

АНАЛИЗ ОСНОВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

НОСОВА Т.В., СЕМЕНЕЦ В.В.,
ПИСЬМЕНЕЦКИЙ В.А.

В целях количественного сравнения данных протезирования с нормой анализируются основные характеристики углов сгибания в суставах нижних конечностей. Определяется спектральный состав и динамический диапазон кинематических сигналов для последующего выбора технических характеристик программно-аппаратных комплексов, применяемых в ортопедической практике. В качестве примера определения параметров шага приводится алгоритм численной обработки биомеханических сигналов.

Для принятия решения врачом-протезистом о качестве протезирования, способах подгонки протеза и направлениях обучения протезируемого необходимо иметь объективные численные характеристики параметров походки. Разработанный уникальный телеметрический аппаратно-программный комплекс позволяет в реальном масштабе времени и в реальных условиях окружающей обстановки получать информацию о контакте нога-пол и углах сгибания в основных суставах нижних конечностей. Данная работа рассматривает количественные характеристики биомеханических сигналов, весьма важные для принятия решения врачом-протезистом, и, следовательно, является *актуальной*.

Цель исследования — разработка способов обработки биомеханических сигналов для получения их численных информативных характеристик. Для реализации поставленной цели решаются задачи анализа основных характеристик биомеханических сигналов, проведения их спектрального анализа, создания алгоритма вычисления кинематических характеристик шага.

Проанализируем основные информационные характеристики углов сгибания в тазобедренном (ТБС), коленном (КС) и голеностопном (ГСС) суставах $\alpha(t)$, $\beta(t)$ и $\gamma(t)$ (рис. 1, где t — текущее время, τ — интервалы времени). Для количественной оценки степени симметрии имеет смысл использовать следующие информативные параметры: значение периода зависимостей $\alpha(n)$, $\beta(n)$ и $\gamma(n)$, величину максимума $\alpha(n)$ ($\alpha_{\max} = \alpha_1$), разность между максимумом и минимумом $\alpha(n)$, ($\alpha_{\max} - \alpha_{\min} = \alpha_2$), значения максимумов $\beta(n)$, ($\beta_{\max} \in (\beta_1, \beta_2)$) [1].

Используя перечисленные параметры, можно количественно сравнить данные протезирования конкретного инвалида с нормой.

Временные зависимости $\alpha(t)$, $\beta(t)$ и $\gamma(t)$ являются периодическими. Период определяется временем двойного шага и в среднем составляет 1-1,3 секунды. Таким образом, для последующей обработки и

получения достоверных результатов целесообразно использовать несколько периодов указанных зависимостей. Ширина спектра или полоса занимаемых частот для периодических сигналов определяется высшей гармонической составляющей при разложении в ряд Фурье. Как видно из моделей биомедицинских сигналов, [1] для зависимости $\alpha(t)$ ширина спектра фактически будет определяться синусоидальной составляющей на вершине кривой (точки с ординатами α_1, α_2).

Для описания зависимости $\beta(t)$, которая является периодической, применяется функция вида $\frac{\sin mx}{\sin x}$. Как известно, спектр таких функций является дискретным и равномерным по амплитуде. Зависимость $\gamma(t)$ содержит несколько периодически повторяющихся зависимостей сгибающей вида e^{-x^2} , смещенных в пределах периода двойного шага. Очевидно, что основная часть спектра будет определяться составляющей минимальной длительности с ординатой γ_1 . Отношение основного периода к длительности этой составляющей будет равно 13 (с учетом графика $\gamma(t)$ на рис. 1).

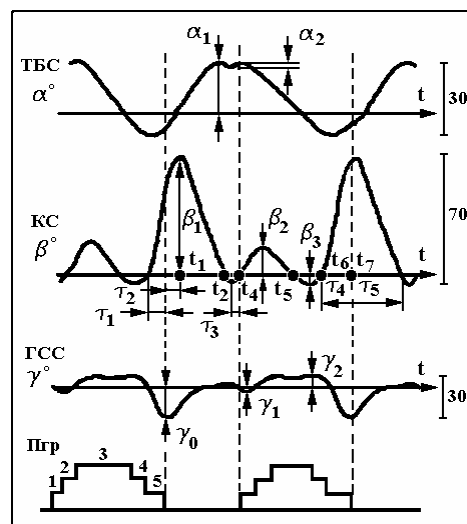


Рис. 1. Гониометрические и подографические характеристики

Это фактически определяет высшую гармонику спектра. С учетом проведенного анализа можно сделать вывод, что максимальная ширина спектра определится зависимостью $\alpha(t)$, и для минимального периода двойного шага, равного 1с, составит ориентировочно 13 Гц.

