

基于EHG的复杂临床环境下的临产孕妇分娩结局分析

李婉婷, 纪蔓, 李广飞*

北京工业大学化学与生命科学学院, 北京

收稿日期: 2024年4月9日; 录用日期: 2024年5月2日; 发布日期: 2024年5月11日

摘要

子宫肌电(Electrohysterogram, EHG)信号是利用表面电极无创地记录子宫肌细胞的电活动, 本研究通过腹电式胎儿监护仪长时间采集临产孕妇腹部的电信号, 主要分析了使用催产素药物引产当天孕妇的EHG信号以探究不同分娩结局的信号特征参数差异。对EHG信号进行带通滤波、降采样和双极化处理, 和噪声标注等预处理, 随后使用全窗分析的方式提取均方根(Root Mean Square, RMS)、中值频率(Median Frequency, MDF)和样本熵(Sample Entropy, SampEn)等特征参数。采用Mann-Whitney U检验分析临产孕妇的临床指标和EHG信号特征参数之间的差异, 结果显示RMS和SampEn参数和0.5%催产素用量等在经阴道分娩组与剖宫产组间存在显著差异, 揭示了临产孕妇子宫电活动在不同分娩结局上的差异。

关键词

子宫肌电, 临产孕妇, 分娩结局, 特征提取

EHG-Based Analysis of Labor Outcomes in Term Pregnant Women in Complex Clinical Settings

Wanting Li, Man Ji, Guangfei Li*

College of Chemistry and Life Science, Beijing University of Technology, Beijing

Received: Apr. 9th, 2024; accepted: May 2nd, 2024; published: May 11th, 2024

*通讯作者。

文章引用: 李婉婷, 纪蔓, 李广飞. 基于 EHG 的复杂临床环境下的临产孕妇分娩结局分析[J]. 临床医学进展, 2024, 14(5): 493-502. DOI: 10.12677/acm.2024.1451454

Abstract

The Electrohysterogram (EHG) signal records the electrical activity of uterine muscle cells non-invasively using surface electrodes. The study collected electrical signals from the abdomen of pregnant women in labor for a prolonged period of time by means of an abdominal electrical fetal monitor, and mainly analyzed the EHG signals of pregnant women on the day of inducing labor with oxytocin medication in order to investigate the differences in the signal characteristic parameters of different labor outcomes. The EHG signals underwent preprocessing steps such as band-pass filtering, downsampling, bipolarization, and noise annotation, followed by the extraction of feature parameters like Root Mean Square (RMS), Median Frequency (MDF), and Sample Entropy (SampEn) through whole-window analysis. The differences between clinical indicators of laboring pregnant women and EHG signal feature parameters were analyzed using the Mann-Whitney U test. The results showed significant differences in RMS and SampEn parameters and the usage of 0.5% oxytocin between the vaginal delivery group and the cesarean section group, revealing the variation in uterine electrical activity among different childbirth outcomes in laboring pregnant women.

Keywords

Electrohysterogram, Term Pregnant Women, Labor Outcome, Feature Extraction

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

剖宫产是指通过腹部手术将婴儿从母亲子宫中取出的一种分娩方式，存在择期剖宫产与紧急剖宫产两种。与择期剖宫产相比，紧急剖宫产时间更为紧迫，若术前准备不充分，可能会增加术中风险。紧急剖宫产的原因多种多样，如胎儿窘迫、胎位异常、胎盘早剥等。其中，阴道试产失败通常是解决临产当天分娩进程中出现的问题。孕妇在前期进行阴道试产已经消耗了大量体力，而频繁的阴道检查也可能增加术后感染的风险，剖宫产术后较经阴道分娩术后，孕妇恢复的时间更长，还会造成产后出血，瘢痕子宫等并发症[1]。

世界卫生组织(WHO)建议剖宫产率应在 10%~15%左右，剖宫产率一直是产科医生关注的焦点问题[2]。前期阴道试产的引产时间过长，不仅会增加感染风险，引起生殖道感染，增加绒毛膜羊膜炎的发生，更会增加孕妇的焦虑情绪，还会造成产房资源的占用和医疗资源的浪费，若前期对孕妇的分娩结局加以预测，及时进行医疗干预，可以减少临床上不必要的医疗开销[1]。

