

УДК 608.2

## ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАДЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

**А. С. Воронов, Н. Н. Калигин**ОАО «МКБ Компас»,  
г. Москва

Статья посвящена определению численных характеристик падения человека, позволяющих однозначно детектировать факт падения с помощью акселерометра.

**Ключевые слова:** падение человека, акселерометр, экстренный вызов, PERS, ускорение.

В современном мире большое внимание уделяется социально значимым разработкам, таким как системы медицинской сигнализации или Системы Экстренного Вызова Помощи (PERS - Personal Emergency Response System). Эти системы построены по принципу минимизации времени оказания медицинской помощи пострадавшему человеку, что существенно повышает шансы на выживание и выздоровление. Основным потребителем являются пожилые граждане, нуждающиеся по состоянию здоровья в непрерывном приёме. Как правило, PERS представляет собой клиент-серверную распределённую систему, интегрированную со службой экстренного реагирования. Клиентская часть обычно представлена носимым устройством, обеспечивающим своевременный вызов службы экстренного реагирования при возникновении опасных для здоровья человека ситуаций. Одной из основных проблем таких устройств является проблема точности автоматического определения момента времени возникновения опасности. Есть устройства, обеспечивающие телеметрию большого количества параметров, определяющих состояние человека, таких как частота сердечных сокращений, температура тела и даже уровень глюкозы в крови. Однако на российском рынке такие изделия не получили широкого распространения из-за высокой стоимости и сложности эксплуатации. История использования современных PERS систем в России началась относительно недавно – с 2010 года. Именно тогда стартовал один из первых проектов в этой области «Кнопка жизни» [1], позднее появилось еще несколько похожих сервисов. Крупнейшим покупателем приборов контроля состояния и экстренного вызова

на данный момент является государство. Оно периодически проводит тендеры на закупку приборов для домов престарелых и больниц. Пожилые люди, как правило, не обладают достаточным бюджетом для приобретения дорогостоящих систем, а государство старается минимизировать стоимость закупок. Поэтому в настоящий момент времени активно эксплуатируются приборы ценовой категории не выше 10000 рублей с функцией ручного вызова экстренных служб и функцией автоматического определения падения человека. Основным производителем подобных приборов является Китай, на втором месте стоит канадский производитель Lairac. Китайские и канадские изделия несмотря на свою популярность реализуют упрощенный алгоритм определения падения человека: контролируется превышение ускорения по осям акселерометра по отношению к заданному уровню в течении заданного времени. Фактически это алгоритм определения удара, а не падения [2]. Такой алгоритм в зависимости от настроек приводит к частым ложным срабатываниям либо к нечувствительности прибора к факту падения. Ложные срабатывания дорого обходятся службе экстренного реагирования, а нечувствительность прибора к реальному падению человека опасна для жизни. Поэтому исследования, направленные на определение факта падения человека на основании данных с акселерометра, являются актуальной и социально значимой задачей.

Основные исследования в области определения характеристик падения человека производятся судебно-медицинскими экспертами на основании фактической статистики смертей, травм и данных, полученных при физическом моделировании с помощью ос-

нащенных датчиками манекенов [3]. Эти исследования позволяют выявить предшествующие падению условия по группе признаков, таких как положение тела, одежды и окружающих предметов, однако не содержат численных данных о моменте падения, которые помогли бы однозначно детектировать это событие. В то же время производители акселерометров периодически обозначают в печатных работах общие признаки падения, которые можно зафиксировать с помощью их изделий [4, 5]. Однако предлагаемые алгоритмы носят, скорее, умозрительный характер. Не хватает таких важных параметров, как временные рамки перехода между состояниями, алгоритм детектирования каждого состояния, величины ускорений, тип и параметры предварительной фильтрации сигнала, режим работы и точка крепления измерительного прибора, тип падения, требования к габаритам и массе человека, числовые характеристики качества распознавания. В итоге имеем алгоритмы с неопределенной областью применения и неизвестным качеством работы. Чаще всего предлагается следующий набор состояний акселерометра (рис. 1): спокойное состояние (1), состояние невесомости (2), удар (3), смена положения датчика (4). На рисунке видно, что однозначно выявить каждое из перечисленных состояний в реальных условиях – нетривиальная задача.