Динамический диапазон амплитуд D зависимостей $\alpha(t)$, $\beta(t)$ и $\gamma(t)$ представляет отношение $D = \frac{A_{\max}}{A_{\min}}$, где $A_{\max}$, $A_{\min}$ — максимальное и минимальное значения непрерывного сигнала.

Проанализируем данный параметр для всех трех гониометрических характеристик. Для зависимости $\alpha(t)$ параметр D определится отношением $D = \frac{\alpha_1}{\alpha_2} = 17$ соответственно для характеристики

$\beta(t)$ параметр D составит $D = \frac{\beta_1}{\beta_{t_1}}$, где β_{t_1} – значение ординаты в момент времени t_1 . С учетом реальных значений графика $\beta(t)$ $D = 20$ для зависимости $\gamma(t)$ параметр D также определится отношением $D = \frac{\gamma_0}{\gamma_1}$, где γ_0 – значение ординаты в конце периода двойного шага. Определяем по графику $\gamma(t)$ значение D , которое будет равно 6,6.

Максимальное значение D для всех трех кривых $\alpha(t)$, $\beta(t)$ и $\gamma(t)$ составит 20.

Для преобразования экспериментальных данных применим в дальнейшем упрощенный алгоритм разложения в ряд Фурье.

Для коэффициента A_m получаем следующее выражение:

$$A_m = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^{n-1} \int_{x_i}^{x_{i+1}} f(x) \cdot \cos\left(\frac{\pi \cdot n \cdot x}{L}\right) dx,$$

L – длительность периода.

В результате заданная экспериментальная зависимость заменяется суммой:

$$F(x, N) = \frac{A_0}{2} + \sum_{k=1}^N \left[A_m \cdot \cos\left(\frac{\pi \cdot k \cdot (x-L)}{L}\right) + B_m \cdot \sin\left(\frac{\pi \cdot k \cdot (x-L)}{L}\right) \right],$$

N – количество членов разложения.

При оптимизации и вычислении ошибки приближения используем формулу

$$F_{o.п.} = \sqrt{\sum_{i=1}^n [y_{exp_i} - F_n(x_{exp_i}, N)]^2},$$

где искомая функция определяется параметрами: n – количество экспериментально заданных точек сигнала ТБС, поступающего с гониометрического датчика; y_{exp_i} – мгновенное амплитудное значение текущего сигнала; x_{exp_i} – текущая временная координата; F_n – разложение полученного экспериментальным путем сигнала в ряд Фурье.

Среднеквадратичная ошибка приближения для ТБС составила 0,166017, когда разложение содержало 18 слагаемых, и соответственно для ГСС – 1,67338 (9 слагаемых), для КС – 0,33411 (18 слагаемых).

Вычисление спектрального состава кинематических сигналов $\alpha(t)$, $\beta(t)$, $\gamma(t)$ производилось с помощью соотношения:

$$S = \sqrt{A_n^2 + B_n^2} =$$

$$= \sqrt{\left[\frac{1}{L} \sum_{i=1}^{n-1} \int_{x_i}^{x_{i+1}} f(x) \cos \frac{\pi n x}{L} dx \right]^2 + \left[\frac{1}{L} \sum_{i=1}^{n-1} \int_{x_i}^{x_{i+1}} f(x) \sin \frac{\pi n x}{L} dx \right]^2},$$

где функция S описывает спектральную огибающую, A_n и B_n – коэффициенты Фурье.

Результаты вычислений представлены на рис. 2.

Использование симметрии характеристик правой и левой конечностей является значимым методом оценки патологии движения.

