arXiv:2302.00206v1 [eess.SP] 1 Feb 2023

使用互信息准则进行无创胎儿心电图提取的电极选择[1]

Reza Sameni[*, †]、Frédéric Vrins[**]、Fabienne Parmentier[**]、Christophe Hérail[‡]、Vincent Vigneron[‡]、Michel Verleysen[**]、ChristianJutten[*] 和 Mohammad B. Shamsollahi[†]

[*]图像与信号实验室（*LIS*）– *CNRS UMR 5083*，*INPG*，*UJF*，法国格勒诺布尔
[†]生物医学信号与图像处理实验室（*BiSIPL*），沙里夫理工大学电气工程学院，伊朗德黑兰

[**]机器学习组（*MLG*）、微电子实验室、鲁汶天主教大学（*UCL*），比利时新鲁汶

[‡]复杂系统实验室（*LSC*）– *CNRS FRE 2494*，法国埃夫里

摘要。 盲源分离（BSS）技术已展现出成为多种应用领域中有效方法的潜力，其中包括生物医学信号处理。具体而言，在从母体腹部记录中无创提取胎儿心脏信号时，传统滤波方案未能提取出完整的胎儿心电图成分。根据先前的研究，人们现在认为，在孕妇腹部适当放置、经过精心选择的电极阵列，包含了盲源分离提取完整胎儿成分所需的“信息”。基于这一理念，先前的研究开发了阵列记录系统，以及基于互信息（MI）准则的传感器选择策略。本文在先前研究的基础上进行了扩展，考虑了心脏电活动的三维方面。所提出的方法已在模拟和真实母体腹部记录上进行了测试。结果表明，结合互信息准则使用这一新的传感器选择策略，可以有效地从包含 72 条记录的阵列中选出包含有关胎儿心电图成分的最多“信息”的通道。因此，该方法有望用于在线应用中选择信息量最大的通道，同时考虑不同的胎儿位置与运动。

关键词： 胎儿心电图、独立成分分析、互信息**物理学与天文学分**
类体系： 87.80.Tq

引言

近年来，盲源分离（BSS）技术在生物医学信号处理领域引起了特别关注。具体而言，当传统滤波方案无法取得令人满意的效果时，BSS 在从母体腹部记录信号中无创提取胎儿心脏信号方面表现出很高的效能。根据相关领域的最新研究，人们认为，若从足够数量的记录信号中提取信息，且这些信号由适当放置在孕妇腹部的电极采集，就应能获得胎儿心电图的完整波形 [1], 。

[1]本文是以下论文的扩展版本：R. Sameni、F. Vrins、F. Parmentier、C. Herail、V. Vigneron、M. Verleysen、C. Jutten 和 M.B. Shamsollahi，《基于互信息准则的无创胎儿心电图提取电极选择》，载于*AIP ConferenceProceedings*，第872卷，第1期，第97–104页。美国物理联合会，2006年。DOI：10.1063/1.2423265。

这些记录信号由适当放置在孕妇腹部的电极采集。基于这一理念，先前的研究开发了包含多达 72 个电极的多通道记录系统，可将电极带放置在孕妇的腹部和背部 [2]。然而，这类记录信号无法直接获得胎儿心脏信号，原因有二。首先，许多记录通道受到高强度母体心电图噪声的污染，且几乎不包含胎儿心电图信息。其次，处理这些电极的所有不同组合（72×71/2 个电极对）可能非常耗时且效率低下，因为只需一小部分电极（其具体选择也可能随胎儿位置、腹部形状或孕期阶段而变化），就足以提取所需的“信息”。鉴于这些情况，近期一项研究提出了一种电极选择策略，通过最小化不同电极与反映“纯”母体心电图的参考通道之间的互信息（MI），剔除对应母体心电图的通道 [3]。

另一方面，根据心脏电活动的偶极子理论，已知放置在体表的电极会接收到心脏偶极子向量的投影，而投影取决于电极相对于母体和胎儿心脏的相对位置。这表明，对于所有电极而言，“纯”母体信号和胎儿信号并不唯一。因此，应将从每个腹部电极获得的记录信号与其各自对应的参考信号进行比较，而不是与所有传感器共用的单一参考信号进行比较。

在本研究中，通过考虑心脏偶极子的三维形状，重新研究了电极选择问题。为此，采用了心脏偶极子向量的三维模型。利用该模型，为每个记录通道定制了参考通道，并计算了每个通道相对于其自身参考信号的互信息（MI）。此外，还修改了通道选择策略：保留与相应母体心电图的互信息最低、同时与胎儿心电图的互信息最高的通道，（以避免选择噪声过大的信号）。但显然，胎儿参考心电图并不能直接获得。为解决这一问题，提出了一个预处理阶段：在选定的腹部通道中检测胎儿R波峰，并利用其构造人工胎儿参考信号。

所提出的方法已在模拟记录和真实记录信号上进行了测试，首先去除基线漂移噪声，然后应用通道选择算法。随后，使用 JADE独立成分分析算法将选定通道分解为独立成分（IC）。结果表明，从 6 至 12 个选定通道中提取的独立成分与胎儿心电图成分高度吻合，且受到母体心电图的干扰最小；与先前的传感器选择方法相比，这是一个有意义的改进。这表明，互信息准则结合适当的心脏偶极子向量模型，可作为所关注应用中一种有效的通道选择方法。

背景

向量心电图与心电图

心肌的电活动及其与体表电位（即心电图 （ECG））之间的关系，已通过多种方法进行研究，涵盖单偶极子模型 （SDM）到激活图 [4]。在这些方法中，最简单且最常用的是 SDM；据信，它能够解释体表电位 80%–90% 的表征能力 [5]。心电图和向量心电图（VCG）也基于这一模型。根据 SDM，心脏电活动可表示为一个随时间变化的旋转向量，其起点位于心脏中心，末端则在空间中扫过一个准周期性区域。该向量可用笛卡尔坐标系数学表示如下：

$$\mathbf{d}(t) = x(t)\hat{\mathbf{i}} + y(t)\hat{\mathbf{j}} + z(t)\hat{\mathbf{k}}, \tag{1}$$

