

необходимость в проверке качества распознавания на «экзамене». На этом этапе можно окончательно уточнить, достаточна ли принятая точность аппроксимации функций правдоподобия.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Ту Дж., Гонсалес Р. Принципы распознавания образов. –М.: Мир, 1978. –411с.
2. Омельченко В.А. Распознавание сигналов по спектру в условиях априорной неопределённости. –Харьков: ХПИ, 1979. – 100с.
3. Фукунага К. Введение в статистическую теорию распознавания образов. –М., Наука, 1979. –367с.
4. Галустов Г.Г., Цымбал В.Г., Михалёв М.В. Принятие решений в условиях неопределённости. –М.: Радио и связь, 2001. –195с.

УДК 615.47.144:616-07-08

А.О. Беляев, С.А. Синютин

МЕТОДЫ ОЦЕНКИ МОЩНОСТИ, РАЗВИВАЕМОЙ ЧЕЛОВЕКОМ В УСЛОВИЯХ ПОМЕХ

Ввиду быстрого развития микроэлектроники: повышение вычислительной мощности микрокомпьютерных систем, интеграция различной периферии непосредственно на кристалл и одновременное снижение потребляемой мощности и напряжения питания позволяют увеличивать функциональность носимых медицинских приборов или даже комбинировать задачи, ранее решаемые отдельными модулями и устройствами.

Одной из задач является динамическая оценка мощности, развиваемой человеком при ходьбе. Данный параметр играет очень важную роль при наблюдении пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы, и позволяет определять нагрузочную способность сердечно-сосудистой системы.

Основной проблемой при измерении мощности, развиваемой человеком, является сам метод получения информации о характере и параметрах движения человека. Можно выделить следующие методы:

- измерение ускорения, развиваемого человеком при помощи системы инерциальных датчиков;
- определение скорости по средствам системы GPS;
- измерение скорости ходьбы с использованием «шагомера».

Измерение ускорения, развиваемого человеком при помощи системы инерциальных датчиков.

Данный метод основан на измерении динамического ускорения инерциальной измерительной системы, при условии, что система была откалибрована и начинала движение из состояния покоя. Стоит отметить принцип работы данного метода и связанные с ним сложности.

Инерциальная измерительная система представляет собой совокупность трех ортогонально направленных акселерометров и трех, сонаправленных им, гироскопов, которые позволяют отслеживать смещение измерительных осей инерциальной системы для правильного позиционирования вектора перемещения. Смысл сказанного графически отображен на рис. 1.

На рис. 1,а показано, как меняются проекции вектора ускорения \overline{OP} при повороте осей XOY в $X'OY'$, при этом переход от системы координат XOY , к системе координат $X'OY'$ описывается формулами:

$$\begin{aligned} x' &= x \cdot \cos(\varphi) + y \cdot \sin(\varphi); \\ y' &= -x \cdot \sin(\varphi) + y \cdot \cos(\varphi). \end{aligned} \quad (1)$$

Учитывая, что задача определения вектора движения существует в трехмерном пространстве, то отслеживание поворотов системы относительно её первоначального положения существенно усложняется.

На рис. 1,б символами ϑ_X и ϑ_Y обозначены углы вращения осей Ox и Oy соответственно. Таким образом, смещение оси характеризуется вращением (углами вращения) двух других, ортогональных ей осей. Аналогично можно описать смещение осей Ox и Oy . В итоге можно записать систему из трех уравнений, описывающую поворот системы (всех ее осей) в целом.

