

---

# 3

---

## КИНЕМАТИКА

### 3.0 ИСТОРИЧЕСКОЕ РАЗВИТИЕ И СЛОЖНОСТЬ ПРОБЛЕМЫ

Интерес к реальным закономерностям передвижения людей и животных восходит к доисторическим временам и нашел отражение в наскальных рисунках, статуях и картинах. Подобные реплики были субъективными впечатлениями художника. Лишь столетие назад первые кинокамеры зафиксировали модели передвижения как людей, так и животных. Марей, французский физиолог, в 1885 году использовал фотографическое «пистолет» для записи перемещений при походке человека и хронофотографическое оборудование, чтобы получить линейчатую диаграмму бегуна. Примерно в то же время Мейбридж в США последовательно включил 24 камеры, чтобы зафиксировать движения бегущего человека. В этом столетии прогресс был стремительным, и теперь мы можем записывать и анализировать все, от походки ребенка с церебральным параличом до выступления элитного спортсмена.

Термин, используемый для этих описаний человеческого движения, — кинематика. Кинематика занимается не силами, внутренними или внешними, вызывающими движение, а скорее деталями самого движения. Полное и точное количественное описание простейшего движения требует огромного объема данных и большого количества расчетов, что приводит к огромному количеству графических схем. Например, для описания движения нижней конечности в сагиттальной плоскости за один шаг может потребоваться до 50 переменных. К ним относятся линейные и угловые перемещения, скорости и ускорения. Следует понимать, что любой данный анализ может использовать только

## 46 КИНЕМАТИКА

небольшая часть доступных кинематических переменных. Например, для оценки прыжка в длину с разбега могут потребоваться только скорость и высота центра масс тела. С другой стороны, для анализа механической силы походки человека с ампутированной конечностью могут потребоваться почти все доступные кинематические переменные.

### 3.1 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ

Чтобы отслеживать все кинематические переменные, важно установить систему соглашений. В анатомической литературе установилась определенная условность, и мы можем полностью описать движение, используя такие термины, как проксимальное, сгибательное и переднее. Следует отметить, что все эти термины относительны, т. е. описывают положение одной конечности относительно другой. Они не дают нам никакого представления о том, где мы находимся в космосе.

Таким образом, если мы хотим анализировать движение относительно земли или направление силы тяжести, мы должны установить абсолютную пространственную систему отсчета. Такие соглашения являются обязательными, когда для записи движения используются устройства визуализации. Однако, когда инструменты прикреплены к телу, данные становятся относительными, и мы теряем информацию о гравитации и направлении движения.

#### 3.1.1 Абсолютная система пространственной

отсчета Было предложено несколько систем пространственной отсчета. В тексте используется тот, который часто используется для человеческой походки. Вертикальное направление -  $Y$ , направление прогрессии (переднее-заднее) -  $X$ , а боковое направление (медиально-латеральное) -  $Z$ . Рисунок 3.1 изображает это соглашение.

Положительное направление, как показано. Углы также должны иметь нулевую привязку и положительное направление. Углы в плоскости  $XY$  измеряются от  $0$  в направлении  $X$ , причем положительные углы отсчитываются против часовой стрелки. Точно так же в плоскости  $YZ$  углы начинаются с  $0$  в направлении  $Y$  и положительно увеличиваются против часовой стрелки. Соглашение для скоростей и ускорений выполняется правильно, если мы сохраняем соглашение о пространственных координатах:

$\dot{x}$  = скорость в направлении  $X$ , положительная при увеличении  $x$   
 $\dot{y}$  = скорость в направлении  $Y$ , положительная при увеличении  $y$   
 $\dot{z}$  = скорость в направлении  $Z$ , положительная при увеличении  $z$   
 $\ddot{x}$  = ускорение в направлении  $X$ , положительный, когда  $\dot{x}$  увеличивается  
 $\ddot{y}$  = ускорение в направлении  $Y$ , положительный, когда  $\dot{y}$  увеличивается  
 $\ddot{z}$  = ускорение в направлении  $Z$ , положительный, когда  $\dot{z}$  увеличивается

То же самое относится к угловым скоростям и угловым ускорениям. Угловое увеличение против часовой стрелки является положительной угловой скоростью  $\omega$ . Когда  $\omega$  увеличивается, мы вычисляем положительное угловое ускорение  $\alpha$ .

## 3.1 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ 47

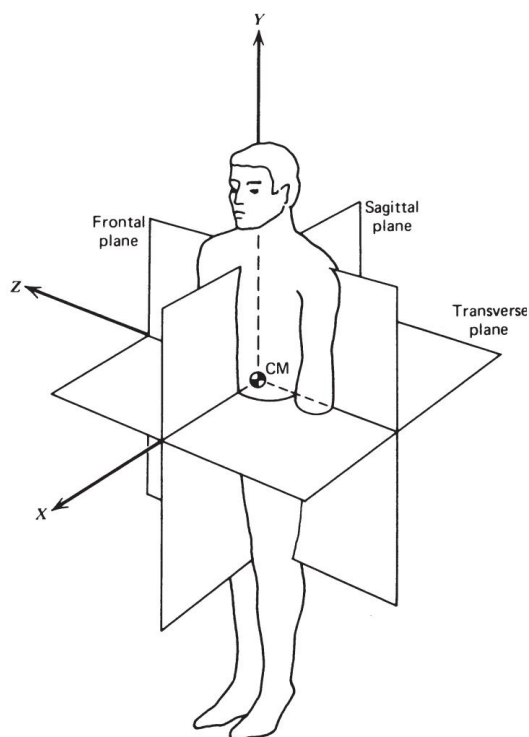


Рисунок 3.1 Пространственная система координат для всех данных и анализов.

Пример, взятый из данных о человеке во время ходьбы, иллюстрирует соглашение. Кинематика сегмента правой ноги (если смотреть с правой стороны) и ее центр масс анализировались следующим образом:

$$\omega = 2,34 \text{ рад/с}, \alpha = 14,29 \text{ рад/с}^2, u_x = 0,783 \text{ м/с} \quad a_x = 9,27$$

$$\text{м/с}^2, u_y = 0,021 \text{ м/с}, a_y = 0,31 \text{ м/с}^2$$

Это означает, что сегмент ноги вращается по часовой стрелке, но замедляется (ускоряется против часовой стрелки). Скорость центра масс ноги направлена вперед и очень немного вверх, но она замедляется в направлении вперед и ускоряется вниз.

### 3.1.2 Полное описание сегмента тела в пространстве

Полная кинематика любого сегмента тела требует 15 переменных данных, все из которых меняются со временем:

1. Положение (x, y, z) центра масс сегмента 2.

Линейная скорость ( $\dot{x}$ ,  $\dot{y}$ ,  $\dot{z}$ ) центра масс сегмента

## 48 КИНЕМАТИКА

3. Линейное ускорение ( $\ddot{x}$ ,  $\ddot{y}$ ,  $\ddot{z}$ ) центра масс сегмента 4. Угол сегмента в двух плоскостях,  $\theta$  5. Угловая скорость сегмента в двух плоскостях,  $\dot{\theta}_x$ ,  $\dot{\theta}_y$  6. Угловое ускорение сегмента в двух плоскостях,  $\ddot{\theta}_x$ ,  $\ddot{\theta}_y$

Обратите внимание, что данные третьего угла избыточны; направление любого сегмента может быть полностью описано в двух плоскостях. Для полного описания всего тела (стопа + ноги + бедра + туловище + голова + плечи + предплечья и кисти = 12 сегментов) движение в трехмерном (3D) пространстве требовало  $15 \times 12 = 180$  переменных данных. Неудивительно, что нам еще предстоит описать, не говоря уже о анализе, некоторые из наиболее сложных движений. Определенные упрощения, безусловно, могут уменьшить количество переменных до управляемого числа. Например, при симметричной ровной ходьбе мы можем предположить движение в сагиттальной плоскости и обычно можем игнорировать движение рук. Голову, руки и туловище (НАТ) часто считают одним сегментом, и, предполагая симметрию, нам нужно собирать данные только по одной нижней конечности. Переменные данных в этом случае (четыре сегмента, одна плоскость) можно сократить до более управляемых 36.

### 3.2 МЕТОДЫ ПРЯМЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

#### 3.2.1 Гониометры

Гониометр — это специальное название электрического потенциометра, который можно присоединить для измерения угла сустава. Одно плечо гониометра прикрепляют к одному сегменту конечности, другое — к соседнему сегменту конечности, а ось гониометра совмещают с осью сустава. На рис. 3.2 вы можете увидеть установку гониометра на коленном суставе вместе с эквивалентной электрической схемой. На внешние клеммы подается постоянное напряжение  $E$ , и рычаг стеклоочистителя перемещается, снимая часть общего напряжения. Доля напряжения зависит от угла шарнира  $\theta$ . Таким образом, напряжение на рычаге стеклоочистителя равно  $v = kE\theta = kI\theta$  вольт. Обратите внимание, что для напряжения, пропорционального  $\theta$ , требуется потенциометр, сопротивление которого зависит от  $\theta$  линейно. Гониометр, предназначенный для клинических исследований, показан на пациенте на

#### Преимущества

1. Гониометр вообще недорог.
2. Выходной сигнал сразу доступен для записи или преобразования в компьютер.
3. Плоскостное вращение регистрируется независимо от плоскости движения сустава.

## 3.2 МЕТОДЫ ПРЯМЫХ ИЗМЕРЕНИЙ 49

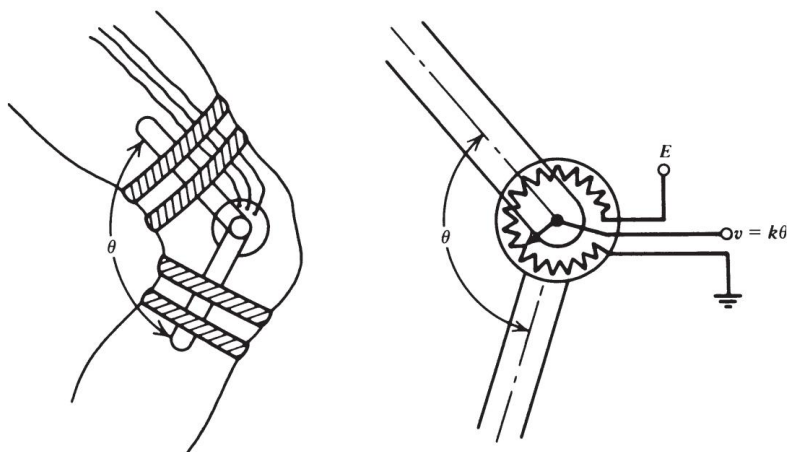


Рисунок 3.2. Механическое и электрическое устройство гониометра, расположенного на коленном суставе. Выходное напряжение пропорционально углу соединения.

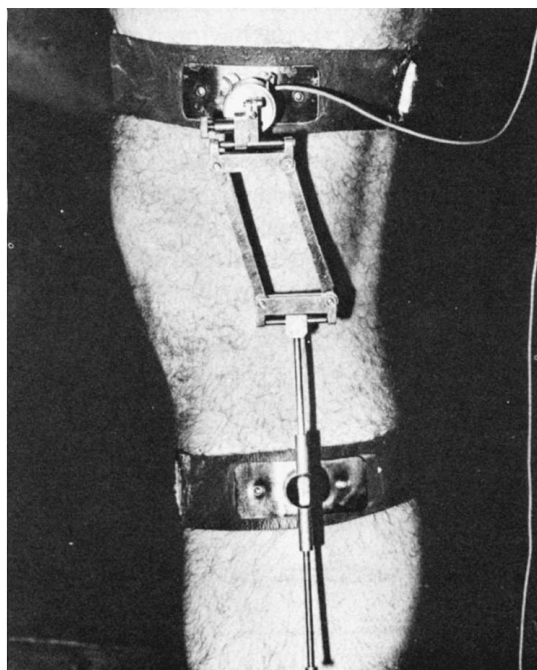


Рисунок 3.3 Электрогониометр, предназначенный для учета изменений оси вращения коленного сустава, показанный здесь, установленный на пациенте. (Воспроизведено с разрешения Медицинского центра Чедок-Макмастер, Гамильтон, Онтарио, Канада.)

## 50 КИНЕМАТИКИ

### Недостатки

1. Даются относительные угловые данные, а не абсолютные углы, что сильно ограничивает оценочную ценность данных.
2. Для подгонки и выравнивания может потребоваться слишком много времени, а выравнивание по жировой и мышечной ткани может меняться в зависимости от времени движения.
3. Если установлено большое количество, лямки могут мешать движению. и кабели.
4. Требуются более сложные гониометры для суставов, которые не двигаются как шарнирные соединения.