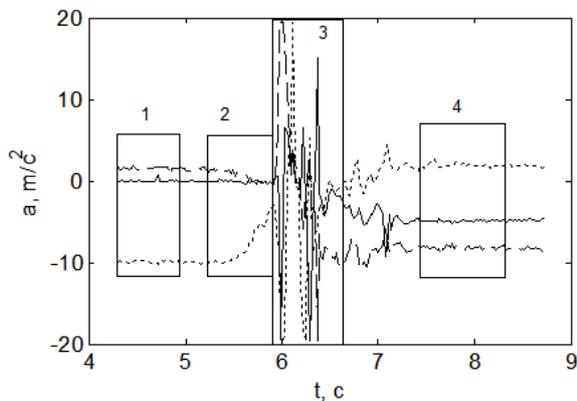


Рисунок 1 – Данные акселерометра.

Здесь и далее измерения проводились с помощью миниатюрного персонального трекера, оснащенного акселерометром LIS3DH. Акселерометр был настроен на режим сверхмалого потребления, т.к. именно такие режимы представляют наибольший интерес в приборах с аккумуляторным питанием и длительным сроком автономной эксплуатации. Параметры акселерометра: частота работы 50 Гц, диапазон измерения  $\pm 2g$ , режим low

power, фильтры отключены. При реальной эксплуатации мы не можем настроить акселерометр на максимально возможную частоту измерений 5кГц, т.к. в таком режиме он будет потреблять порядка 330 мкА и разрядит батарею прибора за месяц. При частоте 50 Гц потребление акселерометра падает до 6мкА, что позволяет прибору автономно функционировать около года. Остальные части реально используемых приборов большую часть времени находятся в ожидании прерывания от акселерометра и потребляют очень мало. В нашей реализации среднее потребление в таком режиме составляет 35мкА. При поступлении сигнала с акселерометра время выхода на рабочий режим меньше 1 мкс, что никак не влияет на алгоритм распознавания падения. Фактически во многих подобных изделиях именно акселерометр определяет время автономной работы.

При экспериментальных исследованиях участвовали люди с ростом от 1,6 м до 1,8 м и массой тела от 60 до 90 кг. Падение осуществлялось из положения стоя на спину. Прибор был закреплен на шее с помощью шнура. От перечисленных условий зависят: максимальный уровень ускорений по осям, принимаемый за свободное падение, время свободного падения, сила и время удара.

В [5] предлагается отслеживать 2 удара при падении человека (рис. 2). Однако эксперименты показали, что однозначно определить количество ударов возможно не более чем в 30% случаев. В остальных случаях все удары сливаются в один сигнал.

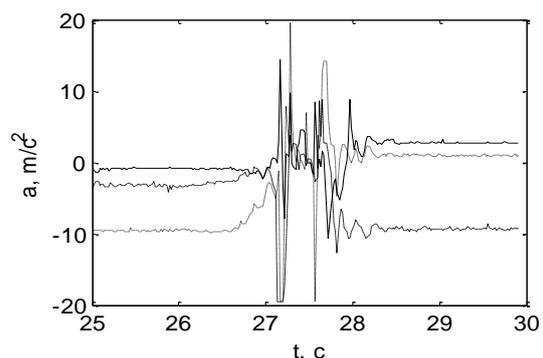


Рисунок 2 – Пример двойного удара.

Производители акселерометров часто в рекламных описаниях ссылаются на встроенные в акселерометр функции, такие как распознавание пространственного положения (6D и 4D orientation), распознавание удара (shock или click detection), распознавание свободного падения (free-fall detection). Одна-

ко забывают упомянуть про взаимоисключаемость некоторых функций. Например, функция определения ориентации в пространстве основана на определении положения вектора свободного падения по отношению к осям, однако для функции распознавания удара необходима фильтрация постоянной составляющей в показаниях акселерометра с помощью ВЧ фильтра, включение которого делает невозможным детектирование пространственного положения.

В результате исследований был разработан следующий алгоритм детектирования падения человека. Работа акселерометра делится на 2 фазы: автономная и совместная. В ходе автономной фазы акселерометр работает в отрыве от основной вычислительной системы, экономя тем самым ресурс батареи. Результатом первой фазы является событие, по которому необходимо переводить основную систему из спящего состояния в рабочее. Во второй фазе акселерометр просто передает свои показания вычислительной системе, которая реализует проверку факта падения.