Для синхронизации гониометрических сигналов используется информация от подографических датчиков.

На подограмме различают опорный и переносный периоды для каждой ноги. Опорный период содержит пять компонентов (см. рис. 1), которые имеют название перекатов: перекат через пятку 1, геленочный перекал 2, опора на всю стопу 3, пучковый перекал 4, перекал через носок 5.

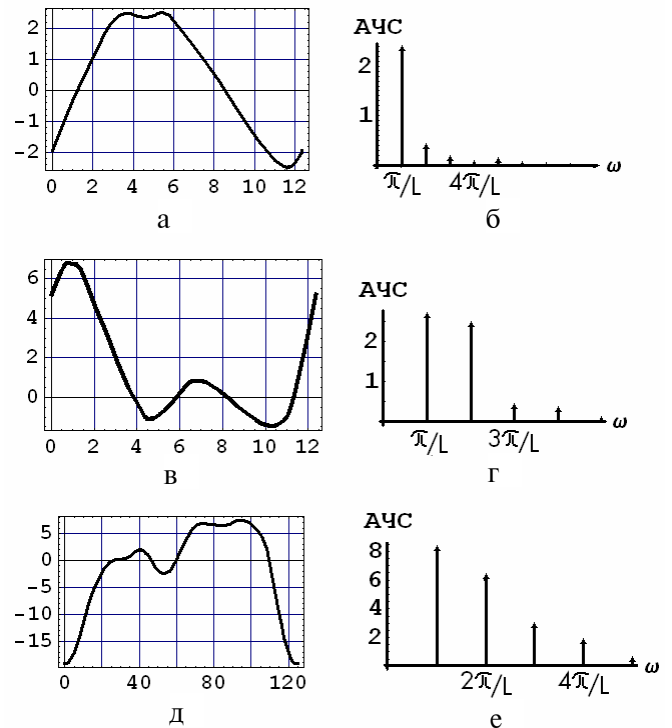


Рис. 2. Математические модели и огибающие спектра: а – математическая модель ТБС; б – огибающая спектра ТБС; в – математическая модель КС; г – огибающая спектра КС; д – математическая модель ГСС; е – огибающая спектра ГСС

Для цифровой обработки сигналов, соответствующих углам сгибания $\alpha(t)$, $\beta(t)$, $\gamma(t)$, необходимо эти непрерывные зависимости заменить дискретными отсчетами с последующим квантованием. Частота дискретизации (взятия выборок) определяется с учетом скорости убывания спектров $S(\omega)$ исследуемых сигналов. Критерием выбора частоты дискретизации является допустимый уровень относительной $\sigma[S(\omega)]$ погрешности $S(\omega)$ в пределах полосы частот $\omega \in \left(0, \frac{\pi}{T}\right)$, где T – период взятия выборок

$$\sigma[S(\omega)] = \frac{S\left(\omega - \frac{2\pi}{T}\right)}{S(\omega)} \text{ при } 0 < \omega < \frac{\pi}{T}.$$

Из приведенных спектральных характеристик можно сделать вывод, что для оценки частоты дискретизации следует учитывать спектр зависимости $\gamma(n)$.

При квантовании сигналов по уровню нужно обеспечить помехоустойчивость работы системы с учетом шумов квантования и динамического диапазона D амплитуд аналоговых сигналов. Как известно, среднеквадратичное значение $\sigma_{\text{ш}}$ дис-

персии шумов квантования равно $\sigma_{\text{ш}} = \frac{\Delta}{2\sqrt{3}}$, где Δ

— величина кванта.

Представим отношение сигнал/шум (ОСШ) в виде $\text{ОСШ} = \frac{U_{\text{min}}}{\sigma_{\text{ш}}}$, где U_{min} — минимальный уровень сигнала с учетом критерия ОСШ.

При условии $\text{ОСШ} = 3$ $U_{\text{min}} = \frac{\sqrt{3}}{2} \Delta$. С учетом $D = \frac{U_{\text{max}}}{U_{\text{min}}}$, где U_{max} — максимальное значение сигнала, необходимое число N дискретных уровней квантования составит $N = \frac{\sqrt{3}}{2} D$. В результате минимально необходимое количество B разрядов АЦП определяется из равенства $N = 2^B$:

$$B = \log_2 N, \quad B = \log_2 \left(\frac{\sqrt{3}}{2} D \right).$$

С учетом полученного ранее максимального значения $D = 20$ имеем: $B = \log_2 \left(\frac{\sqrt{3}}{2} 20 \right) \approx 5$.