### 3.2.2 Специальные системы измерения угла соединения

Совсем недавно в области эргономики была разработана специальная система перчаток для измерения кинематики пальцев и большого пальца. На рис. 3.4 показана конструкция перчаточного датчика, состоящего из легкой эластичной перчатки с датчиками на двух проксимальных суставах каждого пальца и большого пальца, а также датчика, отводящего большой палец. Каждый преобразователь представляет собой петлю оптоволоконного кабеля с постоянным источником инфракрасного излучения и вытравливается в области интересующего сустава. Когда сустав сгибается, волокно изгибается и свет выходит наружу; чем больше изгиб, тем больше света уходит. Таким образом, угловое смещение при изгибе определяется как уменьшение интенсивности света, принимаемого детектором, и предварительно калибруется по углу изгиба. В основном такая система использовалась при изучении травм от повторяющихся растяжений (см. Moore et al., 1991).

### 3.2.3 Акселерометры

Как следует из названия, акселерометр — это устройство, измеряющее ускорение. Большинство акселерометров представляют собой не что иное, как преобразователи силы, предназначенные для измерения сил реакции, связанных с заданным ускорением. Если ускорение сегмента конечности равно  $a$ , а масса внутри равна  $m$ , то сила, действующая на массу, равна  $F = ma$ . Эта сила измеряется датчиком силы, обычно тензометрическим или пьезорезистивным. Масса ускоряется против датчика силы, который создает сигнальное напряжение  $V$ , пропорциональное силе, и, поскольку  $m$  известно и постоянно,  $V$  также пропорционально ускорению. Ускорение может быть направлено к поверхности преобразователя или от нее; на последнее указывает изменение знака сигнала. В большинстве движений нет гарантии, что вектор ускорения будет действовать под прямым углом к поверхности преобразователя силы. Более вероятная ситуация изображена на рис. 3.5, где вектор ускорения имеет компонент, нормальный к преобразователю, и другой компонент, касающийся поверхности преобразователя. Таким образом, акселерометр измеряет составляющую, ничего не известно

## 3.2 МЕТОДЫ ПРЯМОГО ИЗМЕРЕНИЯ 51

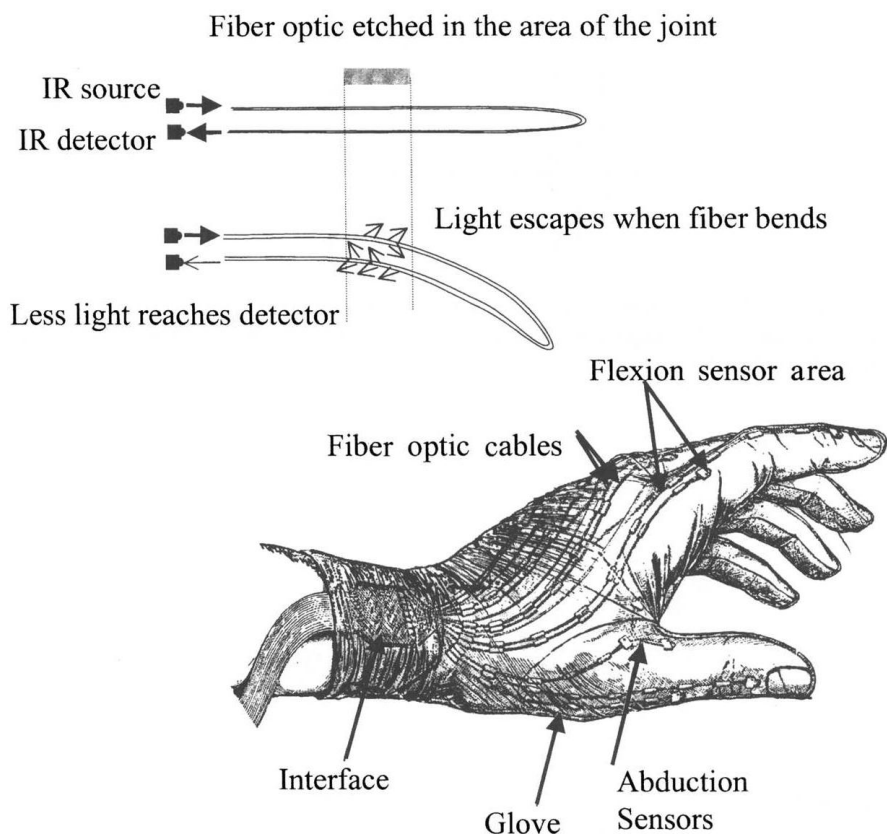


Рис. 3.4. Конструкция и работа перчаточного датчика для измерения угловых перемещений пальцев. Преобразователь представляет собой виток оптоволоконного кабеля; количество света, возвращающегося к детектору, уменьшается с увеличением сгибания пальцев. Каждый кабель калибруется по угловому смещению в зависимости от обнаруженной интенсивности света. (Любезно предоставлено лабораторией эргономики кафедры кинезиологии Университета Ватерлоо, Ватерлоо, Онтарио, Канада.)

около  $at$  или  $a$ , если не используется трехосный акселерометр. Такой трехмерный преобразователь представляет собой не что иное, как три отдельных акселерометра, установленных под прямым углом друг к другу, каждый из которых затем реагирует на ортогональный компонент, действующий вдоль его оси. Даже с трехосным акселерометром, установленным на конечности, могут возникнуть проблемы из-за вращения конечности, как показано на рис. 3.6. В обоих случаях нога ускоряется в одном и том же абсолютном направлении, указанном вектором  $a$ . Измеренная составляющая ускорения  $ap$  в каждом случае сильно различается. Таким образом, акселерометр ограничивается теми движениями, направление которых в пространстве резко не меняется, или специальными надуманными движениями, такими как горизонтальное сгибание предплечья относительно неподвижного локтевого сустава.

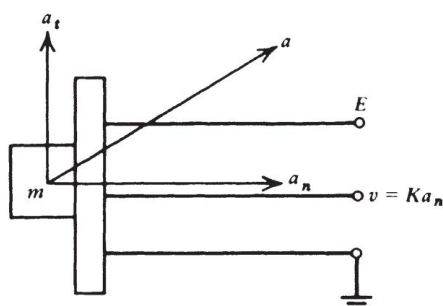


Рис. 3.5 Схематическая диаграмма акселерометра, показывающая ускорение с нормальной и тангенциальной составляющими. Выходное напряжение пропорционально нормальной составляющей ускорения, т.е.

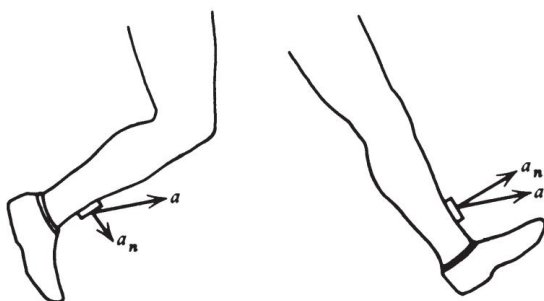


Рис. 3.6 Две ситуации движения, когда ускорение в пространстве одинаково, но нормальные компоненты сильно различаются.

Типичная электрическая схема пьезорезистивного акселерометра показана на рис. 3.7. Он представляет собой полумост, состоящий из двух одинаковых резисторов  $R1$ . Внутри датчика резисторы  $R_a$  и  $R_b$  изменяют свое сопротивление пропорционально действующему на них ускорению. Без ускорения  $R_a = R_b = R1$  и с правильно отрегулированным потенциометром баланса напряжение на клемме 1 такое же, как и на клемме 2. Таким образом, выходное напряжение равно  $V = 0$ . При ускорении в показанном направлении  $R_b$  увеличивается, а  $R_a$  уменьшается; таким образом, напряжение на клемме 1 увеличивается. Результирующий дисбаланс в мостовой схеме приводит к напряжению  $V$ , пропорциональному ускорению. И наоборот, если ускорение направлено вверх,  $R_b$  уменьшается, а  $R_a$  увеличивается; мост разбалансируется в обратном направлении, давая сигнал противоположной полярности. Таким образом, во всем динамическом диапазоне акселерометра сигнал пропорционален как величине, так и направлению ускорения, действующего вдоль оси акселерометра. Однако, если потенциометр баланса не установлен должным образом, у нас будет несбалансированный мост, и мы можем получить зависимость напряжения от ускорения, подобную той, что показана пунктирной линией.

## 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 53

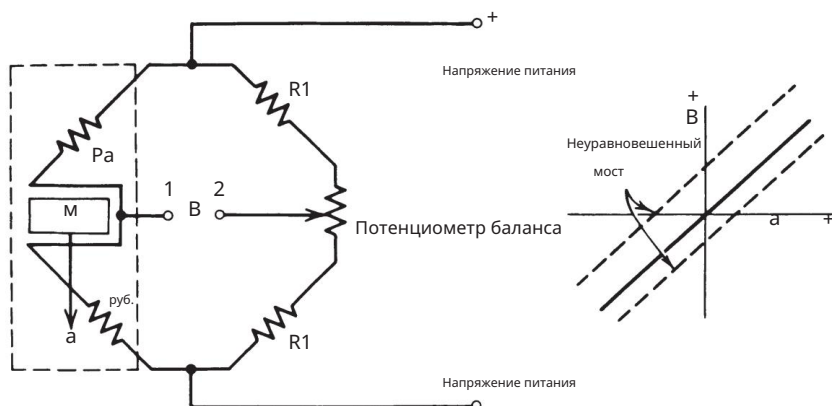


Рисунок 3.7 Электрическая мостовая схема, используемая в большинстве датчиков силы и акселерометров.

Подробное описание операции см. в тексте.

#### Преимущества

1. Выходной сигнал сразу доступен для записи или преобразования в компьютер.

#### Недостатки

1. Ускорение относительно его положения на сегменте конечности.
2. Стоимость акселерометров может быть чрезмерной, если используется большое количество; также стоимость записывающего устройства или аналого-цифрового преобразователя может быть высокой.
3. Если используется большое количество, они могут затруднить движение.
4. Многие типы акселерометров весьма чувствительны к ударам и легко сломанный.
5. Масса акселерометра может привести к артефакту движения, особенно при быстрых движениях или движениях с ударами.

### 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Китайская поговорка «Картинка лучше десяти тысяч слов» содержит важное сообщение для любого человека-наблюдателя, включая исследователя биомеханики, интересующегося человеческим движением. Из-за сложности большинства движений единственной системой, которая может собрать все данные, является система визуализации. Учитывая дополнительную задачу описания динамической деятельности, мы также сталкиваемся с необходимостью сбора данных в течение длительного периода времени.

Это требует делать много изображений через равные промежутки времени во время мероприятия.

Существует множество типов систем визуализации, которые можно использовать.

Обсуждение будет ограничено тремя различными типами: кинокамерой, телевизором и

## 54 КИНЕМАТИКА

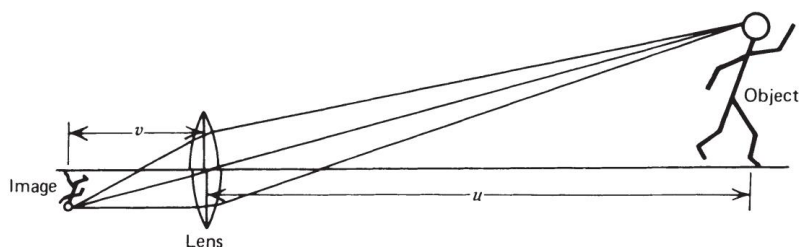


Рис. 3.8. Простая система фокусирующих линз, показывающая связь между объектом и изображением.

оптоэлектрические типы. Какая бы система ни была выбрана, используется линза; поэтому здесь дан краткий обзор базовой оптики.

### 3.3.1 Обзор базовой оптики объектива

Простая собирающая линза создает перевернутое изображение в фокусе на расстоянии  $v$  от линзы. Как видно на рис. 3.8, если расстояние между объективом и объектом равно  $u$ , то фокусное расстояние  $f$  объектива равно:

$$\frac{1}{\phi} \stackrel{="=}{=} \frac{1}{B} + \frac{1}{\text{ты}} \quad (3.1)$$

Системы визуализации, используемые для изучения движений, таковы, что расстояние от объекта до линзы довольно велико по сравнению с расстоянием от линзы до изображения. Поэтому,

$$\frac{1}{\text{ты}} \rightarrow 0, \quad \frac{1}{\phi} \stackrel{="=}{=} \frac{1}{B}, \quad \text{или } f = v \quad (3.2)$$

Таким образом, если мы знаем фокусное расстояние системы линз, мы можем видеть, что размер изображения связан с размером объекта посредством простой триангуляции. Типичное фокусное расстояние составляет 25 мм, широкоугольный объектив — 13 мм, а телеобъектив — 150 мм. Зум-объектив — это всего лишь объектив, в котором фокусное расстояние бесступенчато изменяется в заданном диапазоне. Таким образом, по мере увеличения  $L$  фокусное расстояние должно пропорционально увеличиваться, чтобы получить тот же размер изображения. Рисунок 3.9 иллюстрирует этот принцип. Для максимальной точности крайне желательно, чтобы изображение было как можно большего размера. Таким образом, выгодно иметь зум-объектив, а не серию фиксированных объективов; Индивидуальные корректировки могут быть легко сделаны для каждого изучаемого движения или даже в ход

### 3.3.2 Установка $f$ -ступени и поле фокусировки

Количество света, попадающего в объектив, регулируется апертурой объектива, которая измеряется его диафрагмой ( $f$  означает долю открытия диафрагмы объектива).

