Моделирование срока родов по данным сигнала наружного датчика вибраций

Переверзев-Орлов В. С.
peror@iitp.ru
Москва, ИППИ РАН им. А. А. Харкевича

Как ни странным это может показаться, но поведение матки в предродовом периоде оказалось малоизученным, и у специалистов пока нет единого мнения относительно того, как вообще осуществляется управление схватками.

Акушеры обычно строят свои заключения о характере схваток, воспринимая их ладонью, положенной на живот беременной. В случае предполагаемой патологии осуществляются более детальные исследования, в частности, с применением фетальных мониторов, в которых тензодатчик определяет напряжение брюшной стенки, ультразвук определяет частоту биений сердца плода, а специальная кнопка нажимается, когда беременная ощущает движения плода или схватки. Все это позволяет опытному врачу достаточно много узнать о характере схваток и состоянии плода и понять, нормально ли протекает процесс, или же в нём имеется какая-то патология.

С технологией такого рода связаны проблемы, так как патологические проявления могут возникать в любое время и вдали от медицинских центров, но беременной всё равно нужно правильно оценить ситуацию и спланировать соответствующие действия, а существующие мониторы громоздки, малоудобны и рассчитаны на использование медицинским персоналом. В результате только в США это приводит ежегодно к потере примерно 250 миллионов долларов.

Наиболее важная задача, которую должен решать такой монитор — это определение типа возникающих схваток: являются ли они родовыми, предродовыми или же патологическими, предшествующими родовым.

Задача эта достаточно нетривиальна, особенно если за основу принимаются сигналы, считывемые вибродатчиком с поверхности тела беременной, поскольку схватки и мешающие их восприятию сигналы располагаются в общей низкочастотной области от примерно 0.001 до 100 Гц., причем мешающими являются движения беременной и плода и процессы в их органах и системах, пересекающиеся в значительной степени по спектрам и крайне резко различающиеся по мощности. Видимо, именно поэтому во всех известных нам работах исследователи ориентируются в первую очередь на анализ биопотенциалов на поверхности живота беременной.

Время от времени появляются и весьма пессимистические работы, подчеркивающие трудность задачи определения типов схваток, тем не менее, такая работа тоже идет.

Постановка задачи

Итак, наиболее интересной для акушеров задачей оказывается определение типа схваток, возникающих у беременной вне стен медицинского учреждения. То есть речь идёт в основном о преждевременных родах, особенно, когда схватки начались дома, и нужно принимать решение — ехать ли в клинику. Или же вызванная скорая помощь должна принять решение — брать ли пациентку в госпиталь или оставить дома, но с риском разродиться без медпомощи.

Рассматривая эту проблему с разных сторон и ориентируясь главным образом на удобство использования создаваемого монитора, мы остановились на варианте, когда в качестве входного сигнала будут использоваться вибрации передней стенки живота беременной, хотя, на первый взгляд, у такого решения больше минусов, чем плюсов.

Принимая это решение, мы прекрасно понимали, насколько усложняем свою задачу, так как вибродатчик воспринимает все вибрации передней стенки живота, обусловленные множеством источников, включая, помимо схваток, движения беременной, перистальтику ее кишечника, дыхательные движения, её сердцебиения, шевеления плода, его сердцебиения, и т. д. Уже первые исследования показали, что сигнал от движений беременной и схваток может в тысячу и более раз превосходить интенсивность сигнала от сердца плода, превосходя при этом и сигнал самих схваток. Спектральный диапазон смеси воспринимаемых вибродатчиком сигналов простирается при этом в диапазоне от примерно 0.001 до 50–100 Гц, и спектры сигналов, порождаемых различными источниками, в существенной мере пересекаются. В результате суммарный сигнал на выходе датчика очень похож на шумовой, в котором даже схватки далеко не всегда удается увидеть.

Это было кардинальное решение, но наш предыдущий опыт говорил, что такого рода попытка вполне оправдана и имеет реальные шансы на успех, если разумно распространить на эту задачу те технологии решения сложных задач в медицине, разработкой которых мы много лет занимались в рамках проекта «Партнерская система» (ПС). Главная проблема, возникающая при этом перед нами, оказывалась в том, что вибрационный сигнал можно было получать, а специалиста по интерпретации сигнала вибраций брюшной стенки не было. Поэтому нужно было найти такие преобразования суммарного вибрационного сигнала, которые позволили бы максимально подчеркнуть в нём то, что имело отношение к дифференциации типов схваток. Задача усложнялась тем, что ана-

лиз вёлся по мере накопления данных от различных типов датчиков, поскольку и здесь было абсолютно неясно, какой их тип может оказаться наиболее перспективным.

Помимо этого, нам нужно было развить уже существовавшие технологии ПС, согласуя их с задачей различения типов схваток и создания монитора для беременной. Главным при этом было то, что, понимая недостаточность существующих методов анализа и разделения сигналов в сложных их смесях, нужно было создать основу для направленного поиска такого рода преобразований на основе методов обучения распознаванию, приспособленных к работе с очень большими массивами данных. Параллельно нужно было совершенствовать и методы работы с клинической информацией о беременной, ориентируя их всё на те же перспективные возможности использования в малогабаритном мониторе.