ˆ ˆ ˆ其中 **i**、**j** 和**k** 是笛卡尔坐标系的单位向量。

偶极子模型是对心脏源进行建模的一种方法。为了分析体表上的电信号记录，还需要额外建立一个模型，用于描述心脏电位在人体体积导体中的传播。假设该体积导体是被动电阻介质，只会衰减源场（无延迟、无反射等），则任何心电信号都只是**d(*t*)**在记录电极轴方向上的线性投影$\mathbf{v} = a\hat{}\mathbf{i} + b\hat{}\mathbf{j} + c\hat{}\mathbf{k}$：

$$ECG(t) = <\mathbf{d}(t), \mathbf{v}> = a \cdot x(t) + b \cdot y(t) + c \cdot z(t), \tag{2}$$

使用三个这样的心电信号，也可以得到心电图的三维向量表示，即向量心电图。原则上，任何由三个线性无关的心电电极构成的组合都可用于构建向量心电图。不过，为了获得最接近偶极子向量**d(*t*)**的正交归一表示，需要选取一组三个相互正交、且与三个身体轴最为匹配的电极。进一步而言，可依据对人体容积导体的先验先验知识，对不同导联进行衰减处理，以补偿人体胸廓的不均匀性，从而实现表示的归一化。*Frank*导联系统或校正*Frank*导联系统具有更好的正交性和归一性，是记录向量心电图的常用方法 [6]。图1展示了使用Frank导联电极记录的典型信号。

从体表记录的心电图会受到各种噪声的干扰，例如肌电伪差、电极/身体运动以及基线漂移 [7], ，这些噪声会导致多维向量心电图空间中心脏信号的等电位点发生平移，同时还会引起向量心电图环的扰动、旋转和缩放。

记录系统

记录系统由 72 个电极组成，这些电极按 8 列 9 行的网格分布于孕妇腹部和背部，如图 2 所示。信号

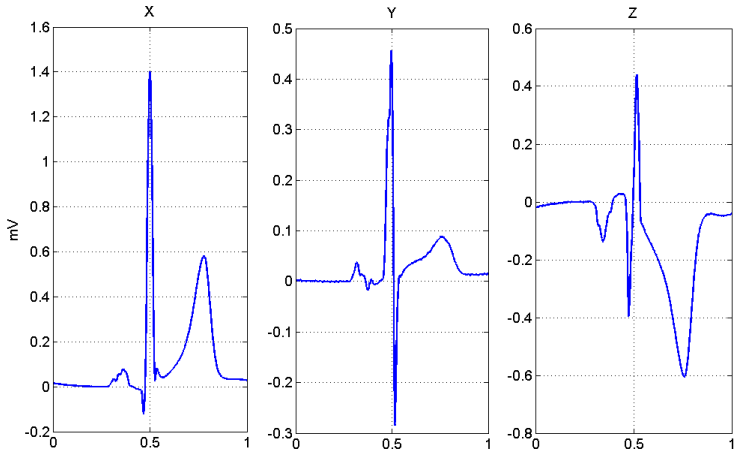


图 1. 典型的 Frank导联记录

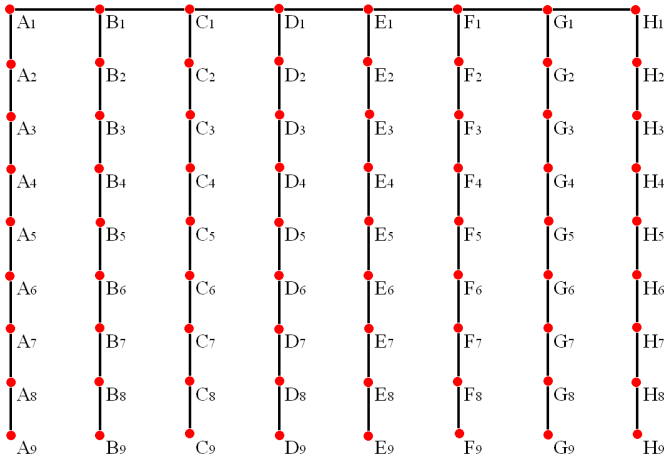


图 2. 电极阵列配置

由每对相邻电极记录的信号经差分放大器放大，并以 1 kHz 的频率、12 位分辨率进行采样。因此，共获得 71 个差分通道，并将其传输至计算机进行后续处理。需要注意的是，根据这种电极配置，可以通过对记录信号进行线性组合，重建任意一对原始记录电极之间的电位差；这意味着总共可以形成 (72×71)/2 = 2,256 种差分电极对记录组合。显然，这种阵列配置能够提供非常丰富的信息，但同时计算效率较低。例如，相邻电极距离较近，意味着相关记录信号之间具有较高的相关性。事实上，已有一些研究仅使用 12–18 个电极便成功提取出胎儿心电图成分 [8]。然而，在本研究中，使用这种相当密集的电极网格，其背后的构想是能够获得一种典型的表征

无论胎儿的位置和运动如何，都能呈现胎儿心电图。这将使后续诊断流程不受胎儿和传感器位置的影响。因此，在线选择信息量最大的电极对，并在胎儿移动时酌情切换电极，将十分有意义。为此，我们需要一种有效且稳健的通道选择方法。

独立成分分析与互信息在心电信号中的应用

从数学上讲，独立成分分析 （ICA）总能求得对信号线性混合有贡献的最独立源信号。然而，将 ICA 应用于多变量心电记录时，对提取的源信号进行解释，以及从这些成分中提取有意义的临床测量指标，仍需结合心电图和向量心电图进行深入研究。先前的一些研究表明，利用心脏偶极子模型（SDM 或多偶极子模型），可以将体表电位与心脏偶极子线性关联起来 [1, 5, 9]。 [9], 进一步表明，经过适当的基线漂移去除后，ICA 提取的混合矩阵各列对应于向量心电图环散点中最具代表性的轴，这些轴与向量心电图空间中主平面的方向密切相关。从心电图角度来看，它们也对应于心电信号的主波，这意味着所提取独立成分的形态和时间延迟包含了心脏偶极子向量在空间旋转时运动的信息。