## 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 55

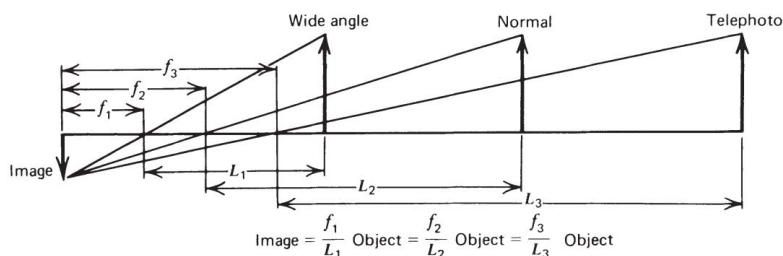


Рис. 3.9 Различия в фокусном расстоянии широкоугольного, обычного и телеобъектива приводят к получению изображения одинакового размера.

Чем больше отверстие, тем меньше значение диафрагмы. Каждая настройка диафрагмы соответствует пропорциональному изменению количества пропускаемого света. Объектив может иметь следующие настройки: 22, 16, 11, 8, 5,6, 4, 2,8 и 2.  $f/22$  равно  $1/22$  диаметра объектива, а  $f/11$  составляет  $1/11$  диаметра объектива. Таким образом,  $f/11$  пропускает в четыре раза больше света, чем  $f/22$ . Фракции расположены таким образом, что каждая из них пропускает в два раза больше света, чем соседняя более высокая настройка (например,  $f/2,8$  дает в два раза больше света, чем  $f/4$ ).

Чтобы свести требования к освещению к минимуму, очевидно, что объектив должен быть открыт как можно шире с низкой настройкой  $f$ . Однако возникают проблемы с полем фокусировки. Это определяется как максимальный и минимальный диапазон объекта, который будет создавать сфокусированное изображение. Чем ниже значение  $f$ , тем уже диапазон, в котором объект будет в фокусе.

Например, если мы хотим сфотографировать движение, которое должно двигаться в диапазоне от 10 до 30 футов, мы не можем уменьшить диафрагму ниже 5,6. Диапазон, установленный на объективе, будет составлять около 15 футов, и все, что находится в диапазоне от 10 до 30 футов, останется в фокусе. Окончательное решение относительно диафрагмы зависит от скорости затвора кинокамеры и светочувствительности пленки.

### 3.3.3 Кинематография\*

Доступно много разных размеров кинокамер; 8-мм камеры самые маленькие. (На самом деле они используют 16-миллиметровую пленку, которая дважды пропускается через камеру, а затем после проявления делится на две 8-миллиметровые полосы.) Затем есть 16-миллиметровая, 35-миллиметровая и 70-миллиметровая. Размер изображения 8 мм несколько мал для точных измерений, а 35-мм и 70-мм кинокамеры слишком дороги для покупки и эксплуатации. Таким образом, 16-мм камеры стали разумным компромиссом, а большинство высокоскоростных кинокамер имеют размер 16 мм.

Доступно несколько типов 16-мм камер. Некоторые из них имеют пружинный привод; другие приводятся в действие двигателем либо от батарей, либо от источников переменного тока. Типы с батарейным питанием имеют то преимущество, что их можно переносить на места, где нет электричества.

Тип необходимой пленки зависит от имеющегося освещения. Рейтинг ASA — это показатель скорости фильма; чем выше рейтинг, тем меньше света требуется для получения той же экспозиции. Обратная пленка 4-X с рейтингом ASA 400 является распространенным типом. Также доступны более высокие рейтинги ASA, которые хороши для качественной оценки движения, особенно спортивных событий с более быстрыми темпами. Однако крупнозернистость этих пленок с более высоким содержанием ASA вносит неточности в количественный анализ.

Последним фактором, влияющим на необходимое освещение, является выдержка камеры. Чем выше частота кадров, тем меньше времени доступно для экспонирования пленки. Большинство высокоскоростных камер имеют вращающиеся затворы, которые открываются один раз за оборот в течение определенного периода времени, чтобы экспонировать новый кадр неэкспонированной пленки. Дуга открытия, как показано на рисунке 3.10, и скорость вращения затвора определяют время экспозиции. Например, при 60 кадрах в секунду с использованием 3-факторного затвора время экспозиции составляет  $1/180$  с. Количество попадающего света будет таким же, как у обычной (неподвижной) камеры, настроенной на выдержку  $1/180$  с.

Чтобы сделать окончательные настройки, мы используем экспонометр для измерения интенсивности света на человеческом объекте. Для данной съемки предустановленными переменными являются ASA пленки, коэффициент затвора и частота кадров. Частота кадров устанавливается достаточно низкой, чтобы запечатлеть желаемое событие, но не настолько высокой, чтобы требовать дополнительного освещения или приводить к трате пленки. Чтобы понять проблему, связанную с выбором оптимальной скорости, учащийся возвращается к разделу 2.2.4.2, посвященному теореме выборки. Последняя переменная, которую необходимо решить, — это диафрагма. Экспонометр дает показания электрического счетчика, пропорциональные интенсивности света, так что при установке ASA пленки и времени экспозиции правиль-

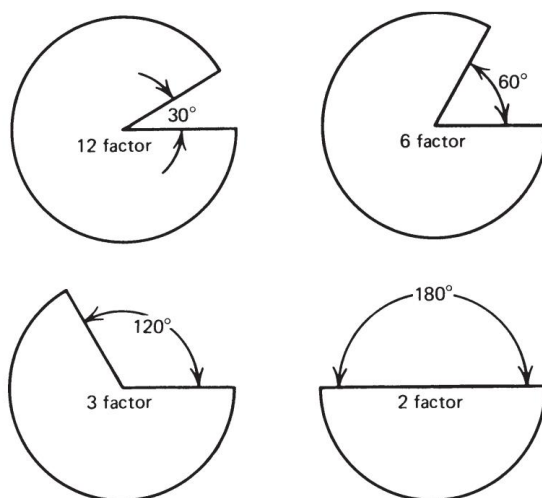


Рис. 3.10 Затворы с различными факторами, используемые в кинокамерах. Пленка экспонируется во время дуги открытия и продвигается вперед, когда затвор закрыт.

### 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 57

можно определить. Таким образом, если видеокамера настроена на правильную частоту кадров, диафрагму и диапазон, съемка готова к началу.

3.3.3.1 Методы преобразования фильмов. Поскольку 16-мм кинокамеры являются наиболее распространенной формой сбора данных, важно знать о различных методах извлечения координат. Каждая система, которая развилась, требует проецирования каждого кадра фильма на экран той или иной формы. Наиболее распространенный тип требует, чтобы оператор перемещал механическую систему координат  $x$  и  $y$  до тех пор, пока точка, свет или перекрестие не окажется над желаемым анатомическим ориентиром. Затем координаты  $x$  и  $y$  могут быть считаны или переданы в компьютер одним нажатием кнопки. На рис. 3.11 показаны составные части такой системы преобразования.

Второй тип системы включает в себя проецирование изображения пленки на специальную сетку. Когда оператор касается сетки специальной ручкой, координаты автоматически передаются в компьютер. Обе системы ограничены скоростью и точностью человека-оператора. Наш опыт показывает, что опытный оператор может преобразовать в среднем 15 пар координат в минуту. Таким образом, запись 3-х секундного фильма, снятого со скоростью 50 кадров в секунду, может иметь пять маркеров, преобразованных за 30 минут.



Рис. 3.11. Типичная схема микрокомпьютерной оцифровки координат данных киноплёнки. Ножная педаль позволяет оператору передавать координатные данные на компьютер со скоростью около 10 пар координат в минуту. Ошибка оцифровки составляет около 1 мм среднеквадратичного значения при расположении камеры на расстоянии 4 м от объекта.

## 58 КИНЕМАТИКА

Было обнаружено, что человеческая ошибка, связанная с этой оцифровкой, случайна и довольно мала. Для камеры, находящейся на расстоянии 4 м от объекта, среднеквадратический (среднеквадратический) «шум», присутствующий в преобразованных данных, был измерен на уровне 1–1,5 мм.

### 3.3.4 Телевидение\*

Основное различие между телевидением и кинематографом заключается в том, что телевидение имеет фиксированную частоту кадров. Имя, данное каждому телевизионному изображению, представляет собой поле. В Северной Америке 60 полей в секунду; в Европе стандарт 50 полей в секунду. Таким образом, телевидение имеет достаточно высокую частоту поля для большинства движений, но, вероятно, слишком низкую для количественного анализа быстрых спортивных событий. Диафрагму, фокус и освещение для телевизора можно отрегулировать, наблюдая за телевизионным монитором, поскольку элементы управления различны. Многие телевизионные камеры имеют как электронные, так и оптические элементы управления, влияющие на яркость и контрастность, а некоторые имеют встроенную стробоскопическую подсветку. Кроме того, фокусировку можно регулировать как электронным, так и оптическим способом. Основным преимуществом телевидения является возможность мгновенного воспроизведения, которое служит как для проверки качества, так и для начальной качественной оценки. Во-вторых, телевизионный сигнал может быть преобразован в цифровую форму с помощью «захвата кадров» для немедленного анализа.

3.3.4.1 Телевизионные видеокамеры. Некоторые технические проблемы могут возникнуть из-за использования стандартных телевизионных камер видикона. Сильный сигнал от отражающего маркера создает отчетливое круглое изображение, когда маркер не движется. Однако при быстром движении маркера круглое изображение размывается и появляется задний фронт. Таким образом, порог срабатывания для преобразования в два уровня (черный и белый) должен быть тщательно установлен, чтобы обеспечить круговое оцифрованное изображение. Более надежный способ избавиться от размытия — использовать стробоскопическую систему, которая приводит к экспонированию трубки телевизионного изображения в течение миллисекунды или меньше. По сути, стробоскоп действует как электронный затвор.

Стробоскопические системы также устраняют вторую проблему, связанную с постоянно экспонированной трубкой: искажение координат маркера из-за временной задержки при сканировании от верха изображения к низу изображения. Сканирование одного телевизионного поля занимает около 15 мс; таким образом, маркер головы может быть просканирован за 10 мс до маркера стопы. Система стробоскопа останавливает все изображения маркеров в один и тот же момент времени так же, как это делает кинокамера.

Новые камеры с зарядовой связью (ПЗС) имеют механическое или электронное управление затвором, которое устраняет как размытие, так и перекося. Дальнейшим развитием является инфракрасная камера, которая не использует видимый свет и не подвержена влиянию отражений от других источников света, кроме тех источников, которые необходимы для получения желаемого кругового отражения от маркеров. На рис. 3.12 показана типичная инфракрасная камера, стационарно закрепленная на потолке в клинической лаборатории ходьбы. Активные инфракрасные лучи образуют форму «бублика» вокруг объектива камеры и пульсируют с частотой 120 Гц в течение периода менее миллисекунды.