临床上对临产孕妇产程状态监测的方法通常采用两种方法：评估宫颈状态和子宫收缩监测。宫颈状态通过 Bishop 评分来评估，依赖于医生对孕妇宫颈状况的全面判断，因而具有较强的主观性；而子宫收缩则通过在腹部表面安置的外部分娩压力(Tocodynamometry, TOCO)来测量，该方法受孕妇体位变化和腹部脂肪厚度的影响较大，因此在灵敏度和准确性方面存在不足[3] [4] [5]。而子宫肌电图(Electrohysterogram, EHG)作为一种非侵入性技术，通过腹部表面电极拾取子宫肌层细胞收缩相关的电活动，在宫缩识别、早产预测和预估分娩时间等方面的高灵敏度和良好性能[4]。

一些研究通过在不同频带上提取早产和足月产孕妇的 EHG 信号爆发波段的时域频域和非线性特征,发现均方根(Root Mean Square, RMS)、中值频率(Median Frequency, MDF)和样本熵(Sample Entropy, SampEn)在这两组间均有显著差异[4] [5]。Javier 等人利用全窗分析的方法分析 EHG 信号发现其在预测有先兆早产症状的孕妇是否在 7 天内分娩任务中,全窗分析优于爆发波段分析[6]。但是目前将 EHG 研究运用到临产孕妇分娩进程以及分娩结局预测较少, Garcia 等人在足月产孕妇产程活跃期对双极 EHG 信号的爆发波计算 SampEn,发现结局经阴道分娩的孕妇 EHG 信号更加有规律性,并且宫缩更为强烈[2]。Díaz-Martinez 等人在研究临床上药物引产给催产素前后的 EHG 信号差异,发现给药后信号的 SampEn 更低,证明催产素可以加快产程进度[7],并且他们突破性地还发现药物引产成功与失败在 EHG 信号的非线性参数存在着显著差异[8],但是由于数据集有限,以及引产的用药和方式不同,仍需更多研究去证实这一观点,并针对我国的分娩临床管理进一步地探究 EHG 信号参数与分娩结局之间的联系,以更好地帮助临床医生优化引产决策,更好地计划和管理分娩,以防止孕妇和胎儿并发症及其相关死亡率和发病率,以优化医疗资源管理。

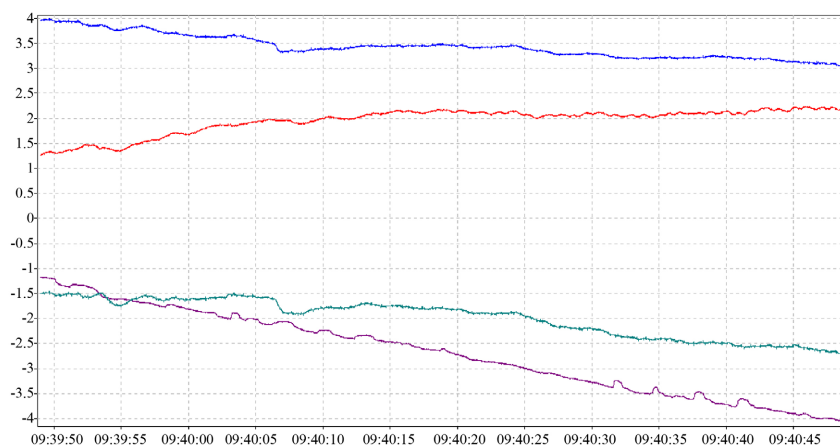
2. 实验设计

2.1. 实验仪器

本研究使用北京易思医疗器械有限公司联合本实验室研发的经腹电式胎儿监护仪,可长时间无创地拾取孕妇的腹部电信号,为本研究用于采集 EHG 信号的仪器。其中采集装置如图 1 所示,其中图 1(a)是信号采集仪器主体,可以实现无线数据传输,信号的采频率是 250 Hz,设备做多可连续采集 24 小时信号;图 1(b)是信号的实时显示界面,可实时观测采集的信号质量;图 1(c)是电极分布示意图,本装置共有 4 个单极信号记录电极 C1~C4,如图所示分布在孕妇腹部表面,其中 C1 位于孕妇肚脐右侧约 4 cm 处, C2 位于肚脐上方 2 cm 处, C3 位于肚脐左侧约 2 cm 处, C4 位于耻骨上方 5 cm 处,另有 1 参考电极和 1 地电极分别分布在孕妇的左右侧髂骨处。



(a)



(b)

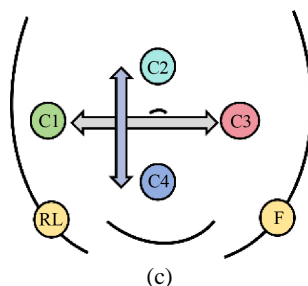


Figure 1. EHG signal acquisition device. (a) Acquisition instrumentation; (b) Abdominal electrical signal acquisition interface; (c) Schematic diagram of electrode