多维独立成分分析（Multi-dimensional ICA），或称独立子空间分析 （ISA），是 ICA 的一种扩展，用于分离独立子空间，而非独立成分 [10]。与 ICA 相比，ISA 的优势在于，它能够分离多个源信号组；每组内的信号可以相互依赖，但不同组的信号彼此独立（例如胎儿心电图子空间与母体心电图子空间）。事实证明，ISA 是从母体腹部记录中提取胎儿心脏信号的一种有前景的方法，前提是通过预处理去除心电图记录中的基线漂移，并根据心脏的等电位点提取独立成分 [9]。

衡量随机变量[11], 之间独立性的方法有多种，不过互信息 （MI）具有一些有趣的性质，特别适用于当前问题 [12]。考虑X和Y两个随机向量（或标量），其联合概率密度函数为$p_{X,Y}(x,y)$，边缘概率密度分别为$p_X(x)$和$p_Y(y)$，则互信息定义如下：

$$I(X,Y) = \int\int p_{X,Y}(x,y) log \frac{p_{X,Y}(x,y)}{p_X(x)p_Y(y)} dxdy \tag{3}$$

互信息的一个有趣性质是它不受重新参数化的影响 [12]。这意味着，如果$X' = F(X)$ 和$Y' = G(Y)$ 是光滑且可逆的变换，则有：

$$I(X',Y') = I(X,Y) \tag{4}$$

这些等式对于任意维数的标量和向量变量均成立 [12]。我们可以利用这一性质，研究针对所关注问题的互信息准则对电极位置的敏感性。

根据 SDM，并假设传播介质为线性介质，这些信号的线性组合最多可表征体表电位 80%–90% 的信息。这意味着，通过良好的近似，由任意 3 个线性独立的参考心电导联构建的心电向量图表示，都可以线性映射到标准正交归一心电向量图表示，如下所示：

$$VCG(t) \approx A \cdot VCG_0(t) \tag{5}$$

而近似误差源于 SDM 的假设在实际中无法完全满足。在该模型中，A 的变换矩阵取决于电极的位置以及人体容积导体的衰减。众所周知的*Dower*变换 及其逆变换用于映射标准心电导联和 Frank导联，是这一近似的明显结果 [13]。现在，利用（3）和（4），如果计算任意含噪记录 $s(t)$ 与任意一组参考心电向量图（不一定正交或正交归一）之间的互信息，则可得到以下结果：

$$I(s(t),VCG(t)) = I(s(t),B \cdot VCG_0(t)) = I(s(t),VCG_0(t)) \tag{6}$$

其中 $B = A^{-1}$。此外，根据式（4），$VCG(t)$ 与$VCG_0(t)$ 之间的变换只需是可逆的，不一定是线性的。因此，对该方程有趣的解读是：只要两组心电向量图记录之间存在唯一且可逆的变换（无论是线性还是非线性），任一记录通道的互信息就不会受到参考心电向量图通道变化（及运动）的影响。

合成胎儿心电图生成器

近期的一项研究 [14], 建立了一个逼真的成人心电图和母体腹部记录模型。该模型基于 SDM，由以下母体和胎儿心脏偶极子的三维动态模型构成：

$$\begin{aligned}
\dot{\theta} &= \omega \\
\dot{x} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^x \omega}{(b_i^x)^2} \Delta\theta_i^x exp[-\frac{(\Delta\theta_i^x)^2}{2(b_i^x)^2}] \\
\dot{y} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^y \omega}{(b_i^y)^2} \Delta\theta_i^y exp[-\frac{(\Delta\theta_i^y)^2}{2(b_i^y)^2}] \\
\dot{z} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^z \omega}{(b_i^z)^2} \Delta\theta_i^z exp[-\frac{(\Delta\theta_i^z)^2}{2(b_i^z)^2}]
\end{aligned} \tag{7}$$

其中 $\Delta\theta_{xi} = (\theta - \theta_{xi}) mod(2\pi)$、$\Delta\theta_{yi} = (\theta - \theta_{yi}) mod(2\pi)$、$\Delta\theta_{zi} = (\theta - \theta_{zi}) mod(2\pi)$，以及$\omega = 2\pi f$，其中$f$是逐搏心率（母亲或胎儿）的倒数。在该模型中，偶极子向量$\mathbf{d}(t)$的三个坐标分别

通过高斯函数求和来建模，其振幅为 α_i^x、 $\alpha^y{}_i$ 和 α_i^z；宽度为b_i^x、$b^y{}_i$和b_i^z；位置则由旋转角度 θ_{xi}、 $\theta^y{}_i$和 θ_i^z确定。式（7）中的每个模型参数都被视为具有适当偏差的随机变量。

如 [14], 所示，心脏偶极子向量的这一模型还可以进一步与体表心电图记录信号建立如下关系：

$$ECG(t) = H \cdot R \cdot \Lambda \cdot s(t) + W(t) \tag{8}$$

其中，$ECG(t)_{N\times 1}$ 是从 N 个导联记录的心电图通道向量，$s(t)_{3\times 1}$ =[x(t)、y(t)、z(t)]^{T}包含偶极子向量 d(t) 的三个分量，$H_{N\times 3}$对应于身体容积导体模型，$\Lambda_{3\times 3} = \mathrm{diag}(\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z)$ 是一个对角矩阵，对应于偶极子在 x、y 和 z 方向上的缩放，$R_{3\times 3}$是偶极子向量的旋转矩阵，$W(t)_{N\times 1}$ 是时刻 t 每个心电图通道中的噪声。需要注意的是，H、R 和 Λ 矩阵通常是时间的函数。