### 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 59

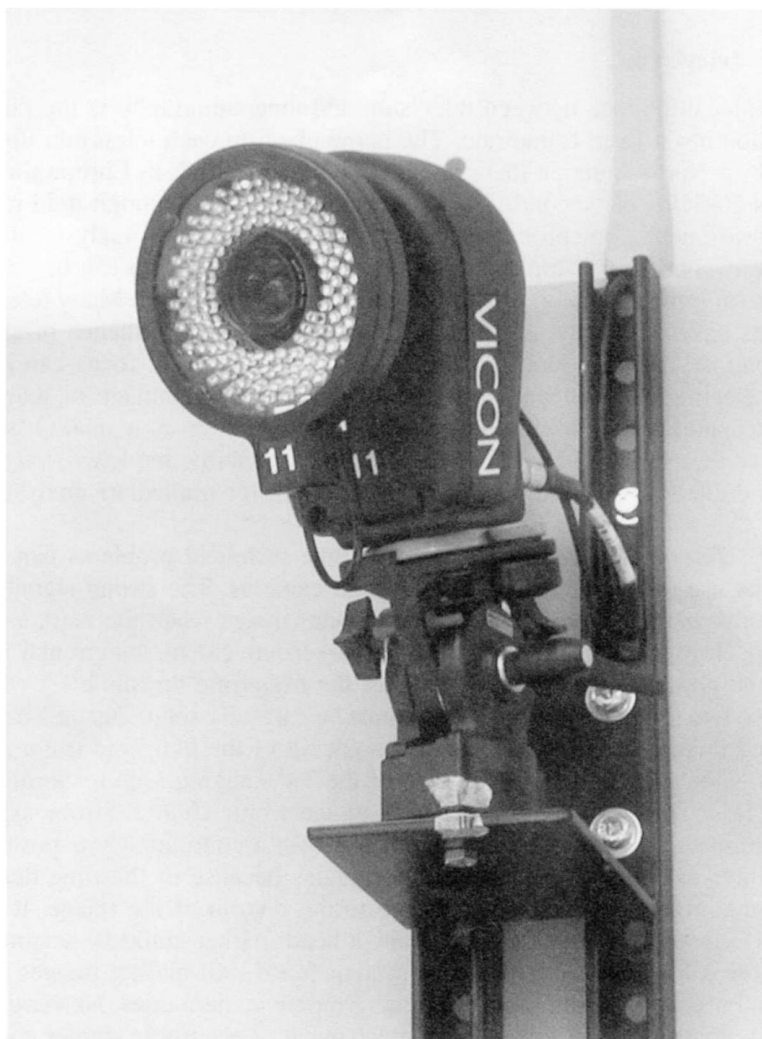


Рис. 3.12 Типичная инфракрасная телекамера, стационарно установленная в клинической лаборатории походки. Инфракрасные лучи образуют форму «бублика» вокруг объектива и пульсируют в течение короткого времени в каждом кадре, чтобы заморозить изображение перед сканированием. (Любезно предоставлено Лабораторией анализа походки Детского медицинского центра Коннектикута, Хартфорд, Коннектикут.)

Эта камера является одной из шести-двенадцати камер, которые можно установить вокруг лаборатории ходьбы. Таким образом, отраженный инфракрасный свет от маркеров является единственным светом, который улавливает камера, а поскольку это импульсный источник, изображения маркеров «замораживаются» во времени. На рис. 3.13 показано такое расположение в лаборатории клинической ходьбы вместе со сферическими отражающими маркерами, установленными на молодом пациенте.



Рис. 3.13. Оценка походки пациента с церебральным параличом в клинической лаборатории походки. Инфракрасные камеры на потолке и стенах улавливают отраженный свет от сферических светоотражающих маркеров, установленных по обеим сторонам корпуса. (Любезно предоставлено Лабораторией анализа походки Детского медицинского центра Коннектикута, Хартфорд, Коннектикут.)

3.3.4.2 Историческое развитие телевизионных систем оцифровки. Почти все телевизионные системы анализа движения были разработаны в университетских исследовательских лабораториях. В конце 1960-х годов начали появляться первые сообщения о телевизионных системах: в Технологическом университете Делфта в Нидерландах (Furnee, 1967, согласно Woltring, 1987) и на Двадцать первой конференции EMB в Хьюстоне, штат Техас (Винтер и др., 1968). Первая опубликованная статья об операционной системе была написана Динном и др. (1970) из Технического университета Новой Шотландии в Галифаксе, Новая Шотландия, Канада. Он получил название CINTEL (Computer INterface for TELivision) и был разработан для оцифровки ангиографических изображений с разрешением 4 бита (16 уровней серого) для определения динамики объема левого желудочка во времени (Trenholm et al., 1972). Он также испо

### 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 61

исследования походки в Университете Манитобы в Виннипеге, Манитоба, Канада, где с более высоким пространственным разрешением и однобитным (черно-белым) преобразованием было оцифровано круглое изображение отражающего полусферического шарика для пинг-понга, прикрепленного к анатомическим ориентирам (Winter и др., 1972). Имея около 10 пикселей в каждом изображении маркера, можно было путем усреднения их координат повысить пространственную точность каждого маркера с 1 см (расстояние между строками сканирования каждого поля) примерно до 1 мм. Материал 3M Scotch®, который использовался в качестве отражающего материала, использовался в большинстве последующих экспериментальных и коммерческих систем.

Джарретт и др. (1976) сообщили о системе, которая обнаруживала левый край изображения небольшого отражающего маркера, занимавшего одну или две строки сканирования. К сожалению, пространственная точность была равна расстоянию между строками сканирования, что составляет около 1 см. Эта система была принята и усовершенствована компанией VICON (ВИДЕО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ) в своей коммерческой системе. Были обнаружены как левый, так и правый края изображения маркера, а затем обнаруженные точки были подогнаны с помощью программного обеспечения AMASS к окружности (Macleod et al., 1990). На основе подгонки окружности был рассчитан центр тяжести. Другие коммерческие системы, такие как система, разработанная Motion Analysis Corporation, используют запатентованные методы обнаружения границ (Expert Vision). Система ELITE (Elaboratore di Immagini Televisive), разработанная в Милане, Италия, использовала распознавание формы всего изображения маркера, а не обнаружение краев. Специальный компьютерный алгоритм, работающий в режиме реального времени, использовал метод распознавания образов взаимной корреляции, основанный на размере и форме (Ferrigno and Pedotti, 1985). Эта система использует все уровни серого при обнаружении формы, тем самым улучшая пространственное разрешение до 1/2800 поля зрения. Если мы считаем, что высота поля составляет около 2,5 м, это соответствует точности около 0,9 мм.

3.3.4.3 Методы телевизионного преобразования. Каждая из коммерческих телевизионных систем, упомянутых в предыдущем разделе, обладает собственной уникальной методикой выявления наличия маркера и определения его центра, а также маркировки маркеров из многокамерной системы.

#### 3.3.5 Оптоэлектрические методы\*

За последние несколько лет было сделано несколько разработок в области оптоэлектрических систем формирования изображений, которые имеют некоторые преимущества перед кинематографией и телевидением. Первая коммерческая система была разработана компанией Northern Digital в Ватерлоо, Онтарио, Канада, и называлась Watsmart. Это была активная система, которая требовала, чтобы испытуемый носил крошечные инфракрасные лампы на каждом желаемом анатомическом ориентире. Огни вспыхивали последовательно, и световая вспышка фиксировалась на специальной камере. Камера состояла из стандартного объектива, фокусирующего световую вспышку на поверхность специального полупроводникового диода. Более поздняя разработка этой активной системы привела к созданию систем

## 62 КИНЕМАТИКА

называется ОПТОТРАК. Такая система состоит из трех камер, установленных в линию на жесткой раме, как показано на рис. 3.14. Левая и правая линзы установлены немного внутрь, а их линейные диодные решетки установлены горизонтально. Таким образом, их сканирование в импульсном свете позволит определить положение маркера в вертикальной плоскости. Средняя линза установлена так, что ее диодная матрица установлена вертикально, и ее развертка будет определять горизонтальную плоскость. На рис. 3.15 показано это расположение. Левый и правый детекторы определяют положение всех маркеров в вертикальной плоскости; пересечение этих двух вертикальных плоскостей представляет собой вертикальную линию. Таким образом, любые маркеры на этой вертикальной линии будут фиксировать один и тот же сигнал на левую и правую камеры. Объектив средней камеры направлен прямо вперед, а диодная матрица установлена вертикально. Таким образом, эта камера определит все маркеры в горизонтальной плоскости. Пересечение этой горизонтальной плоскости с вертикальной линией, определяемой двумя другими камерами, является уникальной трехмерной точкой в пространстве. Таким образом, при импульсе каждого инфракрасного диода (IRED) записываются его координаты  $x, y, z$  в глобальной системе отсчета (GRS). Импульсный свет от второго источника света дает другую вертикальную линию и горизонтальную плоскость и, таким образом, другой набор координат  $x, y, z$ . У такой активной системы есть несколько уникальных преимуществ. Не требуется специального программного обеспечения (как в телевидении), что

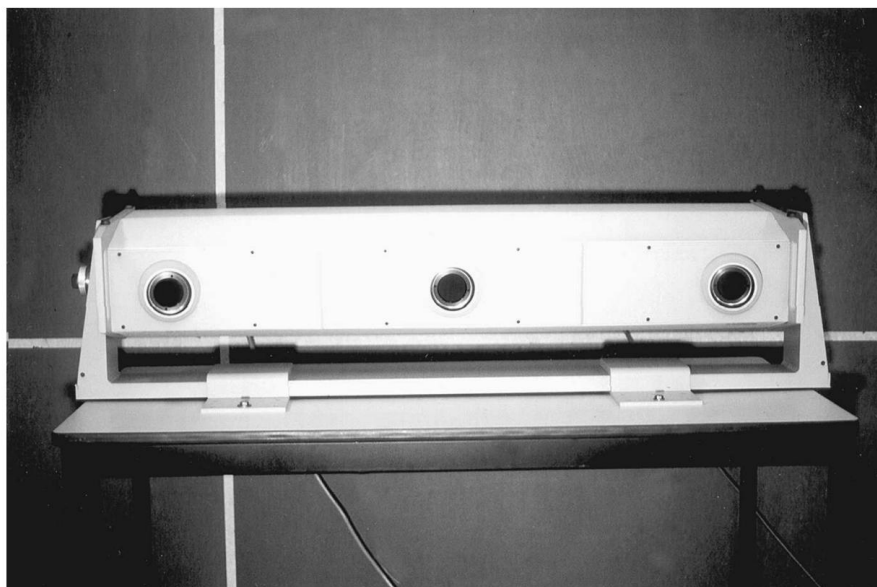


Рис. 3.14. Система ОПТОТРАК с тремя линзами, каждая с линейной диодной матрицей. Две внешние линзы смотрят немного внутрь, и каждая определяет вертикальную плоскость, а средняя линза определяет горизонтальную плоскость. На рис. 3.15 показано, как эти три массива диодов определяют маркер в трехмерном пространстве. (Любезно предоставлено Лабораторией походки и осанки, отделение кинезиологии, Университет Ватерлоо, Ватерлоо, Онтарио, Канада.)

## 3.3 МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ 63

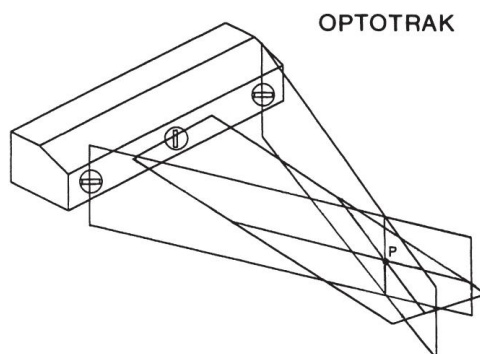


Рис. 3.15. Система OPTOTRAK с двумя внешними линзами, слегка обращенными внутрь, с их диодными матрицами, каждая из которых определяет маркеры в вертикальной плоскости. Любой маркер на пересечении этих двух плоскостей будет определять все маркеры на этой вертикальной линии. Средний массив линз определяет все маркеры в горизонтальной плоскости. Таким образом, пересечение маркера на этой горизонтальной плоскости с вертикальной линией будет определять уникальные координаты маркера в трехмерном пространстве.

количество и расположение маркеров меняется изо дня в день, нет проблем с маркировкой маркеров, что делает эту систему гибкой для меняющихся требований исследований. Кроме того, из-за точности массива IRED точность координат  $x$ ,  $y$ ,  $z$  лучше, чем у телевизионных систем, которые ограничены расстоянием между строками сканирования. Точность для камеры OPTOTRAK, установленной, как показано на рис. 3.15, на расстоянии 4 м от объекта, составляет 0,03 мм при шуме = 0,015 мм (Gage et al., 2004).

Возможными недостатками являются количество IRED, которые можно установить, и потенциальное обременение кабелей, соединяющих источник питания с активными IRED.

## 3.3.6 Преимущества и недостатки оптических систем

## Преимущества

1. Все данные представлены в абсолютной пространственной системе отсчета, в плоскости нормально к оптической оси камеры.
2. Большинство систем (кино, ТВ) не имеют ограничений по количеству маркеров использован.
3. Обремененность движения минимальна для большинства систем, использующих легкие световозвращающие маркеры (кино, ТВ), а время на нанесение маркеров минимально.
4. Телевизионные камеры и видеоманитофоны относительно недороги.
5. Кино- и телевизионные системы можно воспроизводить в учебных целях или для качественный анализ общего движения тела.