图 1. EHG 信号采集装置。(a) 采集仪器；(b) 腹电信号采集界面；(c) 电极示意图

2.2. 实验对象及方法

本研究于 2023 年 5 月至 2023 年 9 月在北京市海淀妇幼保健院产房及住院病房在孕妇知情并同意的情况下，采集 81 例临产足月产孕妇的 EHG 信号并记录其临产记录单上的临床指标信息，其中所有数据的平均记录时长为 9.78 h。

其中数据组成情况由表 1 所示，共有 21 例分娩前一天使用宫颈球囊放置术进行机械引产当天的记录，和 60 例分娩当天使用催产素静滴方法进行药物引产当天的记录。对于分娩当天使用药物引产的记录，其中有 40 例在分娩前一天经过机械引产来优化孕妇的宫颈条件。按照最终分娩结局划分数据集，有 50 例分娩当天药物引产成功结局经阴道分娩的记录，10 例分娩当天可能由于药物引产失败导致的第一产程时间(有规律宫缩至宫口开全)延长或是停滞从而最终决议实行剖宫产结局的记录 10 例。

Table 1. Data composition

表 1. 数据组成

	分娩结局		是否经过机械引产	
	经阴道分娩	剖宫产	是	否
药物引产当天	50	10	40	20
机械引产当天	19	2	21	0

本实验同时记录了孕妇分娩当天临产记录单上的临床指标信息，如孕妇年龄、产次、孕次、分娩孕周、入院 Bishop 评分、临产 Bishop 评分、孕前 BMI、入院 BMI、数据记录时长以及统计了分娩当天药物引产的 0.5% 催产素静滴的用量，如表 2 所示。其中 0.5% 催产素静滴用量通过式(1)计算得出：

$$0.5\% \text{ 催产素用量} = \text{点滴速率} \times \text{持续时间} \times 0.05 \quad (1)$$

其中点滴速率在分娩当天临床上分为 8 滴每分钟、16 滴每分钟和 24 滴每分钟三种，临床医生会根据孕妇当前宫缩频率情况考虑调整用量和持续时间，0.05 指的是点滴中一滴为 0.05 毫升。

由于临床信息均不满足正态性分布且方差不齐，于是本研究使用 Mann-Whitney U 检验对结局经阴道分娩组和结局剖宫产组的临床信息作以分析，发现两组间的入院 Bishop 评分和 0.5% 催产素用量上均有统计学意义上的显著差异。结局剖宫产孕妇入院 Bishop 评分非常显著($p < 0.01$)低于结局经阴道分娩孕妇，可知结局剖宫产的孕妇的入院宫颈条件相较于结局经阴道分娩的孕妇的宫颈条件欠佳，宫颈发育不成熟。并且由于结局剖宫产的孕妇第一产程时间通常过长，其接触催产素的时间与剂量显著($p < 0.05$)高于结局经阴道分娩的孕妇。其余临床信息并未发现有统计学意义上的差异。

Table 2. Clinical information of pregnant women on the day of drug induced labor
表 2. 药物引产当天的孕妇临床信息

	分娩结局	
	经阴道分娩	剖宫产
孕妇年龄	31.90 ± 16.73	29.90 ± 4.49
孕次	1.92 ± 1.11	1.90 ± 1.89
产次	1.24 ± 0.18	1.00 ± 0.00
分娩孕周(w)	39.70 ± 1.02	39.64 ± 3.13
入院 Bishop 评分	4.88 ± 1.27**	3.80 ± 1.36
临产 Bishop 评分	5.89 ± 0.28	5.78 ± 0.17
孕前 BMI (kg/m ²)	22.64 ± 9.75	22.86 ± 7.67
入院 BMI (kg/m ²)	28.65 ± 12.34	28.26 ± 7.21
0.5%催产素(mL)	45.78 ± 31.60*	134.00 ± 123.69
数据记录时长(h)	7.16 ± 92.56	15.61 ± 426.00

*p < 0.05, **p < 0.01.