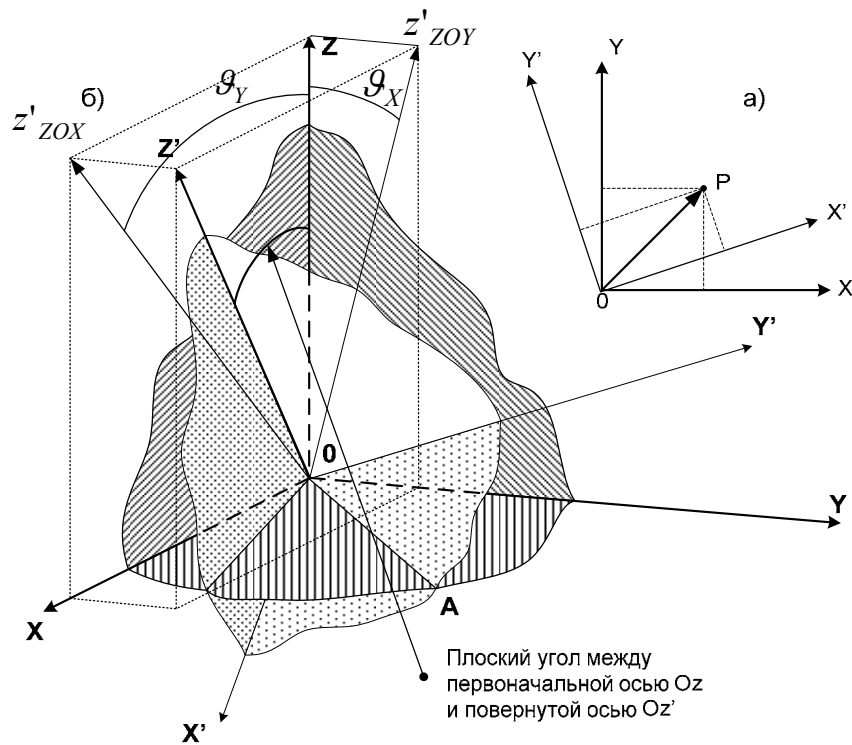


Рис. 1. Поворот координатных осей на примере двухосевой системы (а) и трехосевой системы (б)

$$\begin{aligned} x' &= y \cdot \cos(\vartheta_Y) + z \cdot \cos(\vartheta_Z); \\ y' &= x \cdot \cos(\vartheta_X) + z \cdot \cos(\vartheta_Z); \\ z' &= x \cdot \cos(\vartheta_X) + y \cdot \cos(\vartheta_Y). \end{aligned} \quad (2)$$

В свою очередь углы вращения осей ϑ_X , ϑ_Y , ϑ_Z необходимо определить из показаний пьезокерамических гироскопов, выходным сигналом которых является угловая скорость вращения вокруг измеряемой оси. Тогда процесс вычисления углов поворота представляет собой интегрирование угловой скорости вращения по времени.

$$\begin{aligned} \vartheta_X &= \int w_X dt, \\ \vartheta_Y &= \int w_Y dt, \\ \vartheta_Z &= \int w_Z dt, \end{aligned} \quad (3)$$

где w_X , w_Y и w_Z – угловые скорости вращения осей координат.

Учитывая приведенные выше системы (2) и (3), можно сформулировать закон нахождения скорости через проекции вектора ускорения на измерительные оси и угловых скоростей вращения этих осей.

$$\begin{aligned} v_X &= \int \omega_X dt \cdot \cos\left(\int w_Y dt\right) + \int \omega_X dt \cdot \cos\left(\int w_Z dt\right), \\ v_Y &= \int \omega_Y dt \cdot \cos\left(\int w_X dt\right) + \int \omega_Y dt \cdot \cos\left(\int w_Z dt\right), \\ v_Z &= \int \omega_Z dt \cdot \cos\left(\int w_X dt\right) + \int \omega_Z dt \cdot \cos\left(\int w_Y dt\right), \end{aligned} \quad (4)$$

где ω_X , ω_Y и ω_Z – проекции ускорения по каждой из осей.

Модуль вектора скорости вычисляется как

$$|\vec{v}| = \sqrt{v_X^2 + v_Y^2 + v_Z^2}. \quad (5)$$

Необходимо учитывать, что помимо накопления ошибки гироскопов, которая постоянно возрастает во времени, данный метод интегрирует любую ошибку на входе, да и сами формулы интегрирования имеют определенную погрешность.