## 64 КИНЕМАТИКА

### Недостатки

1. Большинство систем с несколькими камерами дороги (кино, ТВ, оптоэлектроника), как и системы оцифровки и преобразования для всех изображений. источники.
2. Для пленки время обработки для проявления может быть проблемой, а работа по оцифровке координат пленки также может быть ограничением. Однако ошибки оцифровки меньше, чем у многих коммерческих систем обработки изображений.
3. Затруднение и время установки проводных источников света (например, IRED) могут быть непомерно высокими при определенных перемещениях, а количество источников света ограничено.
4. Некоторые системы визуализации (например, IRED) нельзя использовать на улице при дневном свете.

### 3.3.7 Обзор различных кинематических систем

Каждая лаборатория должна определить свои особые требования перед выбором конкретной системы. Клиническая лаборатория походки может быть показана на телевидении из-за загруженности оптоэлектрических систем и из-за необходимости качественной оценки, быстрой обработки и обучения. Эргономичная и спортивная среда может потребовать мгновенной или почти мгновенной обратной связи с субъектом или спортсменом, что диктует необходимость в автоматизированной системе. Фундаментальным исследователям не требуется быстрый оборот и может потребоваться большое количество координат; таким образом, они могут выбрать кинокамеры или оптоэлектрическую систему. И, наконец, стоимость аппаратного и программного обеспечения может быть единственным ограничивающим фактором, который может привести к компромиссу в отношении окончательного решения.

## 3.4 ОБРАБОТКА ИСХОДНЫХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ДАННЫХ

### 3.4.1 Природа необработанных данных изображения Кино и

телевидение представляют собой процессы дискретизации. Они фиксируют событие движения в течение короткого периода времени, после чего дальнейшие изменения не записываются до следующего поля или кадра. Медленное воспроизведение кинофильма демонстрирует это явление: изображение перескакивает с одного положения на другое в виде определенного шага, а не непрерывного процесса. Единственная причина, по которой фильм или телевидение не прыгают при нормальной скорости проецирования (24 в секунду для фильма, 60 в секунду для телевидения), заключается в том, что глаз может удерживать изображение в течение примерно 1/15 с. Кратковременная «память» глаза позволяет наблюдателю-человеку усреднить или сгладить прыжковое движение.

Преобразованные данные координат из фильма или телевидения называются необработанными данными.

Это означает, что они содержат аддитивный шум от многих источников: электронный шум в оптоэлектрических устройствах, пространственная точность телевизионной развертки или системы оцифровки пленки, человеческая ошибка при оцифровке пленки. Все это приведет к случайному

ошибки в преобразованных данных. Поэтому важно, чтобы необработанные данные были сглажены, и для понимания методов, используемых для сглаживания данных, необходимо понимание гармонического (или частотного) анализа. Теория гармонического анализа была рассмотрена в разделе 2.2; однако есть некоторые дополнительные специальные проблемы с обработкой кинематических данных, которые сейчас обсуждаются.

### 3.4.2 Сигнал и шум в кинематических данных

При изучении движения сигналом может быть анатомическая координата, изменяющаяся со временем. Например, при беге координата  $Y$  (вертикальная) пятки будет иметь определенные частоты, которые будут выше частот, связанных с вертикальной координатой колена или туловища. Точно так же частотный состав всех траекторий будет уменьшаться при ходьбе по сравнению с бегом. В повторяющихся движениях присутствующие частоты будут кратны (гармоники) основной частоте (частоте шага). При ходьбе со скоростью 120 шагов в минуту (2 Гц) частота шагов составляет 1 Гц. Следовательно, мы можем ожидать найти гармоники на частотах 2 Гц, 3 Гц, 4 Гц и так далее. Нормальная ходьба была проанализирована с помощью цифрового компьютера, и было определено гармоническое содержание траекторий семи маркеров ног и стоп (Winter et al., 1974). Было обнаружено, что самые высокие гармоники находятся в траекториях носка и пятки, и было обнаружено, что 99,7% мощности сигнала приходится на семь нижних гармоник (ниже 6 Гц). Гармонический анализ маркера пальца ноги для 20 субъектов показан на рис. 3.16, который аналогичен рис. 2.17 и повторяется, чтобы показать содержание шума. Выше седьмой гармоники еще присутствовала некоторая мощность сигнала, но она имела характеристики «шума». Шум — это термин, используемый для описания компонентов конечного сигнала, которые не связаны с про-

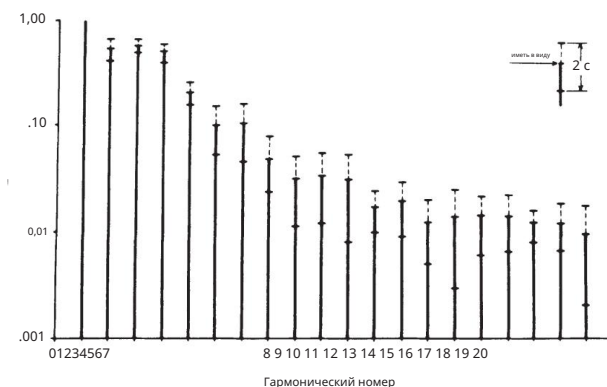


Рис. 3.16. Гармоническое содержание вертикального смещения маркера пальца стопы у 20 испытуемых во время обычной ходьбы. Основная частота (номер гармоники = 1) нормирована на 1,00. Более 99% мощности содержится ниже седьмой гармоники. (Воспроизведено с разрешения Журнала биомеханики.)

## 66 КИНЕМАТИКА

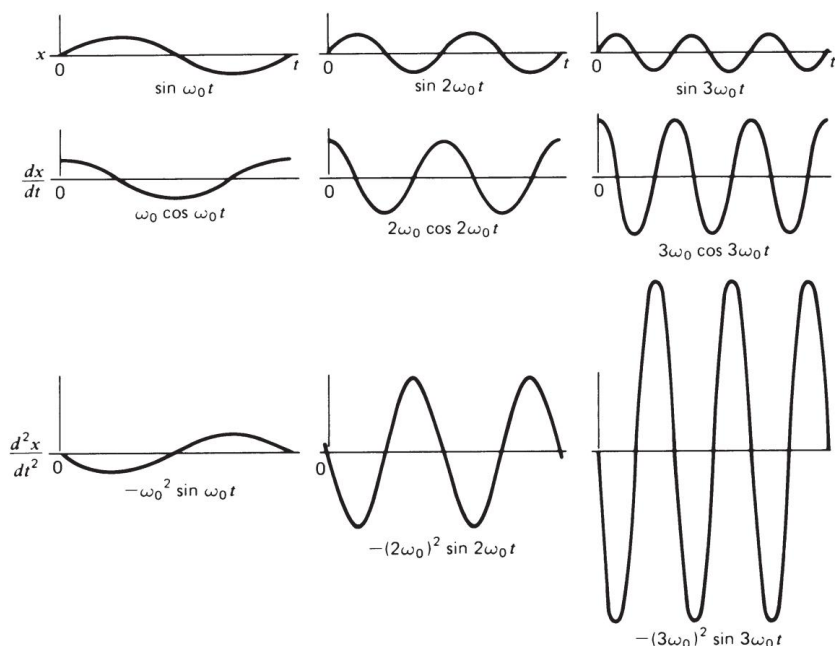


Рис. 3.17 Изменение относительной амплитуды в результате временной дифференциации сигналов возрастающей частоты. Первая производная увеличивает амплитуду пропорционально частоте; вторая производная увеличивает амплитуду пропорционально квадрату частоты. Такое быстрое увеличение имеет серьезные последствия при расчете ускорений, когда в исходном сигнале смещения присутствует высокочастотный шум.

себя (в данном случае пешком). Источники шума были отмечены в разделе 3.4.1, и если суммарный эффект всех этих ошибок будет случайным, то истинный сигнал будет иметь добавленную случайную составляющую. Обычно случайная составляющая имеет высокую частоту, как показано на рис. 3.16. Здесь вы можете увидеть признаки высокочастотных компонентов, простирающихся до 20-й гармоники, которая была самой высокой анализируемой частотой.

### 3.4.3. Проблемы расчета скоростей и ускорений.

Наличие этого высокочастотного шума имеет большое значение, когда мы рассматриваем задачу расчета скоростей и ускорений. Рассмотрим процесс дифференцирования по времени сигнала, содержащего аддитивный высокочастотный шум. Предположим, что сигнал может быть представлен суммой  $N$  гармоник:

$$x = \sum_{n=1}^N x_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n) \quad (3.3)$$

где:  $\omega_0$  = основная частота  $n$  = номер гармоники

$X_n$  = амплитуда  $n$ -й гармоники  $\theta$  = фаза  $n$ -й гармоники

Чтобы получить скорость в направлении  $x$   $V_x$ , мы дифференцируем по времени:

$$V_x = \frac{dX}{dt} = \sum_{n=1}^N n\omega_0 X_n \cos(n\omega_0 t + \theta_n) \quad (3.4)$$

Точно так же ускорение  $A_x$  равно:

$$A_x = \frac{dV_x}{dt} = - \sum_{n=1}^N (n\omega_0)^2 X_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n) \quad (3.5)$$

Таким образом, амплитуда каждой из гармоник увеличивается с увеличением ее номера гармоники; для скоростей они возрастают линейно, а для ускорений возрастание пропорционально квадрату номера гармоники. Это явление показано на рис. 3.17, где показаны основная, вторая и третья гармоники, а также их первая и вторая производные по времени.

Предполагая, что амплитуда  $x$  всех трех составляющих одинакова, мы видим, что первая производная (скорость) гармоник линейно возрастает с увеличением частоты. Первая производная третьей гармоники теперь в три раза больше основной. Для второй производной по времени увеличение повторяется, и ускорение третьей гармоники теперь в девять раз превышает ускорение основной гармоники.

В данных о траектории ходьбы  $x_1$  может равняться 5 см, а  $x_{20} = 0,5$  мм. Шум 20-й гармоники практически не заметен на графике смещения. При расчете скорости 20-я гармоника увеличивается в 20 раз, так что теперь она составляет одну пятую от основной гармоники. При расчете ускорения 20-я гармоника увеличивается еще в 20 раз и теперь в четыре раза превышает величину основной гармоники. Этот эффект виден, если вы посмотрите на рисунок 3.19, на котором показано ускорение пальца ноги во время ходьбы. Случайный сигнал представляет собой необработанные данные, дифференцированные дважды. Гладкий сигнал представляет собой ускорение, рассчитанное после удаления большей части высокочастотного шума. Теперь обсуждаются методы удаления этого высокочастотного шума.

#### 3.4.4 Сглаживание и подгонка данных к кривой

Удаление шума может быть выполнено несколькими способами. Цели каждой техники в основном одинаковы. Однако результаты несколько различаются.

## 68 КИНЕМАТИКА

3.4.4.1 Методы подбора кривой. Основное предположение здесь состоит в том, что сигнал траектории имеет предопределенную форму и что путем подгонки предполагаемой формы к «наилучшему совпадению» с необработанными зашумленными данными получится сглаженный сигнал. Например, можно предположить, что данные представляют собой полином определенного порядка:

$$x(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + \dots + a_n t^n \quad (3.6)$$

Используя компьютерные методы, можно подобрать коэффициенты  $a_0, \dots, a_n$  чтобы дать наилучшее соответствие, используя такой критерий, как минимальная среднеквадратическая ошибка.

Второй тип аппроксимации кривой можно выполнить, предполагая, что в сигнале присутствует определенное количество гармоник. Воссоздавая окончательный сигнал как сумму  $N$  низших гармоник,

$$x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^N g_n \exp(i n \omega_0 t + \theta_n) \quad (3.7)$$

Эта модель имеет лучшую основу, особенно в повторяющихся движениях, в то время как полином может быть лучше в некоторых неповторяющихся движениях, таких как прыжки в длину. Однако существуют серьезные предположения относительно непротиворечивости (стационарности), обсуждались ранее в Разделе 2.2.4.5.

Третий метод, подгонка сплайновой кривой, является модификацией полиномиального метода. Подобранная кривая разбивается на участки, каждый участок начинается и заканчивается точкой перегиба, а между соседними участками выполняется специальная подгонка. Основной проблемой этого метода является ошибка, вызванная неправильным выбором точек перегиба. Эти точки перегиба должны быть определены из зашумленных данных и, таким образом, сильно зависят от того самого шума, который мы пытаемся устранить.