3. EHG 信号预处理及特征提取

3.1. EHG 信号预处理

由于在孕妇腹部表面采集到的 EHG 信号中存在母胎心电、母亲呼吸、运动伪迹和工频噪声等干扰, 本研究使用 5 阶零相位移的 Butterworth 滤波器对原始信号进行带通滤波至 0.34~1 Hz 和 0.34~4 Hz, 其中 0.34~1 Hz 被称为快波高频段(Fast Wave High, FWH) [9], 被认为和子宫细胞的兴奋性有关, 也有研究表明 FWH 频带应被扩展到更高的频带, 通常高达 3~4 Hz [10], 于是本研究也选取了扩展的 FWH 频带至 0.34~4 Hz。

为了减少计算成本, 本研究还对信号进行降采样处理, 将 250 Hz 的信号通过等间隔采样降低到 25 Hz, 以提高计算速度。另外, 为了去除 EHG 信号中的脉冲噪声, 本研究使用 MAD (Median Absolute Deviation) 方法去除滤波降采样后的 EHG 信号中的异常值, Zhang 等人证明使用 MAD 方法可以有效地去除信号中的异常值并使爆发波段更加突出[11]。我们对每个单极 EHG 信号定义一个 120 s 的窗, 计算当前采样点与窗口内中值的绝对偏差, 其计算方式如下:

$$MAD = \text{median}(|X_i - \text{median}(X)|) \quad (2)$$

其中, X_i 是第 i 个点的幅值, $\text{median}(X)$ 是当前窗口内所有采样点的幅值的中值。若当前采样点的幅值大于 3 倍的 MAD, 则将当前采样点视为异常值, 并使用其周围的正常数据点进行线性插值进行修正填充。

此外, 为了进一步提高信号的信噪比, 减少单极信号中的共模干扰, 改善信号的对比如, 减少对参考电极的依赖和误差来源[5], 本研究还将 C1~C4 四个单极信号两两相减构成两个双极信号, 其中垂直方向上两电极相减获得 Bip1 = C4 - C2, 水平方向上两电极相减获得 Bip2 = C3 - C1。值得注意的是, 本文后期的信号特征参数的提取都是针对双极信号而言。

3.2. EHG 信号噪声标注

值得注意的是, 在 EHG 信号中, 即使通过带通滤波器将频段选择在子宫肌细胞电活动的主要频带, 预处理过后的信号仍包含多种干扰源的损坏段, 例如运动伪影或者母亲的呼吸干扰, 前者在信号的采集

过程中是不可测的,其波形取决于多种因素,可以引起电位的振幅突变,呼吸信号主要分布在 0.34 Hz 左右的低频段内[12]。

为了有效地避免噪声污染的问题,本研究选用人工标记的方式,手动标注两个双极 EHG 信号的噪声起始点位置。Roger 等人的研究表明使用催产素刺激离体的人体子宫肌层组织,组织每 3.5~6 分钟周期性收缩一次,并且每次收缩持续 50~60 秒[13]。这与临床上对于宫缩的定义相一致,传导到孕妇腹部表面的 EHG 信号幅值大多集中在-0.5~0.5 mv 之间[5],于是本研究将依据此对信号进行人工的噪声标注。

3.3. EHG 信号特征提取

在 EHG 信号的特征提取过程中本研究选用全窗分析的方法,定义一个窗长为 120 s,重叠 50%的滑动汉宁窗口来对当前窗口内的采样点计算特征参数,假设在这 120 s 窗内的 EHG 信号是短时平稳的。注意这里每当滑动窗口包含上文人工标注过的噪声干扰段重合时,将舍弃这个窗口,不计算含有任何噪声段的窗口内特征参数,然后本研究将本段信号提取的所有滑动窗口内的特征参数取其中位数作为本段信号的特征,计算过程如图 2 所示。