此外，通过利用类似于（7）的动态模型，可以对从孕妇腹部记录的、包含胎儿和母体心脏成分的信号进行如下建模：

$$X(t) = H_m \cdot R_m \cdot \Lambda_m \cdot s_m(t) + H_f \cdot R_f \cdot \Lambda_f \cdot s_f(t) + W(t) \tag{9}$$

其中，矩阵 H_m、H_f、R_m、R f、 Λ_m和 Λf 的定义与式（8）中的定义类似，下标 m 和 f 分别表示母亲和胎儿。在此模型中，R f 还有一个额外的含义：其均值（E_t{R f }＝R_0）可视为胎儿相对于母体身体坐标轴的位置。这一特性有助于对胎儿的不同典型体位进行建模，例如头先露（胎儿头朝下）或臀先露（胎儿头朝上） [15]。如图 3 所示，s f (t) = [x f (t)、y f (t)、z f (t)]^{T}可视为胎儿偶极子向量的典范表示，该向量定义于胎儿身体坐标轴下。为了计算该向量在母体身体坐标轴下的表示，应使用 R_0的三维旋转矩阵对 s_f(t) 进行旋转。

通过为每个胎儿建立相互独立的动态模型，可以将式（9）所示的模型简单地扩展到多胎妊娠（双胎、三胎、四胎等）。

随后，通过假设母体体积导体是一个无限均匀的传播介质，利用该模型生成合成的母体腹部记录。在这一简化情形下，距离为 $|\mathbf{r}|$处，由$\mathbf{d}(t)$的偶极子源产生的电位为：

$$\phi(t) - \phi_0 = \frac{\mathbf{d}(t)\cdot\mathbf{r}}{4\pi\sigma|\mathbf{r}|^3} = \frac{1}{4\pi\sigma}\left[x(t)\frac{r_x}{|\mathbf{r}|^3} + y(t)\frac{r_y}{|\mathbf{r}|^3} + z(t)\frac{r_z}{|\mathbf{r}|^3}\right] \tag{10}$$

其中， ϕ_0是参考电势，$\mathbf{r} = r_x\hat{}\mathbf{a}_x + r_y\hat{}\mathbf{a}_y + r_z\hat{}\mathbf{a}_z$是连接偶极子中心与观察点的向量， σ 是体积导体的电导率 [16, 6]。现在考虑这样一个事实：从体表记录的心电信号是两个不同点之间的电势差。因此，方程 (10) 表明，式 (2) 中的系数a、b和c 与电极的径向

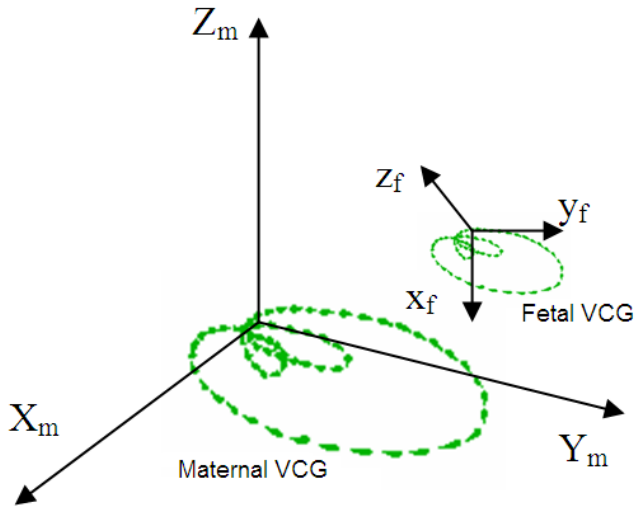


图3. 胎儿和母体心矢量图与其身体坐标的示意图

距离以及体积导体材料有关。当然，实际中的体积导体既非均匀也非无限，因此偶极子源与体表电位之间的关系要复杂得多。

电极选择策略

在 [3], 中最初提出的电极选择策略使用一个独特的参考信号，剔除与母体心电图互信息最多的通道。然而，根据前文所示的心矢量图三维表示，现在可以清楚地看到，不同电极记录的是从不同角度投影而来的心脏电势。因此，尽管这些信号在时间上同步，记录信号中的母体心电图成分仍可能因相关传感器的位置不同而呈现完全不同的形态。这意味着，一个母体参考模板不足以适用于所有通道。理想情况下，我们希望为每个电极配备一个合适的参考通道。遗憾的是，为每个电极使用单独参考信号的做法只能通过模拟数据实现，不适用于真实心电图记录。不过，一个合适的折中方案是使用一组由3个参考记录信号组成的数据，例如标准Frank导联电极采集的3个信号。

如上所述，共有 71 个通道的真实记录信号可供使用。这些通道通常是来自不同物理源的不同源信号与噪声的混合。在实际操作中，部分电极可能会从母体身体上脱落，导致相应通道完全被噪声淹没。这些电极应在主要处理之前剔除，处理时保留 $N \leq 71$ 个通道。在剩余电极中，为了选出例如 $K \ll N$ 个传感器信号，我们将采用与 [3] 相同的算法，但有两个主要区别。首先，