Таким образом, применяя алгоритмы периодической калибровки системы гироскопов, или динамической автокалибровки при использовании магнитных компасов (что в свою очередь опять же усложнит систему и увеличит требования по габаритам), а также используя формулы интегрирования с аппроксимирующими полиномами 1-го, 2-го и высших порядков, можно добиться стабильной работы с малой погрешностью определения скорости, однако, принимая во внимание сложность реализации такой системы и требования к быстродействию вычислительного ядра, обуславливаемые сложностью математических операций, можно прийти к выводу, что подобные методики больше подходят для систем навигации, нежели для задачи вычисления мощности.

Определение скорости по средствам системы GPS

Сам по себе этот метод довольно прост, и заключается лишь в установке в устройство GPS модуля и реализации функций декодирования NMEA строки для вычисления из неё скорости движения (вычисленной внутри модуля), либо же производить вычисление скорости в вычислительном ядре по координатам.

К недостаткам можно отнести:

- низкая частота обновления (1 с);
- погрешность определения координат до 3-х метров;
- невозможность работы при отсутствии сигнала со спутников;
- повышенные требования по энергопотреблению.

Таким образом, погрешность определения скорости в худшем случае может доходить до 3 м/с, а при использовании прибора в помещении вообще не может быть определена.

Измерение скорости ходьбы с использованием «шагомера»

Данный подход, как и первый, использует систему инерциальных датчиков (акселерометров), однако имеет другой принцип. Акселерометры в этом случае используются не для определения ускорения движения человека и его скорости, а для фиксации шага, т.е. зная среднюю длину шага человека (в принципе этот параметр может вводиться для каждого пациента индивидуально, например по сред-

ствам пользовательского интерфейса медицинского прибора), и частоту совершаемых им шагов можно определить его скорость:

$$v = \frac{l_{шага}}{f}, \quad (6)$$

где $l_{шага}$ – длина шага (точнее двух шагов, если акселерометр закреплен на одной ноге), f – частота фиксации шагов.

Для фиксации шага достаточно и одноосевого акселерометра, но в этом случае необходимо учесть ориентацию его измерительной оси, так чтобы сигнал имел, по возможности, наибольшую амплитуду. В общем же случае лучше использовать двух- или трехосевые акселерометры, тем более что сейчас они в изобилии присутствуют на рынке. На рис. 2 представлена акселерограмма, снятая в реальных условиях с человека. Смещение сигнала по одной из осей обусловлено влиянием силы тяжести, однако данная постоянная составляющая может быть удалена из сигнала при помощи ФВЧ с частотой среза порядка 0,1 Гц.

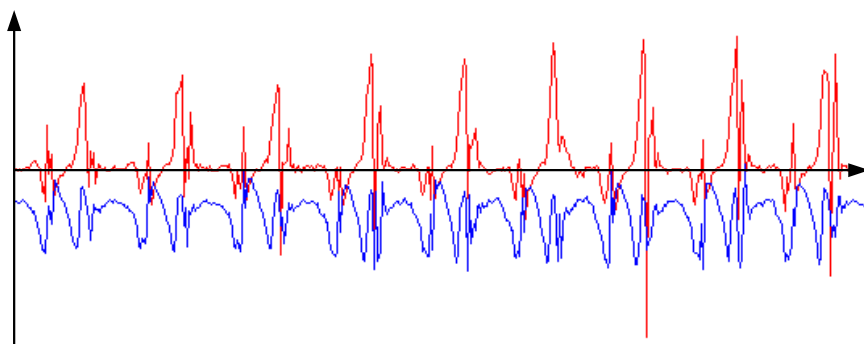


Рис. 2. Акселерограмма, снятая с двухосевого акселерометра, прикрепленного к ноге пациента