Подходы к решению и первые результаты

Для сбора первичных данных было создано несколько прототипов монитора, включающих стандартный холтеровский монитор «АннА-3000» фирмы МедС и три типа вибродатчиков — пьезоэлектрический, входящий в комплект поставки «АннА», и несколько вариантов ионных сейсмодатчиков фирмы Р-сенсорс, предназначенных для тонких измерений линейных и крутильных ускорений. Использовавшиеся датчики являются прототипными разработками, не были сертифицированы, и не обладают пока воспроизводимостью своих характеристик при переходе от одного экземпляра к другому того же типа, чем наша задача дополнительно усложнялась. Всего с помощью сотрудничающих с нами врачей МОНИАГ было собрано более 120 записей от более чем 50 беременных.

Поиск преобразований входного сигнала в новые, обладающие смысловым сходством со схватками и их типами, вылился в чрезвычайно громоздкий и трудоемкий полунаправленный поиск таких преобразований сигнала и его спектра, которые визуально на имеющейся выборке с относительной устойчивостью демонстрировали бы желаемые результаты. Достаточно быстро был обнаружен принципиально важный феномен распространения спектра схваток в область высоких для этих сигналов частот (5–35 Гц), казалось бы, совершенно не типичных для схваток. Адекватного физиологического объяснения этому феномену в литературе обнаружить не удалось, но нам представляется вполне адекватным считать, что это является следствием спонтанно возникающих во время схватки коротких щелчков, порождаемых отдельными мышечными волокнами матки.

Следствием этого феномена оказалось то, что для анализа схваточного сигнала можно обойтись его спектральными компонентами, лежащими в области выше нескольких герц, что существенно упрощает, уде-

шевляет и повышает качество анализа этого сигнала. Но при этом всё равно остаётся проблема восстановления по движениям спектра сигнала схваток того по форме сигнала, который регистрируется тензодатчиками фетальных мониторов. Это важно, так как врачи, привыкшие к использованию таких мониторов, предпочли бы и в новом мониторе иметь сходные по виду проявления, чтобы у них не возникало проблем при переходе с одного инструмента на другой. В связи с этим рассматривались различные преобразования сигнала и описания распределения и движения энергии по его спектру.

Было обнаружено, что для каждой беременной удается найти такой специфический для неё фильтр, энергия выходного сигнала которого с достаточной точностью воспроизводит форму сигнала с тензодатчика, обнаруживая при этом и некоторые тонкие детали, явно связанные с типом схваток. Таким образом, оказалось, что, с одной стороны, нет единого преобразования суммарного сигнала с датчиков, которое в равной степени было бы пригодно для требуемого описания схваток у всех беременных, но, с другой стороны, выяснилось, что нужные параметры фильтров образуют небольшой набор, допускающий поиск адекватного преобразования вполне разумным перебором. Иными словами, возникла ситуация, столь типичная при работе по формализации знаний врачей, когда наблюдаются некие качественно однородные проявления, и задача состоит в том, чтобы построить формальную модель, с достаточной точностью воспроизводящую такие проявления.

Наконец, было ясно, что помимо работы с сигналом по формированию его классификационных описаний, потребуется еще и учёт существенной, по мнению врачей, клинической информации, которая может оказывать критическое влияние на интерпретации сигналов. А поскольку речь шла о создании мобильного монитора, то возникала и задача переноса и доразвития ранее создававшихся нами технологий для Партнерских систем, чтобы всё это можно было бы применять на карманных компьютерах. Соответствующая работа была проведена, и в настоящее время мы располагаем вариантом технологии ПС, пригодным для применения как на настольных, так и на карманных компьютерах и коммуникаторах. Эта работа продолжается.

Для содержательного анализа данных и поиска формальных моделей схваточного сигнала в суммарном сигнале вибродатчика было решено ориентироваться на исследуемый нами уже более десяти лет «Синдромный анализ» (СА), принципиально обладающий как способностью к построению прозрачных моделей, что уже было доказано ранее, так и способностью к синтезу нелинейных фильтров, направляемому смысловой разметкой сигнала во времени. Было ясно, что ранее созданные образ-

цы программ для СА не обладают достаточными ресурсными возможностями, чтобы справиться с теми потоками информации, которые предоставляются суммарным вибросигналом. Поэтому была предпринята разработка пока ещё полностью не завершённой версии новой программы синдромного анализа (ESA), которая при работе с тестовыми массивами объёмом порядка 40–60 MB показала вполне приемлемые результаты по скорости и качеству моделирования, так что теперь есть реальные основания надеяться, что уже к концу текущего года для различных типов схваток будут получены результаты моделирования на этой основе.

Работа выполняется при поддержке РФФИ, проект № 07-07-00407-а.