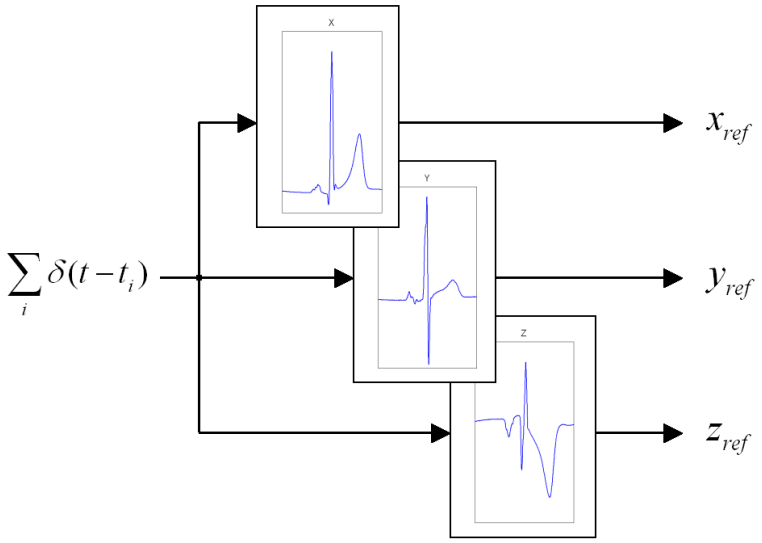


图4. 通过一系列与心电图R峰时间同步的脉冲，生成合成 Frank 导联参考信号的过程示意图（t_i）

与前一种方法不同，$\mathscr{R}$ 参考信号集合包含多个分量 $n(\mathscr{R}) > 1$。其次，第 k 个信号 $1 \leq k \leq K$ 的选择，涉及与一个局部参考信号 $r(x_k) \in \mathscr{R}$ 的互信息；该参考信号根据记录信号集合 $\mathscr{X}$ 中的候选项 x_k 选定。

对于采用144个电极网格的模拟数据，我们将研究 $n(\mathscr{R}) = 144$ 的情况，其中每个记录通道都对应一个胎儿参考通道和一个母体参考通道。然而，如前所述，对于真实记录信号，并非每个通道都有“纯”参考信号。因此，为了从真实记录信号中选出受母体分量干扰最小的通道，我们进行了两项实验。在第一项实验中，我们选取 $n(\mathscr{R}) = 3$，其中集合 $\mathscr{R} = \{r_1(t), r_2(t), r_3(t)\}$ 由通过 Frank 导联传感器从一名孕妇处获得的三种典型信号构成。若 Frank 导联记录信号无效，则可将一系列与母亲的R峰时间同步的脉冲输入一组系统来生成合成 Frank 导联参考信号；这些系统的脉冲响应与 Frank 导联电极的典型信号相似（图4）。该系统的输出可用作母体心电图的三个参考通道。利用这些参考信号，将每个 N 通道划分到以下三个类别之一，分别标记为1，2，3：

$$\forall x \in \mathscr{X},\ \mathscr{C}(x) \doteq \underset{j\in\{1,2,3\}}{argmax} |\mathrm{corr}(x, r_j)|,\ r_j \in \mathscr{R} \tag{11}$$

因此，每个通道都被分配到与其参考信号最“相似”的类别；后续计算中，则计算每个通道与其对应类别参考信号之间的互信息。

此预分类用于后续的迭代通道选择。假设 $\mathscr{X}' = \{x'_1, \ldots, x'_{k-1}\}$ 是已选信号的集合，包含 $k-1$ 个信号，则第 k 个信号 x'_k 为

选择方式如下：

$$x'_k \doteq \underset{x_j \in \mathscr{X} \setminus \mathscr{X}'}{argmin} \left\{ I(x_j, r_{\mathscr{C}(x)}) + \sum_{i=1}^{k-1} I(x'_i, x_j) \right\}, \; x'_i \in \mathscr{X}', r_{\mathscr{C}(x)} \in \mathscr{R} \quad (\textit{Maternal rule 1})$$

该方程中第一项的直观含义是找出最独立的通道（按互信息衡量），这些通道包含的母体分量信息最少；第二项则确保选定通道之间不存在冗余，并且包含此前选定通道未提供的信息。

在第二个实验中，我们将参考信号的数量从$n(\mathscr{R}) = 3$人为增加到$n(\mathscr{R}) = N$，方法如下。根据前文介绍的 SDM，如果只有母体心脏处于活动状态，则从母体身体记录的信号可近似表示为：

$$\mathbf{x}(t) \simeq H \times VCG(t), \tag{12}$$

其中，$\mathbf{x}(t) \in \mathbb{R}^N$ 是记录信号数组，向量心电图$(t) \doteq [r_1(t), \; r_2(t), \; r_3(t)]^T$ 是可通过 Frank正交表示获得的三维母体心矢量心电图，而$H \in \mathbb{R}^{N \times 3}$ 是取决于传播介质和传感器位置的传递矩阵，可通过求解以下最小二乘问题得到：

$$\hat{H} \doteq \underset{H}{argmin} \, \|\mathbf{x}(t) - H \times VCG(t)\| \tag{13}$$

请注意，如果将 $\hat{h}_i$ 视为 $\hat{H}$ 的第i行，那么 $\hat{h}_i \times$向量心电图(t) 就是x_i 记录信号的局部母体心电图参考信号。这一结果引出了第二条传感器选择规则。同样，假设 $\mathscr{X}' = \{x'_1$、.....、$x'_{k-1}\}$是已选择的$k-1$个信号集合，则第k个信号x'_k 的选择方式如下：

$$x'_k \doteq \underset{x_j \in \mathscr{X} \setminus \mathscr{X}'}{argmin} \left\{ I(x_j, \hat{h}_i \times VCG(t)) + \sum_{i=1}^{k-1} I(x'_i, x_j) \right\}, \quad x'_i \in \mathscr{X}' \quad (\textit{Maternal rule 2})$$

采用规则（1）或（2），可以找到与母体信号互信息最少的通道。然而，这还不足以确保某个通道包含胎儿成分，因为按照这些标准，也可能选中既不对应母体成分也不对应胎儿成分的高噪声信号。为了解决这个问题，我们需要有关胎儿成分的额外信息。暂且假设我们有一个或多个胎儿参考信号，由集合$\mathscr{R}'$定义，类似于前文所考虑的母体参考信号。在这种情况下，可以按如下方式找出包含胎儿成分最多信息的信号：

$$x'' \doteq \underset{x'_j \in \mathscr{X}'}{argmax} \left\{ I(x'_j, r_{\mathscr{C}(x'_j)}) \right\}, \quad r'_{\mathscr{C}(x'_j)} \in \mathscr{R}' \quad (\textit{Fetal rule 1})$$