3.4.4.2 Цифровая фильтрация — повторная фильтрация для устранения фазовой задержки фильтра нижних частот. Четвертым и наиболее распространенным методом подавления шума является цифровая фильтрация, описанная в разделе 2.2.4.4. Цифровая фильтрация — это не метод аппроксимации кривой, в отличие от трех описанных выше, а метод ослабления шума, основанный на различиях частотного состава сигнала по сравнению с шумом. Однако есть некоторые дополнительные проблемы, связанные с низкочастотной фильтрацией необработанных кинематических координат, и они сейчас обсуждаются. Для удобства формулы, необходимые для расчета пяти коэффициентов фильтра второго порядка, здесь повторяются:

$$\omega_c = \frac{(\tan(\pi f_c / f_s))}{C} \quad (3.8)$$

где  $C$  — поправочный коэффициент для требуемого количества проходов, который будет объяснен позже. Для однопроходного фильтра  $C = 1$ .

## 3.4 ОБРАБОТКА ИСХОДНЫХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ДАННЫХ 69

$$K = \frac{1}{2\omega\sigma} \text{ для фильтра Баттерворта}$$

или  $2\omega\sigma$  для фильтра с критическим демпфированием

$$K_2 = \omega \sigma \cdot \frac{2}{a_0} = \frac{K_2}{(1 + K_1 + K_2)}, \quad a_1 = 2a_0, \quad a_2 = a_0$$

$$K_3 = \frac{2a_0}{K_2}, \quad b_1 = -2a_0 + K_3$$

$$b_2 = 1 - 2a_0 - K_3, \quad \text{или } b_2 = 1 - a_0 - a_1 - a_2 - b_1$$

Помимо ослабления сигнала, имеется фазовый сдвиг выходного сигнала относительно входного. Для этого фильтра второго порядка имеется отставание по фазе на  $90^\circ$  на частоте среза. Это вызовет искажение второй формы, называемое фазовым искажением, для более высоких гармоник в пределах полосы пропускания. Еще большее фазовое искажение произойдет с этими гармониками выше  $f_c$ , но эти компоненты в основном представляют собой шум, и они сильно затухают. Это фазовое искажение может быть более серьезным, чем амплитудное искажение сигнала в переходной области. Чтобы компенсировать эту фазовую задержку, отфильтрованные однажды данные были отфильтрованы снова, но на этот раз в обратном направлении времени (Winter et al., 1974). Это вводит равный и противоположный фазовый сдвиг, так что чистый фазовый сдвиг равен нулю. Кроме того, срез фильтра будет в два раза резче, чем при одиночной фильтрации. По сути, с помощью этой второй фильтрации в обратном направлении мы создали фильтр четвертого порядка с нулевым фазовым сдвигом, который дает отфильтрованный сигнал, который находится в обратной фазе с необработанными данными, но с удаленной большей частью шума.

На рис. 3.18 мы видим частотную характеристику фильтра Баттерворта второго порядка, нормализованную по частоте среза. На эту кривую накладывается отклик фильтра с нулевым фазовым сдвигом четвертого порядка. Таким образом, новая частота среза ниже, чем у исходного однопроходного фильтра; в данном случае она составляет около 80% от исходной. Поправочный коэффициент для каждого дополнительного прохода фильтра Баттерворта равен  $C = (2^{1/n} - 1)^{0,25}$ , где  $n$  — количество проходов. Таким образом, для двойного прохода  $C = 0,802$ .

Для фильтра с критическим демпфированием  $C = (2^{1/2n} - 1)^{0,5}$ ; таким образом, для двойного прохода  $C = 0,435$ . Этот поправочный коэффициент применяется к уравнению (3.8) и приводит к тому, что частота среза исходного однопроходного фильтра устанавливается выше, так что после второго прохода достигается желаемая частота среза. Основное различие между этими двумя фильтрами заключается в компромиссе отклика во временной области. Фильтры Баттерворта имеют небольшой выброс в ответ на входные сигналы ступенчатого или импульсного типа, но они имеют гораздо более короткое время нарастания. Фильтры с критическим демпфированием не имеют перерегулирования, но имеют более медленное время нарастания. Поскольку входные данные импульсного типа редко встречаются в данных о движении человека, предпочтение отдается фильтру Баттерворта.

Применение одного из этих фильтров для сглаживания необработанных координатных данных теперь можно увидеть, изучив данные, которые дали гармонический график на рис. 3.16. Горизонтальное ускорение этого маркера зацепа, рассчитанное по формуле

## 70 КИНЕМАТИКИ

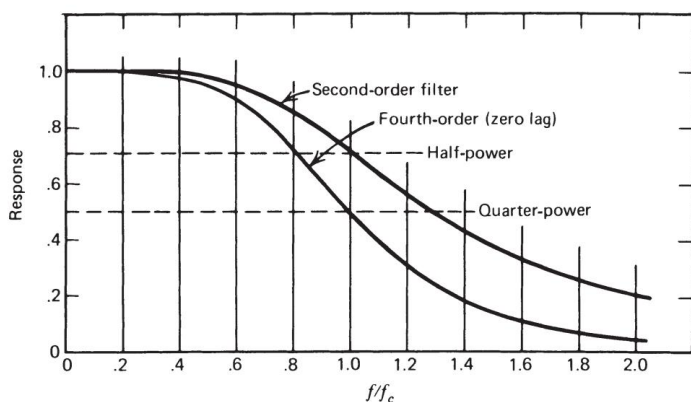


Рис. 3.18. Отклик цифрового фильтра нижних частот второго порядка. Кривая нормирована на 1,0 на частоте среза  $f_c$ . Из-за характеристик фазового запаздывания фильтра вторая повторная фильтрация выполняется в обратном направлении во времени, в результате чего получается фильтр с нулевым запаздыванием четвертого порядка.

конечные отличия от отфильтрованных данных представлены на рис. 3.19. Обратите внимание, насколько повторяющимся является отфильтрованное ускорение и как оно проходит через «сердину» зашумленной кривой, рассчитанной с использованием нефильтрованных данных. Также обратите внимание, что в этих отфильтрованных данных отсутствует фазовая задержка из-за процессов двойной прямой и обратной фильтрации.

**3.4.4.3 Выбор частоты среза — остаточный анализ.** Есть несколько способов выбрать наилучшую частоту среза. Во-первых, провести гармонический анализ, как показано на рис. 3.16. Анализируя мощность каждого из компонентов, можно принять решение о том, какую мощность принять, а какую отвергнуть. Однако такое решение предполагает, что фильтр идеален и имеет бесконечно острую отсечку. Лучшим методом является проведение остаточного анализа разницы между отфильтрованными и неотфильтрованными сигналами в широком диапазоне частот среза (Wells and Winter, 1980). Таким образом, характеристики фильтра в переходной области отражаются в процессе принятия решения. На рис. 3.20 показан теоретический график зависимости невязки от частоты. Невязка на любой частоте среза рассчитывается следующим образом [см. уравнение (3.9)] для сигнала из  $N$  точек выборки во времени:

$$R(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2 \quad (3.9)$$

где  $f_c$  — частота среза двухпроходного фильтра четвертого порядка.

$X_i$  — необработанные данные для  $i$ -й выборки.

$\hat{X}_i$  — отфильтрованные данные в  $i$ -й выборке с использованием нулевой задержки четвертого порядка фильтр.

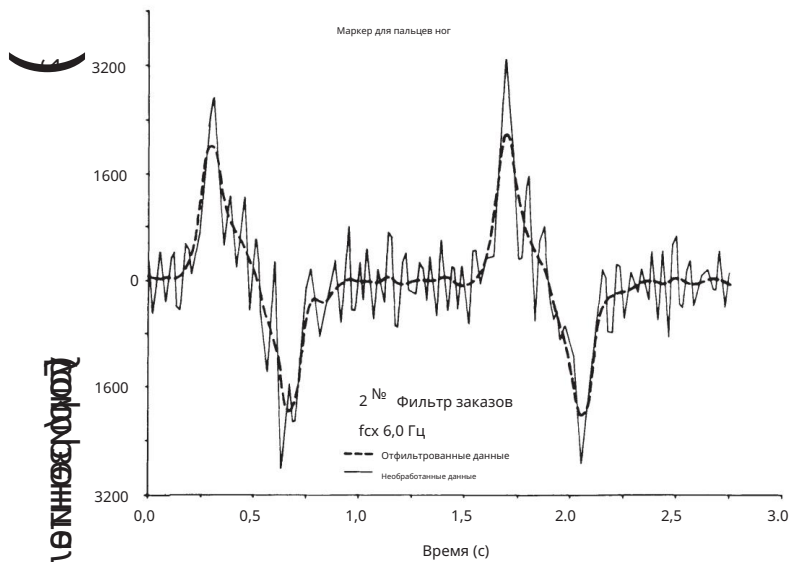


Рис. 3.19. Горизонтальное ускорение маркера пальца ноги при нормальной ходьбе, рассчитанное по данным о смещении, полученным с телевидения. Сплошная линия – это ускорение, основанное на необработанных «сырых» данных; пунктирная линия рассчитана после того, как данные были фильтруются цифровым фильтром нижних частот четвертого порядка с нулевой задержкой. (Воспроизведено с разрешения из Журнала биомеханики.)

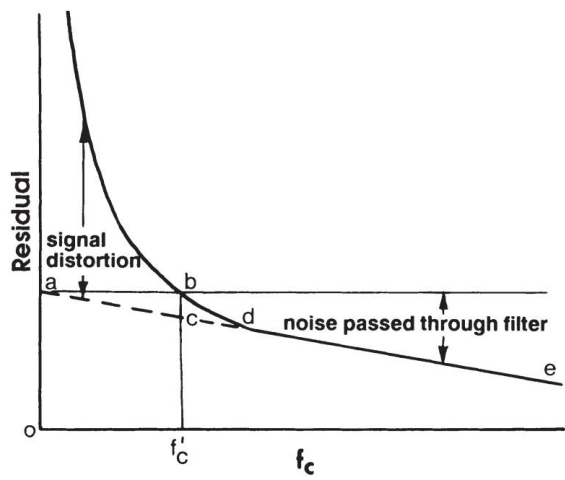


Рис. 3.20 График остатка между отфильтрованным и неотфильтрованным сигналом как функция частоты среза фильтра. См. текст для интерпретации того, где установить отсчетку частота фильтра.

72 КИНЕМАТИКА

Если бы наши данные не содержали сигнала, а только случайный шум, остаточный график был бы прямой линией, убывающей от точки пересечения на частоте 0 Гц до точки пересечения на абсциссе на частоте Найквиста (0,5 фс). Линия *de* представляет наши лучшие оценки этого остаточного шума. Точка пересечения *a* на ординате (при 0 Гц) равна не что иное, как среднеквадратичное значение шума, поскольку  $X^2$  для фильтра 0 Гц не что иное, как среднее значение шума по N образцам. Когда данные состоят из истинного сигнала и шума, будет видно, что невязка поднимается выше прямой (штриховая) линия при уменьшении частоты среза. Этот подъем над пунктирной линией представляет собой искажение сигнала, которое имеет место при отсечке сокращается все больше.

Окончательное решение заключается в том, где следует выбрать  $f_c$ . Компромисс всегда баланс между искажением сигнала и количеством допустимого шума через. Если мы решим, что оба должны быть равны, то мы просто проецируем линию горизонтально от *a* до пересечения остаточной линии в *b*. Частота выбрано  $f_{c1}$ , и на этой частоте искажение сигнала представлено как До нашей эры. Это также оценка шума, который проходит через фильтр. Рисунок 3.21 представляет собой график остатка четырех маркеров от одного шага походки. данные, а также были проанализированы как вертикальные, так и горизонтальные координаты (Уэллс и Зима, 1980). Как видно, прямая линия регрессии, представляющая шум практически одинаков для обеих координат на всех маркерах. Это говорит

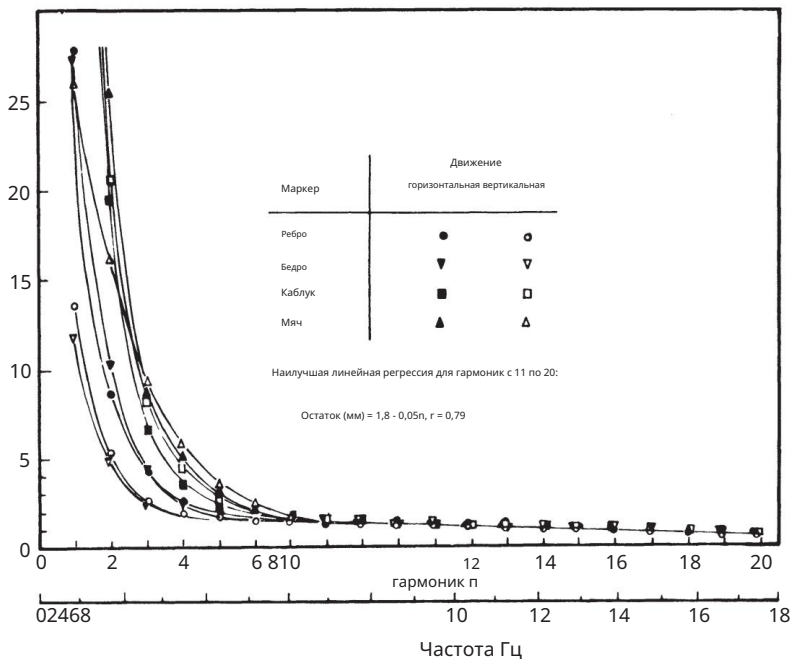


Рис. 3.21. График остатка четырех маркеров при ходьбе; оба вертикальные данные о горизонтальном смещении. Данные были оцифрованы с киноплетки с помощью фотоаппарата. 5 м от предмета.