В качестве первичного события разумно использовать факт наступления состояния, близкого к состоянию невесомости. В состоянии свободного падения показания акселерометра по всем осям стремятся к нулю. При падении человека скорость падения может быть разной, однако момент одновременного уменьшения абсолютных значений ускорений по всем осям присутствует всегда. Как показали эксперименты, это событие имеет достаточно низкую вероятность появления вне отслеживаемого падения. Нужно учитывать, что само по себе свободное падение не означает реальное падение человека и может возникнуть в результате таких действий как резкий наклон или перемещение прибора. В среднем, при ношении на шее такое событие появляется до 10 раз в день при уровне срабатывания  $3,5 \text{ м/с}^2$  в течении 40 мс по каждой оси. Опыты проводились в условиях офиса, дома и общественного транспорта. Такое количество срабатываний позволяет запускать основной вычислительный блок прибора на полную мощность на некоторое время для анализа данных акселерометра после свободного падения без существенного увеличения среднего потребления тока. При возникновении свободного падения запускается вторая фаза, в которой выявляется удар по критерию ASI [2], время между свободным падением и ударом, время удара.

Основной проблемой является определение изменения ориентации прибора в пространстве. До свободного падения прибор «спит» и не фиксирует ориентацию, а акселерометр не имеет средств для автономной НЧ фильтрации сигнала и сохранения какого-либо количества состояний. Следует сразу оговориться, что такая ситуация характерна только для выбранного класса акселерометров. Например, MEMS датчик LSM330 имеет возможность и НЧ фильтрации и сохранения 32 последних отсчетов в буфере акселерометра, но имеет существенно большее потребление тока: от 350 мкА при отключенном гироскопе, что делает бессмысленным его применения в этой области. Для сравнения, наш прибор в активном режиме с работающим акселерометром и 32-х разрядным Cortex M3 микроконтроллером, работающим на частоте 1МГц, потребляет 340 мкА. Т.е. при таком потреблении можно позволить себе непрерывно работать с акселерометром и обслуживать достаточно сложный алгоритм распознавания, но ценой этого будет привязка пользователя к зарядному устройству. К сожалению, на данный момент любой MEMS акселерометр со сверхнизким потреблением характеризуется упрощенной функциональностью. Помимо этого, существует вероятность, что прибор после падения примет близкое к исходному положение. В результате было решено исключить распознавание ориентации из алгоритма.

Экспериментальные исследования заключались в исследовании полученных с акселерометра данных в условиях обычной жизнедеятельности и в момент падения с вычислением ASI, времени падения и длительности удара. Формула, использованная для вычисления ASI:

$$ASI(t) = \sqrt{\left(\frac{\bar{a}_x(t)}{\hat{a}_x}\right)^2 + \left(\frac{\bar{a}_y(t)}{\hat{a}_y}\right)^2 + \left(\frac{\bar{a}_z(t)}{\hat{a}_z}\right)^2}, \quad (1)$$

$$\bar{a}_x(t) = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_x(t) dt, \quad (2)$$

$$\bar{a}_y(t) = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_y(t) dt, \quad (3)$$

$$\bar{a}_z(t) = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_z(t) dt, \quad (4)$$

где  $\hat{a}_x = \hat{a}_y = \hat{a}_z = 19.6 \text{ м/с}^2$ , пределы измерения акселерометра. Эти пределы были выбраны исходя из экспериментальных данных. Здесь следует сразу оговориться, что в соответствии со стандартом BS EN 1317-

1:2010 должны быть использованы следующие значения:  $\hat{a}_x = 12g$ ,  $\hat{a}_y = 9g$ ,  $\hat{a}_z = 10g$ , где  $g = 9.8 \text{ м/с}^2$ . Однако такие нормирующие значения нужны для классификации параметра ASI по степени опасности для человека с учетом массы и демпфирующих свойств легкового автомобиля. Подразумевается также установка датчика строго в одном положении: ось  $x$  направлена по направлению движения, ось  $z$  – вверх, ось  $y$  – перпендикулярно движению. В нашем же случае носимое устройство нельзя жестко закрепить в одном направлении и уровень опасности для человека при тех же значениях предельных ускорений по осям будет иным. Сама методика и критерий ASI могут быть использованы, однако ранжирование по степени опасности для здоровья требует отдельного исследования. Для исключения терминологических разногласий далее будем обозначать критерий как ASI, но подразумевать нормирование по всем осям на уровне  $2g$ .