此规则可以多次应用，以找出包含最多胎儿信息的最佳 $M < n(\mathscr{X}')$ 通道；每次都从 $\mathscr{X}'$ 中移除选定通道，并对其剩余成员应用此规则。请注意，在胎儿规则中，我们不再考虑最小化与

先前选定通道之间的互信息，因为胎儿成分非常微弱，即使是有关胎儿成分的少量信息也不应丢失。

现在剩下的问题是如何找到一组胎儿参考电位。如前所述，对于模拟记录，我们拥有每个通道的胎儿参考信号和母体参考信号；然而，对于真实记录，胎儿没有可用的先验参考信号。为了找到胎儿参考信号，我们可以对总共N通道的数据库，或对母体规则选出的通道应用独立成分分析。这通常至少能得到一个与胎儿成分相对应的通道，并可将其用作单一胎儿参考信号。此外，还可以从这一单独成分中检测出胎儿成分的R峰，并利用这些R峰对不同通道进行同步平均。事实上，由于心电图具有准周期性形状，当我们以胎儿R峰为同步基准对不同通道进行平均时，胎儿成分的信噪比会得到改善；从而得到平均心电图波形，并可将其用作每个通道的参考信号。接下来，如图4所示，我们可以将这些平均波形与R峰脉冲结合起来，为每个通道生成合成参考信号[2]。不过需要注意的是，这种胎儿参考信号选择方法在计算上效率较低，仅有助于我们在离线应用中评估所提出方法的性能。

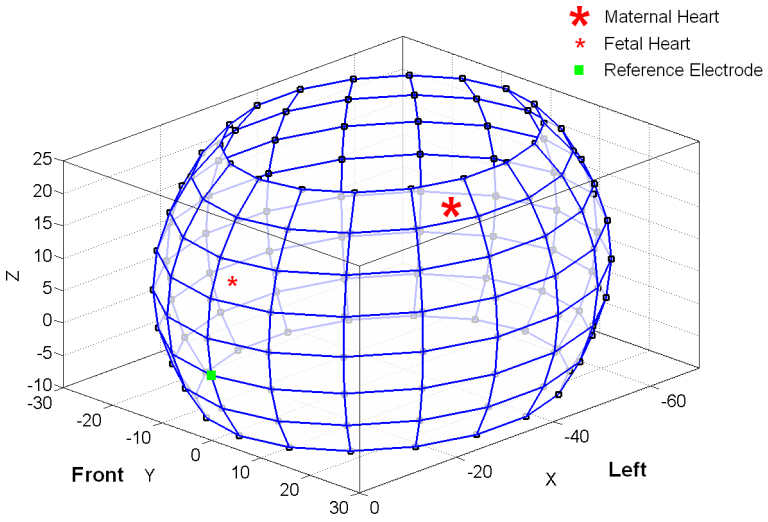
结果

模拟腹部信号

作为我们的首项研究，我们将考察一条模拟电极带，其中包含144个电极，按 8×18 网格排列在孕妇腹部周围，如图5所示。该电极配置的密度是真实系统的两倍，使我们能够以更高的分辨率研究电极位置的影响。在这种配置中，与 [8],中提出的电极配置类似，我们假定母体肚脐为电位参考点。此外，我们假定胎儿处于臀先露（胎头朝上）位置，且胎儿面朝母亲的左侧。我们利用这些信息计算式（9）中的胎儿旋转矩阵。图5还标出了假定的母体心脏和胎儿心脏的位置：母体心脏靠近左上方的电极，胎儿心脏靠近右下方的电极。

现在，通过使用第 节中介绍的合成心电图模型，并假设母体容积导体为无限大的均匀介质，我们可以计算出在不存在胎儿的情况下，每条腹部记录信号中真实且无噪声的母体成分。由此得到的信号实际上可视为 144 个电极各自的“纯”母体参考信号。也可以仅在模型中考虑胎儿心脏，从而计算胎儿参考信号。接下来，我们同时考虑母体心脏和胎儿心脏，并在每个通道中加入一些非平稳噪声。这些模拟信号与从孕妇腹部采集的真实心电图记录相似。这里我们假设式（7）中的母体参数和胎儿参数相同，

[2] 同步平均的思路 也可作为获得母体 al 参考信号 针对每个通道。不过，本文未考虑采用这种方法。



FIG图 5. 模拟电极带示意图，标出了母体和胎儿心脏的位置 ts

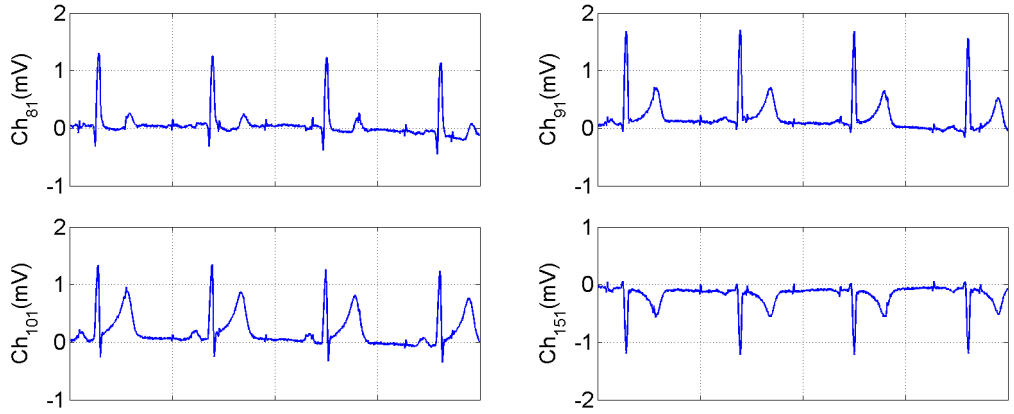
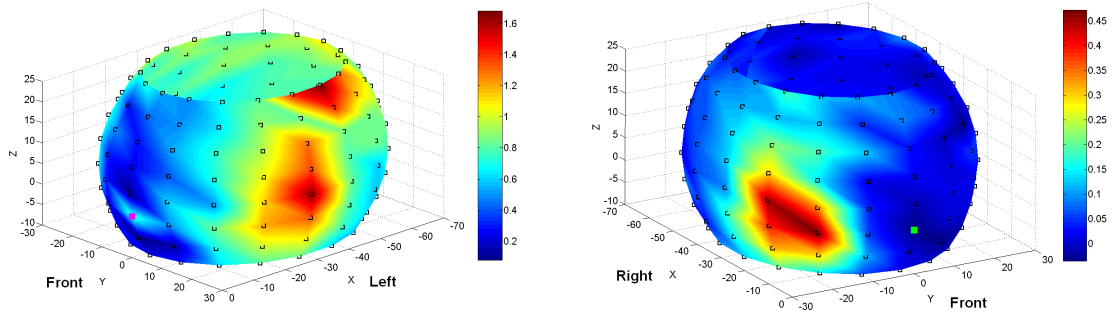