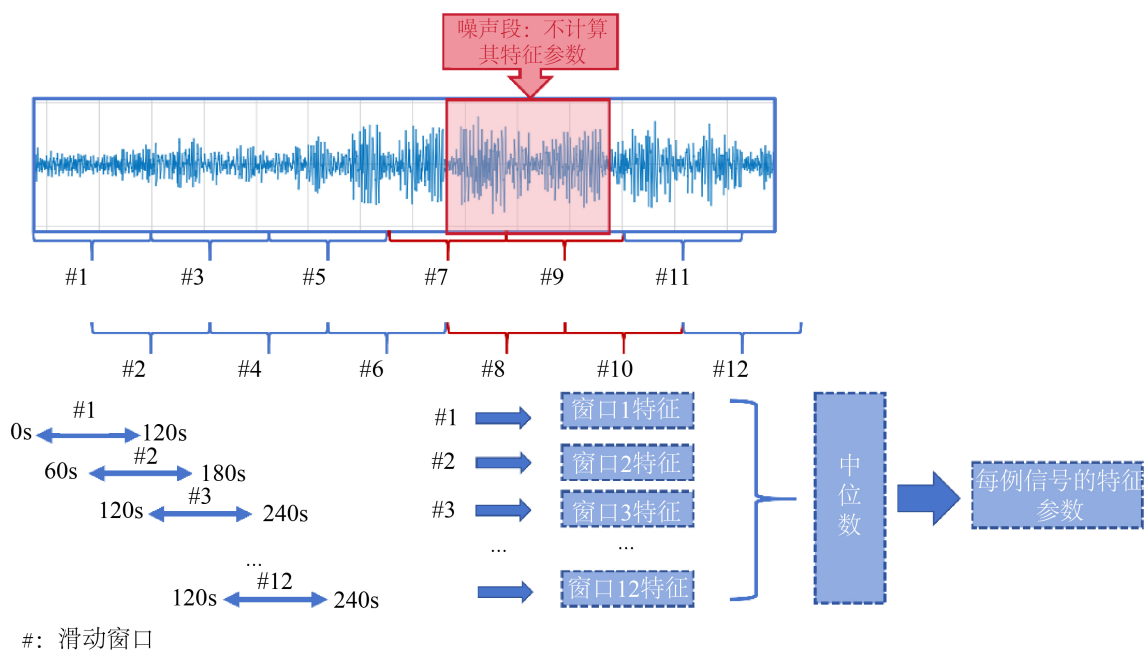


Figure 2. Whole-window analysis
图 2. 全窗分析

传统的 EHG 信号特征包含时域频域分析和非线性参数分析,本研究在时域选用计算均方根(Root Mean Square, RMS)来表示窗口内 EHG 信号的强度;在频域上选用计算中值频率(Median Frequency, MDF)来表征窗口内 EHG 信号的频率特性;众所周知,生理电信号是随时间复杂变化的非线性过程,因此我们也可以建立非线性动力学系统模型来分析 EHG 信号,这里本研究选用计算样本熵(Sample Entropy, SampEn)来表征窗口内 EHG 信号的复杂度特征。

1) 均方根(RMS)

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X^2(i)} \quad (3)$$

其中, $X(i)$ 指的信号在第 i 个采样点的幅值, N 是信号中当前窗口的采样点总数, 是衡量信号振幅强度的一种测度, 直观地提供了时域信号整体能量的量化评估。为了更好地评估临产孕妇 EHG 信号的振幅特征, 我们将在扩展的 FWH 频带(0.34~4 Hz)内计算。

2) 中值频率(MDF)

$$\text{MDF} = i_m \frac{f_s}{N} \quad (4)$$

$$\sum_{i=0}^{i=i_m} \text{PSD}(i) = \sum_{i=i_m}^{i=N-1} \text{PSD}(i) \quad (5)$$

其中, f_s 采样频率, 这里为降采样之后的 25 Hz, PSD 为信号的功率谱。这里本研究为了避免低频带的基线波动干扰和高频带中的干扰, 特别是高于 1 Hz 的心电干扰, MDF 仅在 FWH 频带(0.34~1 Hz)计算。

值得注意的是, 估算功率谱的方式有很多, 本研究选用的是基于 Welch 方式的非参数估计方式, 是基本周期图法的改进, 主要利用加窗处理与平均处理相结合的方式, 通过减少方差来提高功率谱估计的准确性[14]。本研究中首先将滑动窗口中的 120 s 的 EHG 信号通过 50% 重叠的分成窗长为 60 s 的汉明窗, 对窗口内的信号进行快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT), 对每个段的 FFT 结果取模的平方, 得到该段的功率谱估计。

3) 样本熵(SampEn)

$$\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right] \quad (6)$$

其中, m 是重构维数, 一般选取 1 或 2; r 是相似度容忍度, 通常是数据标准差的一部分, 本研究中选取 $m = 2$, $r = 0.15\text{SD}$ (SD 为时间序列的标准差); A 是每个模板向量 $m + 1$ 与其它模板向量匹配的数量, B 是长度为 m 的模板向量与其他模板向量匹配的数量[15]。SampEn 可以衡量信号的复杂程度, 因此 SampEn 越低, 时间序列的自相似程度越高, 即信号的组织程度或规律性越高; 相反地, SampEn 越高, 时间序列的规律性越低, 其随机性越高。本研究为了更好地估计 EHG 信号的复杂度, 同样选用扩展的 FWH 频带(0.34~4 Hz), 值得注意的是在计算 SampEn 之前先将信号进行 z-score 标准化处理, 以提高数值稳定性。

4. 统计学方法

本研究使用 SPSS26, 对于各连续变量首先使用 Shapiro-Wilk 正态性检验孕妇临床信息指标和提取的 EHG 信号特征参数是否满足正态性分布, 若满足正态性分布则选择 Student-t 检验($p = 0.05$, 双尾); 若不满足正态性分布则选择非参数检验 Mann-Whitney U 检验($p = 0.05$, 双尾)对结局经阴道分娩和结局剖宫产孕妇的临床信息指标和 EHG 信号特征参数进行分析。