Для корректного вычисления ASI необходимо удалить вектор гравитации из сигнала, что обеспечивается предварительной ВЧ фильтрацией. Коэффициенты используемого цифрового БИХ фильтра второго порядка:  $b=[1 \ -2 \ 1]$ ,  $a=[1 \ -1.82 \ 0.84]$ . ASI параметр вычисляется с временным окном  $\delta=100$  мс, что обеспечивает достаточное сглаживание случайных вибраций и позволяет гарантированно захватить время удара.

Показания акселерометра с вычислением ASI для обычного состояния приведены на рис. 3.

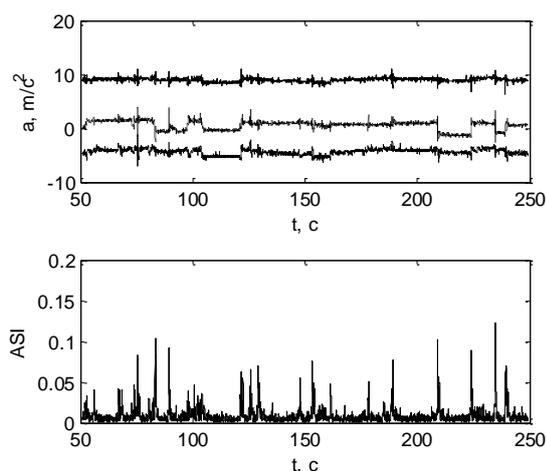


Рисунок 3 – Обычное состояние.

Видно, что ASI стабильно находится ниже уровня 0,15. На рис. 4 изображены показания при падении.

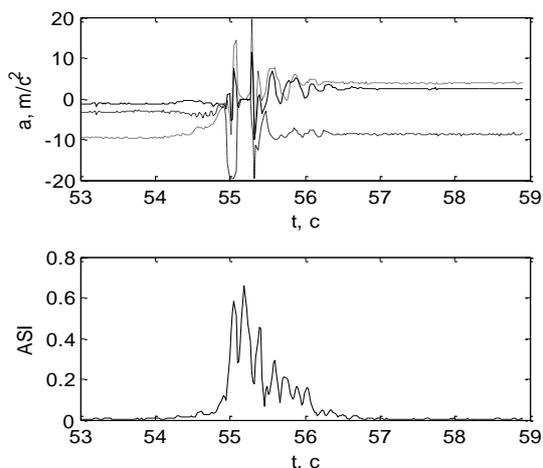


Рисунок 4 – Падение

Видно, что ASI вырастает до уровня 0,65. Для детектирования падения на основании опытных данных предлагается использовать уровень  $ASI=0,4$ . В качестве максимального временного окна между свободным падением и детектированием удара предлагается взять время 1,5 с, т.к. это максимальная длительность ударов, полученных в ходе экспериментов.

Полученные численные параметры алгоритма актуальны для среднестатистических параметров роста и массы тела человека и обеспечивают вероятность распознавания падения 95%.

Предложенный алгоритм при всей своей простоте имеет несколько преимуществ:

- разделение на фазы «сна» и активного состояния детектирующего прибора, что позволяет реализовывать схемы энергосбережения;
- нечувствительность к начальному положению;
- возможность ранжировать факт падения по степени опасности для здоровья человека с помощью общепринятой методики определения силы удара ASI.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А.С. Воронов Н.Н. Калигин Определение момента аварии и оценка вероятности получения опасных для жизни травм // Ползуновский альманах. – 2013. – №1. – С. 83–86.
2. Зарубина С.В. Экспериментальное моделирование падения человека навзничь // Избранные вопросы судебно-медицинской экспертизы. — Хабаровск, 2003. — №6. — С. 42-45.
3. Сычев Г. 3-осевые микромеханические акселерометры ADXL345 и ADXL346 с микропотреб-

## ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАДЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

лением и детектором событий // Электронные компоненты. — Москва, 2010. — №2. — С. 67-71.

4. Цзя Н. Обнаружение падения человека с помощью акселерометра // Электроника: Наука, Технология, Бизнес. — Москва, 2009. — №5. — С. 54-58.

**Воронов Александр Сергеевич** – к.т.н, начальник отдела разработки встраиваемых систем, тел.: +7(495)951-40-62, e-mail: asvoronov@bk.ru;  
**Калигин Николай Николаевич** – инженер-программист. e-mail: nkaligin@yandex.ru