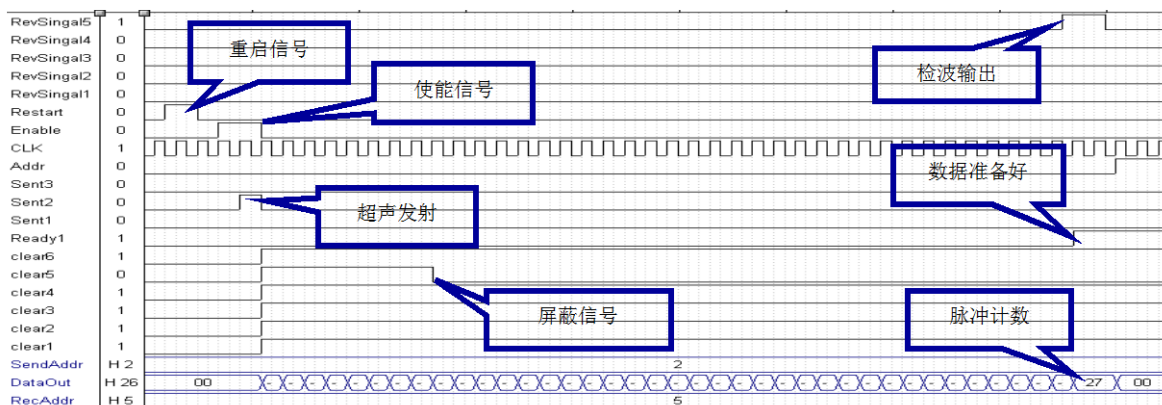


图6 超声多谱勒测距系统的时序图

2.4 系统性能测试

本文设计制作了水槽模型,模拟孕产妇与胎儿相互体位关系,如图2和图3所示。其中EF距离即宫颈开口值;胎头传感器H与两个腹部传感器AB的距离为h,表示胎头位置H。测量时,分别设置宫颈开口(EF)为3、5、7 cm,用本文的系统重复测量5次,

并求取平均值和方差,如表1所示。以同样方法测量胎头位置值(h),分别设置宫颈开口(EF)为9、11、13 cm,如表2所示。由此可见,该系统对宫颈开口和胎头位置的5次测量平均值绝对误差小于0.25 cm,而即使是有经验的产科医生,临床传统手工测量的误差也为1~2 cm。

表1 宫颈开口(EF)的测量测试

单位: cm

宫颈开口(EF)	测量1	测量2	测量3	测量4	测量5	测量平均值AVG	测量方差VAR
3.00	3.23	2.86	2.79	3.28	3.28	3.09	0.05
5.00	5.25	4.67	4.78	5.05	4.86	4.92	0.04
7.00	7.31	7.30	6.86	7.21	6.72	7.08	0.06

表2 胎头位置(H)的测量测试

单位: cm

胎头位置(h)	测量1	测量2	测量3	测量4	测量5	测量平均值AVG	测量方差VAR
9.00	8.95	9.39	9.58	8.96	8.75	9.13	0.10
11.00	10.43	11.19	11.29	10.71	10.69	10.86	0.11
13.00	12.65	12.52	12.35	13.15	13.28	12.79	0.13

3 结 束 语

本文利用空间几何原理和超声测距原理,提出了一种测量胎头下降和宫颈扩张的测量方法,并研制了实验系统,在水中模拟实验,实现了超声测距和验证了超声三角形算法。

然而,系统还存在待改进之处和需要深入研究的工作。当系统产品化并应用于临床时,对传感器的安放需要有特别的措施,既要保证安全性,又要保证可靠性;超声波在体内传播路径比较复杂,甚至会遇到空腔,监护过程中孕产妇本身运动也会产生误差,需保证系统的测量误差。

参 考 文 献

- [1] CCUNNINGHAM F G, GANT N F, LEVENO K J, et al. Williams Obstetrics. 21st ed[M]. Norwalk: Appleton & Lange, 2002: 425-450.
- [2] VANBOGAERT L J. The partogram[J]. SAfr Med J, 2003, 93(11): 830-833.
- [3] AKMAL S, TSOI, E, KAMETAS N, et al. Intrapartum sonography to determine fetal head position[J]. Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine, 2002, 12(3): 172-177.
- [4] SHARF Y, FARINE D, BATZALEL M, et al. Continuous monitoring of cervical dilatation and fetal head station during labor[J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29(1): 61-71.
- [5] SHERER D M, ABULAFIA O. Intrapartum assessment of fetal head engagement: comparison between transvaginal digital and transabdominal ultrasound determinations[J]. Ultrasound in Obstetrics & Gynecology, 2003, 21(5): 430-436.
- [6] DANIEL R, CHRIS T M B. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic Materials[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 469-471.
- [7] JASON T S, JONATHAN K L. Characterization of a novel magnetic tracking system[J]. IEEE Transactions on Magnetism, 2007, 43(6): 2725-2727.
- [8] MICHAEL S, JAFFA A, KREISER D, et al. Computerized real-time labor management[J]. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2003, 189: 210-215.
- [9] JAFFA A, SHENHAV M, FARINE D. Computerized labor management: a new approach to labor management[J]. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2002, 187: 172-176.
- [10] 李 刚, 邵 蔚, 姜 苇, 等. 产科宫颈扩张监测系统的研制[J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(4): 337-381.
LI Gang, SHAO Wei, JIANG Wei, et al. A monitoring system for cervical dilation in clinical obstetrics[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2003, 22(4): 337-381.
- [11] 石小娟, 李 刚. 基于SoC的宫颈扩张监测系统的研制[J]. 医疗卫生装备, 2006, 27(1): 28-30.
SHI Xiao-juan, LI Gang. Development of monitoring system for cervical dilation based on SoC[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2006, 27(1): 28-30.

编辑 黄 莘