5. 结果分析

本研究分别计算了 Bip1 和 Bip2 两个双极通道的传统时域频域及动力学非线性参数, 经过 Shapiro-Wilk 正态性检验发现计算的各特征参数均不满足正态性分布且方差不齐, 因此采用 Mann-Whitney U 检验对结局剖宫产组和结局经阴道分娩组进行显著性差异分析, 并且将结果用箱线图呈现, 如图 3 所示, 各组特征参数平均值和标准差如表 3 所示。

发现 Bip1 和 Bip2 两个双极通道在两组之间均保持了良好的一致性, 两个双极通道的 RMS 在两组间均有非常显著的差异($p < 0.01$), 结合图 3(a), 图 3(d)可以发现结局剖宫产组的 RMS 非常显著低于结局经阴道分娩组, 表明结局经阴道分娩组的 EHG 信号的强度更高, 即其子宫肌细胞参与收缩的细胞数量更多,

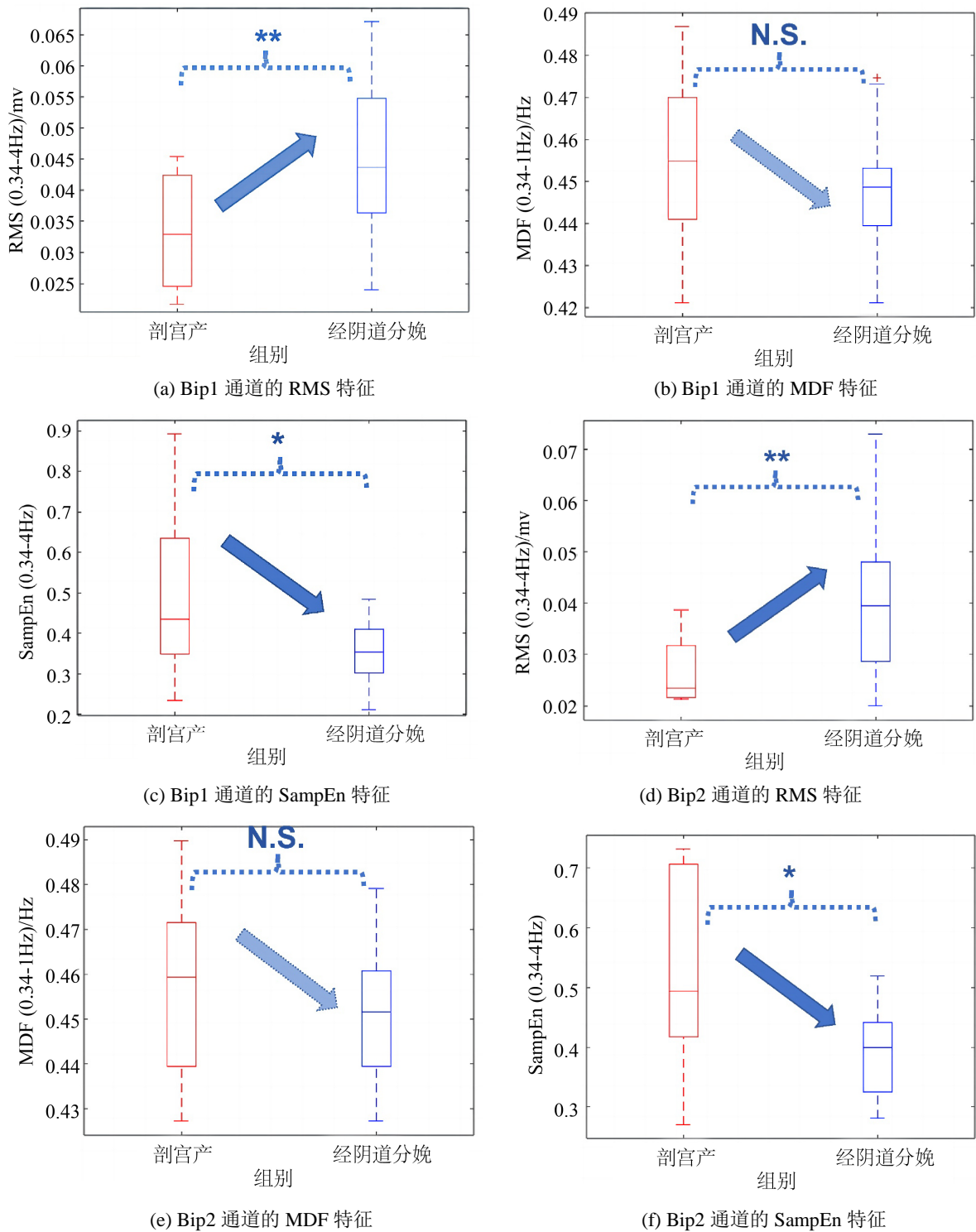


Figure 3. Differences in parameters characterizing Bip1 and Bip2 channels for failure to deliver outcomes (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, N.S.: Not significantly different)