Для практической реализации удобно использовать 8-разрядные АЦП, полностью обеспечивающие требуемый динамический диапазон и допустимую погрешность измерений.

Обработка принятой информации заключается в вычислении кинематических характеристик шага, сравнении их с нормой и выдаче рекомендаций по коррекции выявленных отклонений.

Рассмотрим алгоритм вычисления кинематических характеристик численным методом (рис.3).

В качестве момента начала шага принимаем переход из опорного в переносной период. Этот момент характеризуется тем, что сумма логических сигналов подографических датчиков переходит из ненулевого в нулевое значение:

$$\sum_{i=1}^n p_i(t_{j-1}) - \sum_{i=1}^n p_i(t_j) \neq 0,$$

где p — сигнал от подографического датчика; i — номер подографического датчика; t — время измерения; j — номер измерения.

После обнаружения начала шага производится обработка принятой информации для предыдущего

шага. Амплитудные и временные характеристики определяются последовательно для каждого из суставов.

Для тазобедренного сустава определяются максимальный угол изгиба α_1 и угол попятных движений α_2 . В начале вычисления углу α_1 присваивается нулевое значение $\alpha_1 = 0$. Для поиска амплитудного значения угол α_i на каждом последующем временном интервале сравнивается с α_1 и в зависимости от результата сравнения либо остается прежним, либо ему присваивается значение α_i :

$$\alpha_1 = \begin{cases} \alpha_i & \alpha_i > \alpha_1, \\ \alpha_1 & \alpha_i \leq \alpha_1. \end{cases}$$

После определения максимального значения угла изгиба в тазобедренном суставе аналогично находится значение локального минимума α_{min} . Угол попятных движений α_2 определяется как разность между α_1 и α_{min} : $\alpha_2 = \alpha_1 - \alpha_{\text{min}}$.

Обработка сигналов от коленного сустава заключается в поиске максимального угла изгиба β_1 , угла β_2 , а также времен сгибания, разгибания и запаздывания. Так как сгибание начинается во время предыдущего полушага, для определения полного времени сгибания вычисляется промежуток времени от начала шага до начала разгибания τ_2 и промежуток времени от начала сгибания до конца шага τ_1 .

Вначале определяется максимальный угол изгиба β_1 и запоминается время t_1 , соответствующее этому значению.

После этого вычисляется время t_2 , соответствующее переходу β через нулевое значение. Общая длительность разгибания будет равняться $\tau_5 = t_2 - t_1$. Далее определяется минимальное значение угла β и соответствующее ему время t_3 . После обнаружения начала опорного периода по анализу подографических сигналов вычисляется общее время запаздывания τ_3 , как разность между временем начала опорного периода t_4 и временем, соответствующим минимуму угла изгиба t_3 : $\tau_3 = t_4 - t_3$. Далее последовательно определяются: локальный максимум β_2 , момент перехода β через ноль t_5 , минимальное значение β_3 , момент t_6 последующего перехода угла через ноль и момент окончания шага по гониометрическим датчикам t_7 .

Полное время сгибания вычисляется как сумма интервала от начала шага до максимального изгиба τ_2 и интервала от последнего перехода через ноль до конца шага: $\tau_4 = \tau_2 + (t_7 - t_6)$.

Угловые характеристики голеностопного сустава вычисляются во время опорного периода: последовательно находятся минимальное значение γ_1 и максимальное значение γ_2 .

После определения всех кинематических характеристик данного шага производится их усреднение

по результатам измерения на предыдущих шагах и вывод на индикацию.

После окончания вычисления кинематических характеристик цикл ввода и обработки информации повторяется.

Выводы. Полученные кинематические спектральные характеристики биомеханических сигналов позволяют индивидуализировать подход к протезированию, оптимизировать параметры протеза и походку пациента.