## 3.4 ОБРАБОТКА ИСХОДНЫХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ДАННЫХ 73

Нам известно, что шумовое содержание, в основном вносимое человеком в процессе оцифровки, одинаково для всех маркеров. Эта линия регрессии имеет точку пересечения 1,8 мм, что указывает на среднеквадратичное значение шума 1,8 мм. В этом случае кинокамера находилась на расстоянии 5 м от объекта, а изображение имело высоту 2 м и ширину 3 м.

Таким образом, среднеквадратичное значение шума составляет менее одной части на 1000.

Также мы видим отчетливые различия в частотном содержании разных маркеров. Остаток показывает, что более быстро движущиеся маркеры на пятке и подушечке имеют мощность примерно до 6 Гц, в то время как вертикальные смещения маркеров ребер и бедер были ограничены примерно 3 Гц. Таким образом, с помощью этого метода выбора мы могли бы указать разные частоты среза для каждого смещения маркера.

3.4.4.4 Оптимальная частота среза. Методика остаточного анализа, описанная в предыдущем разделе, предполагала выбор частоты, при которой искажение сигнала было равно остаточному шуму. Этот оптимум применяется только к данным смещения. Однако это может быть не оптимальная частота для всех амплитуд сигнала и шума, всех частот дискретизации и всех уровней дифференциации: скоростей и ускорений. Giakas и Baltzopoulos (1997) показали, что оптимальные частоты среза зависят от уровня шума и того, учитываются ли смещения, скорости или ускорения. К сожалению, их опорный сигнал смещения был восстановлен из гармонического анализа, и в разделе 2.2.4.5 было показано, что этот метод имеет серьезные проблемы из-за отсутствия стационарности амплитуды и фазы каждой гармоники. Ю и др. (1999) провели подробный анализ для оценки оптимальной частоты среза для производных более высокого порядка, особенно для ускорений. Они обнаружили, что оптимальные частоты отсечки несколько выше, чем оценки, полученные для анализа остаточных перемещений.

Это неудивительно, если учесть, что ускорение увеличивается пропорционально квадрату частоты (раздел 3.4.3); таким образом, высокочастотный шум в форме сигнала ускорения будет увеличиваться гораздо быстрее, чем сам сигнал. Кроме того, когда частота дискретизации  $f_s$  увеличивается, период дискретизации  $t = 1/f_s$  уменьшается, и, таким образом, шум, вычисляемый конечными разностями, увеличивается [см. уравнения (3.17) и (3.18c)]. Так, Ю и соавт. (1999) подсчитали, что оптимальная частота среза зависит не только от разницы между отфильтрованными и неотфильтрованными данными, но и от  $f_s$ .

Их расчетная оптимальная частота среза,  $f_{c,2}$ , составила:

$$f_{c,2} = 0,06 f_s - 0,000022 f_s^2 + 5,95/\epsilon \quad (3.10)$$

где  $f_s$  — частота дискретизации, а  $\epsilon$  — относительная средняя невязка между  $X_i$  и  $X^*_i$  [термины, определенные в уравнении (3.9)]. Эти авторы представляют примеры кривых ускорения (см. рис. 3.4 в Yu et al., 1999), которые показывают приемлемое соответствие между данными акселерометра и отфильтрованными данными пленки, за исключением того, что запаздывание отфильтрованных данных предполагает, что низкочастотный фильтр второго порядка был использован, а не желаемый фильтр с нулевой задержкой четвертого порядка.

## 74 КИНЕМАТИКА

### 3.4.5 Сравнение некоторых методов сглаживания Полезно увидеть

влияние нескольких различных методов подбора кривой на один и тот же набор зашумленных данных. Следующее резюме проверочного эксперимента, который был проведен для сравнения (Pezzack et al., 1977) трех обычно используемых методов, иллюстрирует большие различия в рассчитанных ускорениях.

Данные, полученные при горизонтальном движении плеча рычага вокруг вертикальной оси, регистрировались тремя различными способами. Гониометр на оси регистрировал угловое положение, акселерометр, установленный на конце руки, давал тангенциальное ускорение и, следовательно, угловое ускорение, а данные киноплёнки давали информацию об изображении, которую можно было сравнить с записями углов и ускорений. Сравнения приведены на рис. 3.22. На рис. 3.22a сравнивается угловое положение плеча рычага, когда его вручную перемещали из состояния покоя примерно на  $130^\circ$  и обратно в исходное положение. Сигнал гониометра и угол рычага, проанализированные на основе данных пленки, наносятся на график и тщательно сравниваются. Разница лишь в том, что запись гониометра несколько зашумлена по сравнению с пленочными данными.

На рис. 3.22b сравнивается непосредственно зарегистрированное угловое ускорение, которое можно рассчитать путем деления тангенциального ускорения на радиус акселерометра от центра вращения, с угловым ускорением, рассчитанным с помощью второй производной данных координат, отфильтрованных в цифровом виде (Winter et al. др., 1974). Две кривые очень хорошо совпадают, и конечно-разностное ускорение демонстрирует меньший шум, чем непосредственно записанное ускорение. На рис. 3.22c сравнивается непосредственно зарегистрированное ускорение с вычисленным угловым ускорением с использованием полиномиальной аппроксимации необработанных угловых данных. Кривая углового смещения была подогнана полиномом девятого порядка, чтобы получить следующую подгонку:

$$\theta(t) = 0,064 + 2,0t - 35t^2 + 210t^3 - 430t^4 + 400t^5 + 170t^6 + 25t^7 - 0,41t^8 + 2,2t^9 - \text{рад} \quad (3.11)$$

Обратите внимание, что  $\theta$  в радианах и  $t$  в секундах. Чтобы получить кривую для углового ускорения, все, что нам нужно сделать, это взять вторую производную по времени, чтобы получить:

$$a(t) = 1260 - 5160t + 8000t^2 + 1050t^3 + 123t^4 - 29,5t^5 \text{ рад/с}^2 \quad (3.12)$$

Эта кривая ускорения по сравнению с сигналом акселерометра показывает значительное расхождение, достаточное, чтобы поставить под сомнение ценность метода полиномиальной аппроксимации. Полином подгоняется к данным смещения, чтобы получить аналитическую кривую, которую можно дифференцировать, чтобы получить другую гладкую кривую. К сожалению, оказывается, что даже для грубой подгонки потребуется полином значительно более высокого порядка, а компьютерное время может оказаться слишком неподъемным.

## 3.5 РАСЧЕТ ДРУГИХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПЕРЕМЕННЫХ 75

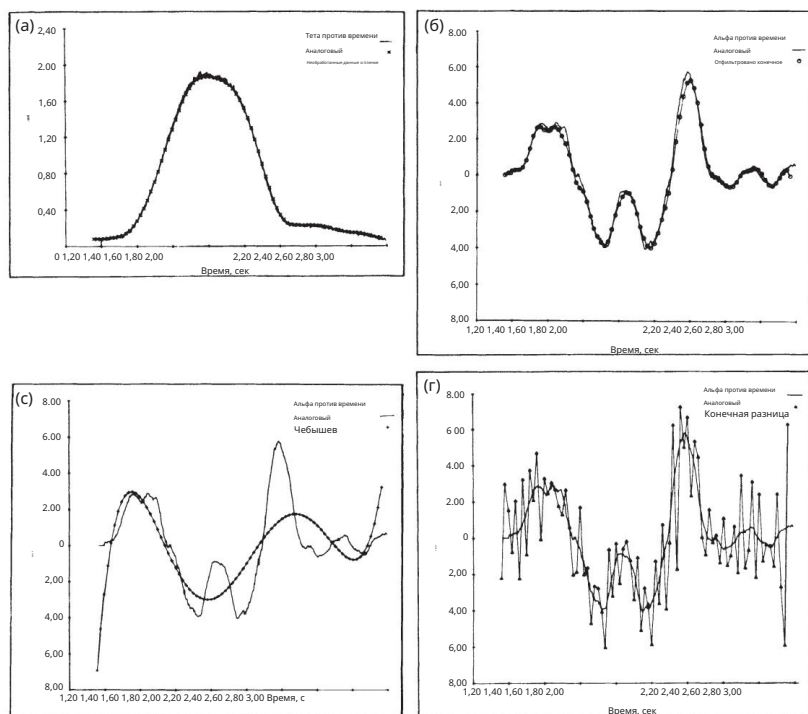


Рис. 3.22. Сравнение нескольких методов, используемых для определения ускорения движения на основе данных о смещении пленки. (а) Угол смещения при простом разгибании/сгибании по пленке и данным гониометра. (б) Ускорение движения на (а), измеренное акселерометром и рассчитанное по пленочным координатам после цифровой фильтрации. (с) Ускорение, определенное полиномиальной подгонкой данных о перемещении девятого порядка по сравнению с непосредственно зарегистрированным ускорением. (д) Ускорение, определенное методом конечных разностей необработанных координатных данных по сравнению с кривой акселерометра. (Воспроизведено с разрешения Журнала ...)

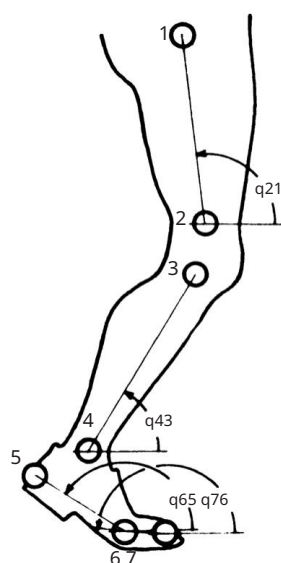
Наконец, на рис. 3.22d вы можете увидеть график зависимости сигнала акселерометра от углового ускорения, рассчитанный методом конечных разностей второго порядка с использованием необработанных данных координат. Сюжет говорит сам за себя — ускорение слишком шумное, чтобы что-то означать.

## 3.5 РАСЧЕТ ДРУГИХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПЕРЕМЕННЫХ

## 3.5.1 Углы сегментов конечностей

Имея данные о координатах анатомических маркеров на обоих концах сегмента конечности, можно легко вычислить абсолютный угол этого сегмента в пространстве. Нет необходимости, чтобы два маркера находились на крайних концах сегмента конечности, если они находятся на одной линии с осью длинных костей. Рисунок 3.23

## 76 КИНЕМАТИКА

Угол бедра -  $q_{21}$  $q_{КОЛЕНО} - q_{21} - q_{43}$ 

+ve ДЛЯ СГИБАНИЯ

ve ДЛЯ РАЗДВИЖЕНИЯ

Угол хвостовика- $q_{43}$  $q_{АНКЛЕ} - q_{43} - q_{65} + 90^\circ$ 

+ve ДЛЯ ПЛАНТАРНОГО Сгибания

ve ДЛЯ ТЫЛЬНОГО Сгибания

 $q_{MT-PH} - q_{65} - q_{76}$ 

Рис. 3.23. Расположение маркеров и углы конечностей и суставов в соответствии с установленным соглашением. Углы конечностей в системе пространственной отсчета определяются с помощью против часовой стрелки от горизонтали как положительные. Таким образом, угловые скорости и ускорения также положительны в направлении против часовой стрелки в плоскости движения; это важно для последовательного использования условного обозначения в последующих кинетических анализах. Условные обозначения углов суставов (которые являются относительными) сильно различаются среди исследователей; таким образом, используемая конвенция должна быть уточнена.

показан контур ноги с семью анатомическими маркерами в четырехсегментной трехсуставной системе. Маркеры 1 и 2 определяют бедро в сагитальной плоскости. Обратите внимание, что по соглашению все углы измеряются против часовой стрелки, начиная с горизонтали, равной 0. Таким образом,  $\theta_{43}$  представляет собой угол ноги в пространстве и может быть рассчитан из:

$$\theta_{43} = \arctan \frac{y_3 - y_4}{x_3 - x_4} \quad (3.13)$$

или, в более общем обозначении,

$$\theta_{ij} = \arctan \frac{y_j - y_i}{x_j - x_i} \quad (3.14)$$

Как уже отмечалось, эти углы сегментов являются абсолютными в заданной системе пространственной отсчета. Поэтому довольно легко вычислить углы соединения по углам двух соседних сегментов.