图 3. 不通分娩结局的 Bip1 和 Bip2 通道特征参数差异(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, N.S.: 无显著性差异)

细胞兴奋性也更高, 这种现象是宫颈成熟的间接反应[8]; 两个双极通道的 SampEn 在两组间存在显著差异($p < 0.05$), 结合图 3(c), 图 3(f)可以发现结局剖宫产组的 SampEn 显著高于结局经阴道分娩组, 表

明结局经阴道分娩组的 EHG 信号复杂度更低, 信号更加有规律, 复杂程度更低, 与前人的研究发现一致 [7] [16]; 本研究虽并未在 Bip1 和 Bip2 两个双极通道中的 MDF 发现任何显著性差异($p > 0.05$), 但是从图 3(b), 图 3(e)和表 3 中可以看出, 结局剖宫产组的 MDF 的中值和平均值似乎都高于结局经阴道分娩组, 我们发现, 这与前人的发现不同, Diaz-Martinez 等人发现在使用药物引产成功的即结局经阴道分娩的孕妇 EHG 频域参数略高于引产失败即结局剖宫产组, 虽也并未在频域参数上获得有统计学意义的差异, 但是与本研究得出得趋势相反[8]。本研究认为, 造成这种现象的原因可能和孕妇接触催产素的剂量有关, 由表 2 可知, 结局剖宫产的孕妇接触 0.5%催产素的用量显著高于结局经阴道分娩的孕妇, 并且有研究表明, 催产素的使用使 EHG 信号的频谱推向更高的频带, 反映了由于长期暴露在催产素中导致的乳酸性酸中毒的可能性增加[17]。

Table 3. Parameter values characterizing the Bip1 and Bip2 channels for different delivery outcomes (Mean \pm SD)

表 3. 不同分娩结局的 Bip1 和 Bip2 通道特征参数值(Mean \pm SD)

	Bip1		Bip2	
	剖宫产	经阴道分娩	剖宫产	经阴道分娩
RMS (0.34~4 Hz)	0.0333 \pm 0.0096**	0.0444 \pm 0.0117	0.0271 \pm 0.0065**	0.0395 \pm 0.0132
MDF (0.34~1 Hz)	0.4541 \pm 0.0207	0.4468 \pm 0.009	0.4559 \pm 0.0196	0.4518 \pm 0.0135
SampEn (0.34~4 Hz)	0.5170 \pm 0.0568*	0.4735 \pm 0.0196	0.5155 \pm 0.0506*	0.4860 \pm 0.0222

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$.

6. 讨论

本研究的结果揭示了 EHG 信号在预测临产孕妇分娩结局方面的潜在价值。特别是, RMS 和 SampEn 作为时域和非线性参数, 能够反映子宫肌电活动的强度和规律性, 从而提供了关于分娩进程的重要信息。具体来说, RMS 在经阴道分娩组非常显著高于剖宫产组, 表明子宫肌电活动强度与是否能经阴道顺利分娩相关。此外, 本研究发现经阴道分娩组有较低的 SampEn 值, 表明这些孕妇的 EHG 信号具有较高的规律性, 可能与更优的宫颈成熟状态相关。然而, 尽管我们在两个双极通道的 RMS 和 SampEn 参数上观察到了显著差异, 但 MDF 参数并未显示出统计学意义上的显著性差异, 这似乎表明频域特征与分娩结局之间的关系不如时域和非线性特征明显。但我们发现了一定的趋势, 这似乎表明结局剖宫产的孕妇 EHG 信号的中值频率较结局经阴道分娩的 EHG 信号更高, 我们初步猜想是因为结局剖宫产的孕妇阴道试产失败, 药物引产中接触催产素的时间过长, 影响 EHG 信号的频域信息, 但仍需要进一步的研究来探究催产素使用对 EHG 信号频谱的影响。综上所述, 我们的研究表明, 通过综合分析 EHG 信号的时域、频域和非线性动力学特征, 可以为理解分娩机制和预测临产孕妇的分娩结局提供有价值的见解。未来研究应进一步探索 EHG 信号分析在临床实践中的应用, 以及如何通过这些信号来优化分娩管理和临床干预策略。