В существующих аналогах в настоящее время процессы съема информации с пациента, ее обработка и выдача рекомендаций, как правило, были разделены во времени.

Благодаря предложенным методам обработки информации, а также применению беспроводной передачи данных удалось создать телеметрический комплекс, позволяющий проводить диагностику и коррекцию параметров движения пациента в реальном масштабе времени и в реальных условиях окружающей обстановки.

Уже сейчас можно сказать, что данный метод позволяет значительно сократить время получения и вычисления информативных параметров ходьбы человека.

В работе впервые приведен спектральный анализ биомеханических сигналов с использованием классического алгоритма быстрого преобразования

Фурье для оценки их спектрального состава, что обеспечивает более аргументированный выбор средств цифровой обработки обозначены технические требования к измерительному комплексу. Аппаратно-программный телеметрический комплекс, с помощью которого были произведены измерения гониометрических и подографических сигналов, внедрен в УкрНИИ протезирования.

Литература: 1. Носова Т.В., Письменецкий В.А., Семенец В.В. Моделирование биомеханических сигналов нижних конечностей // Радиоэлектроника и информатика 2003. №1. С. 122-125.

Поступила в редколлегию 19.06.2003

Рецензенты: канд. техн. наук, проф. Мустецов Н.П., д-р физ.-мат. наук, проф. Бых А.И.

Носова Татьяна Витальевна, аспирантка ХНУРЭ. Научные интересы: исследование и анализ биомеханических и биоэлектрических сигналов, снимаемых с пациента, радиоэлектроника. Адрес: Украина, 61166, Харьков, пр. Ленина, 14, тел. 70-21-343.

Семенец Валерий Васильевич, д-р техн. наук, профессор, проректор по учебно-методической работе ХНУРЭ. Научные интересы: методы автоматизированного проектирования и контроля параметров объекта. Адрес: Украина, 61166, Харьков, пр. Ленина, 14, тел. 43-30-53.

Письменецкий Виктор Александрович, канд. техн. наук, профессор кафедры МЭПУ ХНУРЭ. Научные интересы: модели и методы обработки сигналов. Адрес: Украина, 61166, Харьков, пр. Ленина, 14, тел. 70-21-343.

УДК 62-501.70

КОНЦЕПЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ РЕГИОНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ПЕРСОНАЛЬНОГО ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ О ВНЕШНЕ- И ВНУТРИСРЕДОВЫХ АНОМАЛЬНЫХ СИТУАЦИЯХ

ЛАГУТИН В.М.

Излагается методика и предлагается концепция построения системы раннего предупреждения населения об аномальных кризисных ситуациях, опасных для здоровья и жизни людей.

1. Проблемы синергизма воздействий аномальных факторов внешней и внутренней среды

Особенности метео-экологической обстановки в таком мегаполисе как г. Харьков и ландшафтная специфика Харьковского региона в целом формируют состояние сред обитания, воздействие которых и последствия сугубо индивидуальны для

каждого живого организма. Если не принять предупредительно-профилактических мер к аномальным действиям внешних факторов, они могут привести к обострению болезни и летальным исходам. Однако такие ситуации не относят к техногенным катастрофам, эпидемиям и не квалифицируются как чрезвычайные ситуации со всеми вытекающими при этом административно-правовыми методами реагирования. Ученые, медики, специалисты по ЧС отмечают “аномалии” смертности, коррелируемой с подобными явлениями. Прогнозы таких ситуаций интересуют не только социологов, но и производителей, руководителей, принимающих ответственные решения о допуске работников к навигации различных транспортных средств, при учете снижения производительности труда и т.п.

Большинство процессов в живых системах, в том числе в организме человека, синхронизованы с приливными, гелиогеофизическими явлениями, одновременно испытывают также воздействие метеорологических и экологических аномалий. Организмы постоянно находятся в состоянии обмена информацией, энергией и веществом с окружающей средой. Аномальные нарушения динамики этого обмена отрицательно сказываются на развитии и жизнедеятельности организма человека.

В окружающей среде обнаруживаются полевые информационно-энергетические феномены земных аномалий, в частности, такие как геопатоген-