### 3.5 РАСЧЕТ ДРУГИХ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПЕРЕМЕННЫХ 77

#### 3.5.2 Углы соединения

Каждый сустав имеет соглашение для описания его величины и полярности. Для Например, когда колено полностью разогнуто, оно описывается как 0 сгибание, а когда нога движется кзади относительно бедра, колено говорят, что в сгибании. С точки зрения абсолютных углов, описанных ранее,

$$\text{угол колена} = \theta_k = \theta_{21} - \theta_{43}$$

Если  $\theta_{21} > \theta_{43}$ , колено согнуто; если  $\theta_{21} < \theta_{43}$ , колено разгибается.

Условное обозначение лодыжки немного отличается тем, что 90° между ногой и стопа является границей между подошвенным сгибанием и тыльным сгибанием. Поэтому,

$$\text{угол лодыжки} = \theta_a = \theta_{43} - \theta_{65} + 90$$

Если  $\theta_a$  положительное, стопа подошвенно согнута; если  $\theta_a$  отрицательный, стопа сгибается назад.

#### 3.5.3 Скорости — линейные и угловые

Как было показано в разделе 3.4.3, могут возникнуть серьезные проблемы, связанные с определением информации о скорости и ускорении. По причинам в общих чертах, мы будем считать, что необработанные данные смещения были соответствующим образом сглаженной цифровой фильтрацией, и у нас есть набор сглаженных координат и углы для работы. Чтобы рассчитать скорость по данным смещения, все необходимо взять конечную разность. Например, для определения скорости в направлении  $x$ , мы вычисляем  $x/t$ , где  $x = x_{i+1} - x_i$ , и  $t$  — это время между соседними выборками  $x_{i+1}$  и  $x_i$ .

Скорость, рассчитанная таким образом, не представляет скорость ни в одной из время выборки. Скорее, он представляет собой скорость момента времени на полпути между двумя образцами. Это может привести к ошибкам позже, когда мы попытаемся связать информацию, полученную по скорости, с данными о перемещении, и оба результата не происходят в один и тот же момент времени. Способ обойти эту проблему состоит в том, чтобы рассчитывать скорость и ускорения на основе  $2t$ , а не  $t$ . Таким образом, скорость на  $i$ -м образце равна:

$$V_{xi} = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2t} \text{ м/с} \quad (3.15)$$

Обратите внимание, что скорость находится на полпути между двумя выборками, т.к. изображен на рис. 3.24. Предполагается, что линия, соединяющая  $x_{i-1}$  с  $x_{i+1}$  имеет тот же наклон, что и линия, касательная к кривой в точке  $x_i$ .

Для угловых скоростей формула та же, за исключением того, что мы используем угловые данные, а не данные смещения в уравнении (3.14); угловое ускорение

## 78 КИНЕМАТИКА

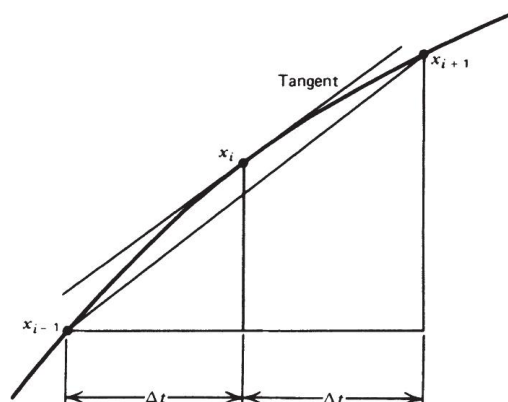


Рис. 3.24 Метод конечных разностей для расчета наклона кривой в  $i$ -й точке выборки.

на  $i$ -м образце:

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\tau} \text{ рад/с} \quad (3.16)$$

### 3.5.4 Ускорения — линейные и угловые

Аналогичным образом, ускорение равно:

$$a_{\text{ось}} = \frac{v_{xi+1} - v_{xi-1}}{2\tau} \text{ м/с}^2 \quad (3.17)$$

Обратите внимание, что уравнение (3.16) требует данных о смещении от образцов  $i+2$  и  $i-2$ ; таким образом, всего в ускорение входит пять последовательных точек данных. Альтернативный и немного лучший расчет ускорения использует только три последовательные координаты данных и использует вычисленные скорости на полпути между шагами расчета:

$$v_{xi+1/2} = \frac{x_{i+1} - x_i}{\tau} \text{ PC} \quad (3.18a)$$

$$v_{xi-1/2} = \frac{x_i - x_{i-1}}{\tau} \text{ PC} \quad (3.18b)$$

Подставив эти «половинные» скорости в уравнение (3.17), мы получим:

$$a_{\text{кси}} = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{\tau^2} \text{ м/с}^2 \quad (3.18c)$$

Для угловых ускорений просто замените данные смещения угловыми данными в уравнениях (3.17) или (3.18).

## 3.6 ЗАДАЧИ НА КИНЕМАТИЧЕСКИХ ДАННЫХ 79

## 3.6 ЗАДАЧИ НА КИНЕМАТИЧЕСКИХ ДАННЫХ

1. В таблицах A.1 и A.2 в Приложении A показано вертикальное смещение необработанных и отфильтрованных данных (в сантиметрах) для маркера большого вертела (бедро) для кадров с 1 по 30. Используйте максимально возможный масштаб по вертикали, чтобы определить содержание шума в необработанных данных. В нескольких строках опишите результаты сглаживания цифровым фильтром.
2. Используя отфильтрованные данные координат (см. Таблицу A.2), начертите вертикальное смещение маркера пятки от TOR (кадр 1) до следующего TOR (кадр 70).
  - (a) Оцените момент отрыва пятки в средней стойке. (Подсказка: при ответе учитывайте упругое сжатие и освобождение материала обуви.)
  - (b) Определите максимальную высоту пятки над уровнем земли во время замаха. Когда это происходит во время фазы колебания? (Подсказка: рассматривайте наименьшее смещение маркера пятки во время стойки как показатель уровня земли.) (c) Опишите вертикальную траекторию пятки во второй половине замаха (кадры 14–27), особенно в четырех кадрах, непосредственно предшествующих HRC. .
  - (d) Рассчитайте вертикальную скорость крена при HRC.
  - (e) Рассчитайте по данным о горизонтальном смещении горизонтальный крен. скорость в HCR.
  - (f) По данным горизонтальных координат пятки во время первого периода плоской стопы (кадры 35–40) и второго периода плоской стопы (кадры 102–106) оцените длину шага.
  - (g) Если период одного шага составляет 69 кадров, оцените поступательную скорость этот предмет.
3. Начертите траекторию маркера туловища (грудной клетки) на один шаг (рамки 28–97).
  - (a) Является ли форма этой траектории такой, какой вы ожидаете при ходьбе? (b) Имеются ли признаки сохранения механической энергии в течение периода шага? (То есть потенциальная энергия преобразуется в кинетическую и наоборот?)
4. Определите вертикальное смещение маркера запястья, когда он достигает своей нижней точки в поздней стойке, и сравните это с самой низкой точкой во время замаха, и таким образом определите, какой зазор между запястьями имел место.  
 Ответ:  $y_{toe(fr.13)} = 0,0485$  м,  $y_{toe(fr.66)} = 0,0333$  м, просвет =  $0,0152$  м = 1,52 см.
5. Из отфильтрованных координатных данных (см. Таблицу A.2) рассчитайте следующее и сравните свой ответ с данными, указанными в соответствующих листингах (см. Таблицы A.2, A.3 и A.4). (a) Скорость колена в направлении X для кадра 10.

## 80 КИНЕМАТИКИ

(б) Ускорение колена в направлении X для кадра 10. (в) Угол между бедром и ногой в системе пространственной отсчета для кадр 30.

(д) Из (с) вычислите угол колена для кадра 30. (е) Абсолютная угловая скорость ноги для кадра 30 (используйте угловые данные, таблица A.3).

(ф) Используя табличные вертикальные скорости пальца ноги, рассчитайте его вертикальную скорость. ускорение для кадров 25 и 33.

6. Из отфильтрованных координатных данных в Таблице A.2 рассчитайте следующее и проверьте свой ответ по результатам, представленным в Таблице A.3.

(а) Центр масс сегмента стопы для кадра 80. (б) Скорость центра масс ноги для шпангоута 70. Ответ дайте как в координатной, так и в полярной форме.

## 3.7 ССЫЛКИ

Динн, Д.Ф., Д.А. Винтер и Б.Г. Тренхольм. «CINTEL-Компьютерный интерфейс для телевидения», IEEE Trans. Компьютеры C-19: 1091–1095, 1970.

Эберхарт, Х.Д. и В.Т. Инман. «Оценка экспериментальных процедур, используемых в фундаментальном исследовании движений человека», Апп. Академик Нью-Йорка науч. 5: 1213–1228, 1951.

Ферриньо, Г. и А. Педотти. «ELITE: специализированная цифровая аппаратная система для анализа движения посредством обработки телевизионного сигнала в реальном времени», IEEE Trans. Биомед. англ. 32: 943–950, 1985.

Финли Ф.Р. и Карпович П.В. «Электрогониометрический анализ нормальных и патоморфологических логические походки», Res. кв. 35: 379–384, 1964.

Ферни, ЕН 1967. См. Уолтринг, 1987.

Гейдж, В.Г., Д.А. Винтер, Дж.С. Франк и А.Л. Адкин. «Кинематическая и кинетическая проверка модели перевернутого маятника в спокойном положении», « Походка и поза», 19: 124–132, 2004 г.

Гиакас, Г. и В. Балтзопулос. «Оптимальная цифровая фильтрация требует другой стратегии частоты среза для определения высокочастотных производных», Дж . Биомех. 30: 851–855, 1997.

Джаретт, М.О., Б.Дж. Эндрюс и Дж.П. Пол. «Телевизионная/компьютерная система для анализа движений человека», Proc. IERE конф. по применению электроники в медицине, Саутгемптон, Англия, 1976 г.

Маклеод А., Дж. Р. В. Моррис и М. Листер. «Фотограмметрия ближнего действия встречает А. Груена и Машинное зрение», SPIE Vol. 1395 , Э. Балтсавиаса, под ред. 1990, стр. 12–17. Беллингем, Вашингтон.

Мур А., Р. Уэллс и Д. Рэнни. «Количественная оценка воздействия при профессиональных ручных задачах с кумулятивным потенциалом травматического расстройства», Ergonomics 34: 1433–1453, 1991.

Моррис, JRW «Акселерометрия – метод измерения человеческого тела». Движения», J. Biomech. 6: 729–736, 1973.

Pezzack, JC, RW Norman и DA Winter. "Оценка методов определения производных, используемых для анализа движения", J. Biomech. 10: 377–382, 1977.

### 3.7 ССЫЛКИ 81

- Тренхольм Б.Г., Винтер Д.А., Мимин Д., Лансдаун Э.Л. Компьютерное определение объема левого желудочка с помощью видеоденситометрии // Мед. и биол. англ. 10: 163-173, 1972.
- Wells, RP, DA Winter, «Оценка сигнала и шума в кинематике нормальной, патологической и спортивной походки», Proc. 1-я конф. Cdn. соц. Biomech., Loco Motion I, Лондон, Онтарио, 1980.
- Винтер, Д.А., Малкольм С.А., Тренхольм Б.Г., "Система преобразования в реальном времени видеоизображений физиологических событий", Proc. 21-я конф. Инженерия в медицине и биологии, Хьюстон, Техас, 1968.
- Винтер, Д.А., Гринлоу Р.К. и Хобсон Д.А. «Телевизионно-компьютерный анализ кинематики походки человека», Computers Biomed. Рез. 5: 498-504, 1972.
- Винтер, Д.А., Х.Г. Сидуолл и Д.А. Хобсон. «Измерение и уменьшение шума в кинематике передвижения», J. Biomech. 7: 157-159, 1974.
- Винтер, Д.А., А.Е. Патла, М.Г. Исхак и В.Х. Гейдж. «Моторные механизмы равновесия во время спокойного стояния», J: Electromyogr. Кинезиол. 13: 49-56, 2003.
- Уолтринг, Х. Дж. «Системы сбора и обработки данных в функциональном движении Анализ.» Минерва Ортоп. травматол. 38: 703-716, 1987.
- Ю. Б., Д. Габриэль, Л. Ноубл и К. Ан. «Оценка оптимальной частоты среза для цифрового фильтра нижних частот Баттерворта», J. Appl. Биомех. 15: 318-329, 1999.