图 6. 典型的模拟腹部信号，包含母体和胎儿心电图。小尖峰（其频率几乎是心电图频率的两倍）对应于胎儿心电图峰值。

但胎儿偶极子幅度（ α_i^x、 $\alpha^y{}_i$和 α_i^z参数）为母体偶极子幅度的 $1/10^{th}$ 。合成心电图计算的细节与 [14]中所述相似。这些记录的典型样本绘于图 6 中。

现在，我们可以计算每个含噪测量值与其对应的母体和胎儿参考信号之间的互信息。本研究的结果如图 7 所示，分别展示了母体和胎儿参考信号的情况。如图 7 所示，互信息准则在靠近心脏源的特定电极处显示出较高值。具体而言，对于母体心脏，由于其具有很强的偶极子特性，高互信息电极并未集中在一个区域，而是呈现出两个明显的高互信息区域。

根据这些结果，每个电极的胎儿参考信号与母体参考信号所计算出的互信息之差，可视为用于寻找



(a) (b)

图7。（a）母亲和（b）胎儿的含噪模拟信号与“真实”参考信号之间的互信息

包含最多胎儿心电图信息、同时包含最少母体心电图信息的电极。这一结果绘于图 8。如图所示，差分互信息准则清楚地表明，靠近胎儿心脏且远离母体心脏的电极是合适的候选电极，因为它们包含较多胎儿信息。显然，这一区域可能会随胎儿位置和运动而移动。从最近几幅图中还可以看出，靠近参考电极（母体肚脐）的电极，其互信息因该点的零电势而出现明显失真。修改电位参考方式或许可以解决这个问题。例如，可以在相邻电极之间进行差分测量，而不是测量所有相对于同一参考点的电位。图 9 展示了这种改变对图 8 所示结果的影响。可以看到，靠近母体肚脐处的互信息不再失真。

真实记录

上一节提出的部分电极选择策略已在真实记录信号上进行了测试。所研究的数据库包含 71 条记录信号。由于部分电极从孕妇皮肤上脱落，其中 13 个通道完全受到噪声干扰，因此在预处理中被检测并移除。对于剩余的 $\mathscr{X}$ 58 个通道，检测出母体R峰，并利用 R 波脉冲序列生成了三个 Frank参考信号。使用这些经过调整的参考信号，根据公式 (11) 将这些通道划分为三类之一。在这一阶段，47 个通道被划分为第一类，6 个划分为第二类，5 个划分为第三类。随后，依据母体规则 (1) 选出受母体心电图干扰最小的 20 个通道。再从这 20 个通道中依据胎儿规则 (1) 选出 6 个；在这一阶段，将对 58 条记录信号运行 FastICA 后得到的胎儿成分选作

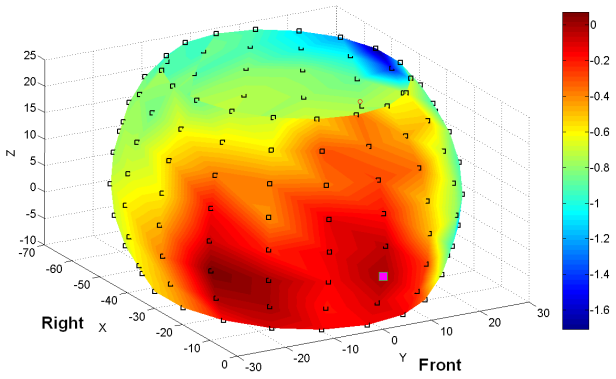


图 8. 每个噪声通道与胎儿的互信息减去其与母亲的互信息

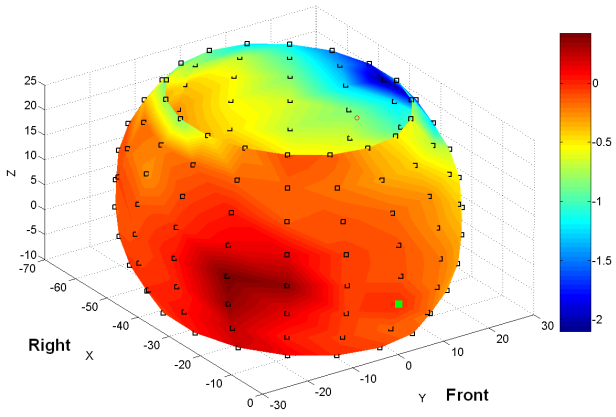


图 9. 采用相邻电极之间的差分记录信号时，每个噪声通道与胎儿的互信息减去其与母亲的互信息。

唯一的胎儿参考信号[3]。构建该参考信号时，只需对这组“完整数据集”进行一次独立成分分析，之后即可像使用 Frank导联一样使用该参考信号。请注意，如果依据母体规则 (1) 从 $\mathscr{X}$ 中选取 10 个信号，JADE 无法从所选记录信号中提取出任何胎儿成分；若不使用胎儿规则 (1)，则必须依据母体规则 (1) 选取 20 个信号，JADE 才能得到胎儿成分。相比之下，我们的结果表明，依据母体规则 (2) 从 $\mathscr{X}$ 中选取 10 个信号便已足够：此处无需使用胎儿规则。事实上，母体规则 (1) + 胎儿规则 (1) 这两种规则结合使用，以及仅使用母体规则 (2)，得到的信号总体上相似。具体而言，对于 $K = 10$，7 个传感器