Задача фиксации шага сводится к выделению импульсов, соответствующих моменту постановки ступни. Для этого необходимо сначала сформировать полосу сигнала в пределах 0,1–5 Гц, а затем по скорости изменения сигнала (по фронту) отслеживать шаги. В общем случае последовательность обработки данных акселерометров будет следующей (на рис.3 показан вариант для одноосевого акселерометра):

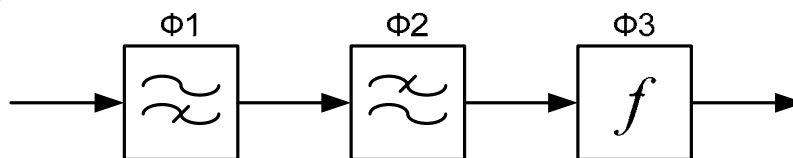


Рис.3. Последовательность обработки сигнала акселерометра

Фильтры Ф1 и Ф2 (ФВЧ и ФНЧ соответственно) формируют частотную полосу сигнала. Функциональный модуль Ф3 представляет собой сложную функцию, математически описываемую выражениями:

$$P_i = P_{i-1} - \left[\frac{(X_i - X_{i-2})^2}{2^8} - \frac{(X_{i-2\omega} - X_{i-2\omega-2})^2}{2^8} \right],$$

$$U_i = U_{i-1} + \frac{(P_i - U_{i-1})}{2^4},$$
$$edge_i = P_i - U_i,$$

где X – входные отсчеты с акселерометра, индекс w является константой, w – коэффициент, указывающий на смещение отсчета относительно 0-го элемента, нулевым считается центральный отсчет во временном окне из последних $(2w+3)$ отсчетов, данный коэффициент зависит от частоты дискретизации сигнала, например для частоты съема акселерограммы 50 Гц, коэффициент w равен 5.

Анализируя значение сигнала $edge$, на выходе модуля ФЗ, можно фиксировать шаги – при резком изменении ускорения акселерометрического сигнала, сигнал $edge$ имеет резкий отрицательный выброс, в остальное время он равен 0.

Данный метод наиболее удобен для использования в портативной носимой медицинской аппаратуре, так как не требует высокой производительности вычислительного ядра, не превышает требования по энергопотреблению (как, например, в случае с GPS модулем) и довольно прост в реализации. Однако его основной недостаток – акселерометр должен находиться на ноге пациента.

Очень важным моментом является качество крепления акселерометра к ноге (место крепления желательно выбирать как можно ближе к ступне) и масса модуля с акселерометром:

- плохо зафиксированный акселерометрический модуль в процессе использования (ходьбы) может смещаться, или «болтаться», совершая серию затухающих колебаний после постановки ступни;
- масса акселерометрического модуля играет не менее важную роль, относительно большая масса модуля обуславливает его высокую инерционность, что может так же привести к появлению собственных колебаний модуля и искажению акселерограммы.

Учитывая вышесказанное, можно выдвинуть следующие требования к акселерометрическому модулю:

- 1) масса и размеры модуля должны быть минимальны и не превышать массу крепления;
- 2) крепление должно быть надежным, хорошо фиксирующим модуль на ноге.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Норкин С.Б. Элементы вычислительной математики. –Москва: Изд-во «Высшая школа», 1966.
2. Хутиев Т.В., Антамонов Ю.Г., Котова А.Б., Пустовойт О.Г. Управление физическим состоянием организма. Тренирующая терапия. –М.: Изд-во «Медицина», 1991.
3. Набиулин М.С., Лычев В.Г. Оптимизация тренирующих нагрузок в реабилитологии. Концептуальные подходы и практическое применение. –Н.Новгород: Изд-во НГМА, 1999.
4. Бронштейн И.Н., Семендяев А.К. Справочник по математике. –М.: Изд-во «Наука», 1967.
5. Поршнев С.В. Вычислительная математика. Курс лекций.