致 谢

感谢北京海淀妇幼保健院蒋红清主任提供数据支持。

基金项目

国家自然科学基金资助项目(U20A20388); 国家重点研发计划(2019YFC0119700)。

参考文献

- [1] 王秋霞, 张晗, 付晶, 等. 100 例产妇产道试产失败后中转剖宫产回顾性分析[J]. 中国妇幼保健, 2024, 39(6):

- 1011-1014.
- [2] García-González, M.T., Charleston-Villalobos, S., Vargas-García, C., *et al.* (2013) Characterization of EHG Contractions at Term Labor by Nonlinear Analysis. 2013 *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Osaka, 3-7 July 2013, 7432-7435. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6611276>
 - [3] 安阳, 乔湘云, 郝冬梅, 等. 基于子宫肌电的宫缩监测系统设计[J]. *中国医学装备*, 2019, 16(5): 1-5.
 - [4] 李爽, 赵扬玉, 魏瑗. 子宫肌电监测在早产预测中的应用[J]. *中国计划生育和妇产科*, 2021, 13(10): 22-24.
 - [5] Garcia-Casado, J., Ye-Lin, Y., Prats-Boluda, G., *et al.* (2018) Electrohysterography in the Diagnosis of Preterm Birth: A Review. *Physiological Measurement*, **39**, 23 p. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaad56>
 - [6] Mas-Cabo, J., Prats-Boluda, G., Perales, A., *et al.* (2018) Uterine Electromyography for Discrimination of Labor Imminence in Women with Threatened Preterm Labor under Tocolytic Treatment. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **57**, 401-411. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1888-y>
 - [7] Díaz-Martínez, A., Monfort-Ortiz, R., Ye-Lin, Y., *et al.* (2021) Comparative Study of Uterine Myoelectrical Response to Labour Induction Drugs in Nulliparous and Parous Women with Different EHG Analysis Techniques. 2021 *International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB)*, Iasi, 18-19 November 2021, 1-4. <https://doi.org/10.1109/EHB52898.2021.9657548>
 - [8] Díaz-Martínez, A., Monfort-Ortiz, R., Ye-Lin, Y., *et al.* (2023) Uterine Myoelectrical Activity as Biomarker of Successful Induction with Dinoprostone: Influence of Parity. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, **43**, 142-156. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2022.12.004>
 - [9] Smrdel, A. and Jager, F. (2015) Separating Sets of Term and Pre-Term Uterine EMG Records. *Physiological Measurement*, **36**, 341. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/2/341>
 - [10] Fele-Žorž, G., Kavšek, G., Novak-Antolič, Ž. and Jager, F. (2008) A Comparison of Various Linear and Non-Linear Signal Processing Techniques to Separate Uterine EMG Records of Term and Pre-Term Delivery Groups. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **46**, 911-922. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0350-y>
 - [11] Zhang, Y.J., Hao, D.M., Yang, L., *et al.* (2022) Assessment of Features between Multichannel Electrohysterogram for Differentiation of Labors. *Sensors*, **22**, 3352. <https://doi.org/10.3390/s22093352>
 - [12] Xu, J.S., Chen, Z.Q., Lou, H.X., *et al.* (2021) Review on EHG Signal Analysis and Its Application in Preterm Diagnosis. *Biomedical Signal Processing and Control*, **71**, 103231. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103231>
 - [13] Young, R.C. and Zhang, P.S. (2004) Tissue-Level Bioelectrical Signals as the Trigger for Uterine Contractions in Human Pregnancy. *Journal of the Society for Gynecologic Investigation*, **11**, 478-482. <https://doi.org/10.1016/j.jsg.2004.05.005>
 - [14] 姜苇. 子宫肌电信号的分析与子宫收缩机理的研究[D]: [博士学位论文]. 天津: 天津大学, 2004.
 - [15] Richman, J.S. and Moorman, J.R. (2000) Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy. *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, **278**, H2039-H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
 - [16] Benalcazar-Parra, C., Ye-Lin, Y., Garcia-Casado, J., *et al.* (2018) Electrohysterographic Characterization of the Uterine Myoelectrical Response to Labor Induction Drugs. *Medical Engineering & Physics*, **56**, 27-35. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.002>
 - [17] Vasak, B., Graatsma, E.M., Hekman-Drost, E., *et al.* (2013) Uterine Electromyography for Identification of First-Stage Labor Arrest in Term Nulliparous Women with Spontaneous Onset of Labor. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, **209**, P232.E1-232.E8. <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2013.05.056>