[3] 需要指出的是，在此阶段，由于数据集的维度较高，因此优先选择了 FastICA，而非 JADE。

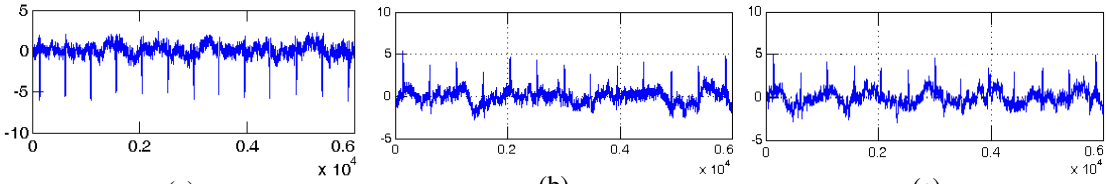


图 10. 使用不同传感器组的信号作为 ICA 输入，通过 ICA 提取的典型胎儿心电图成分：(a) $\mathscr{X}$；58 个包含相关信息的信号；(b) 根据母体规则 (1) 从 $\mathscr{X}$ 中选出的 20 个信号；(c) ICA 输入为从通过母体规则 (1) 得到的 20 个信号中应用胎儿规则 (1) 选出的 10 个信号。

两组中均包含这些信号。图 10 展示了采用不同方法提取的典型胎儿成分。可以看出，从全部 58 个通道中提取的信号，其信噪比略好；但使用选出的 10 个通道仍然提取出了胎儿成分。

讨论与结论

本文在独立成分分析框架下，研究了从大型传感器阵列中提取胎儿心电图的问题。为实现实时处理，本文考虑从阵列中选择少量传感器。若要对$k \ll N$ 条记录信号的子集应用独立成分分析，就必须制定专门的选择策略，因为对随机选取的k 条记录信号子集应用独立成分分析无法得到胎儿成分，除非k 足够大（接近N）。本文拓展了此前关于传感器选择策略的研究。所提出的方法采用多维参考信号，其设计依据是对心脏信号及其维数的详细分析。本文提出的策略已在真实世界数据上得到验证。与随机选择方法不同，我们的方法能够选出包含胎儿信息的小型子集。事实上，尽管独立成分分析输入空间的维数大幅降低，仍成功提取出了胎儿成分。因此，该方法有望用于在线应用中选择信息量最大的通道，并适应不同的胎儿位置与运动。

参考信号

1. L. D. Lathauwer, B. D. Moor, 和 J. Vandewalle，*IEEE*生物医学工程学报**47**，567–572（2000）。2. F. Vrins、V. Vigneron、C. Jutten 和 M. Verleysen，“基于统计处理的腹部电极分析与胎儿心电图提取”，载于第*2*届 *IASTED* 生物医学工程国际会议（*BioMed 2004*）论文集，奥地利因斯布鲁克，2004年，第244–249页。3. F. Vrins、C. Jutten 和 M. Verleysen，“通过独立成分分析进行非侵入式胎儿心电图提取的传感器阵列与电极选择”，载于《计算机科学讲义》（*LNCS 3195*），《独立成分分析与盲信号分离：*ICA'04*独立成分分析第五届国际会议论文集》，西班牙格拉纳达，2004年，第1017–1024页。4. O. Dössel，《国际生物电磁学杂志》**2**（2000），网址 {http://www.ijbem.org/volume2/ number2/doessel/paper.htm}。

5. A. van Oosterom，*Einthoven*百年第7–15页（2002）。6. J. A. Malmivuo 和 R. Plonsey，编者，《生物电磁学：生物电场与生物磁场的原理和应用》，牛津大学出版社，1995年，网址 http://butler.cc. tut.fi/~malmivuo/bem/bembook。7. G. M. Friesen、T. C. Jannett、M. A. Jadallah、S. L. Yates、S. R. Quint 和 H. T. Nagle，*IEEE*生物医学工程学报**37**，85–98（1990）。8. M. J. O. Taylor、M. J. Smith、M. Thomas、A. R. Green、F. Cheng、S. Oseku-Afful、L. Y. Wee、N. M. Fisk 和 H. M. Gardiner，*BJOG*：国际妇产科杂志**110**，668–678（2003）。9. R. Sameni、C. Jutten 和 M. B. Shamsollahi，“独立成分分析在心电图处理中的作用：在非侵入式胎儿心电图提取中的应用”，载于国际信号处理与信息技术研讨会（*ISSPIT'06*）论文集，加拿大温哥华，2006年，第656–661页。10. J.-F. Cardoso，“多维独立成分分析”，载于*IEEE*国际声学、语音与信号处理会议论文集（*ICASSP '98*），1998年，第4卷，第1941–1944页。11. A. Hyvärinen、J. Karhunen 和 E. Oja，《独立成分分析》，Wiley-Interscience，2001年。12. A. Kraskov、H. Stoegbauer 和 P. Grassberger，《物理评论》**69, 066138**（2004）。13. L. Edenbrandt 和 O. Pahlm，《心电图学杂志》**21**，361（1988）。14. R. Sameni、G. D. Clifford、C. Jutten 和 M. B. Shamsollahi，*EURASIP*信号处理进展杂志**2007**，043407（2007）。15. C. Haines 审阅，胎儿体位，*WebMD*公司（2005），网址 http://www.webmd.com/ content/tools/1/slide_fetal_pos.htm。16. D. B. Geselowitz，《*IEEE*会刊》**77**，857–876（1989）。