
3

CINEMÁTICA

3.0 DESARROLLO HISTÓRICO Y COMPLEJIDAD DEL PROBLEMA

El interés en los patrones reales de movimiento de humanos y animales se remonta a tiempos prehistóricos y se representó en dibujos, estatuas y pinturas rupestres. Tales réplicas eran impresiones subjetivas del artista. No fue sino hasta hace un siglo que las primeras cámaras cinematográficas registraron patrones de locomoción tanto de humanos como de animales. Marey, el fisiólogo francés, usó una "pistola" fotográfica en 1885 para registrar desplazamientos en la marcha humana y equipo cronofotográfico para obtener un diagrama de barras de un corredor. Aproximadamente al mismo tiempo, Muybridge en los Estados Unidos activó 24 cámaras secuencialmente para registrar los patrones de un hombre corriendo. El progreso ha sido rápido durante este siglo y ahora podemos registrar y analizar todo, desde la forma de andar de un niño con parálisis cerebral hasta el rendimiento de un atleta de élite.

El término utilizado para estas descripciones del movimiento humano es cinemática. La cinemática no se ocupa de las fuerzas, ya sean internas o externas, que provocan el movimiento, sino más bien de los detalles del movimiento mismo. Una descripción cuantitativa completa y precisa del movimiento más simple requiere un gran volumen de datos y una gran cantidad de cálculos, lo que da como resultado una enorme cantidad de gráficos. Por ejemplo, describir el movimiento del miembro inferior en el plano sagital durante una zancada puede requerir hasta 50 variables. Estos incluyen desplazamientos lineales y angulares, velocidades y aceleraciones. Debe entenderse que cualquier análisis dado puede usar sólo un

46 CINEMÁTICA

pequeña fracción de las variables cinemáticas disponibles. Una evaluación de una carrera de salto de longitud, por ejemplo, puede requerir sólo la velocidad y la altura del centro de masa del cuerpo. Por otro lado, un análisis de potencia mecánica de la marcha de un amputado puede requerir casi todas las variables cinemáticas disponibles.

3.1 CONVENCIONES CINEMÁTICAS

Para realizar un seguimiento de todas las variables cinemáticas, es importante establecer un sistema de convenciones. En la literatura anatómica se ha establecido una convención definida y podemos describir completamente un movimiento utilizando términos como proximal, flexión y anterior. Cabe señalar que estos términos son todos relativos, es decir, describen la posición de un miembro en relación con otro. No nos dan ninguna idea de dónde estamos en el espacio.

Así, si queremos analizar el movimiento relativo al suelo o la dirección de la gravedad, debemos establecer un sistema de referencia espacial absoluto. Estas convenciones son obligatorias cuando se utilizan dispositivos de imagen para registrar el movimiento. Sin embargo, cuando los instrumentos se adhieren al cuerpo, los datos se vuelven relativos y perdemos información sobre la gravedad y la dirección del movimiento.

3.1.1 Sistema de referencia espacial absoluta Se

han propuesto varios sistemas de referencia espacial. El que se utiliza a lo largo del texto es el que se usa a menudo para la marcha humana. La dirección vertical es Y, la dirección de progresión (anterior-posterior) es X, y la dirección lateral (medial-lateral) es Z. La figura 3.1 muestra esta convención.

La dirección positiva es como se muestra. Los ángulos también deben tener una referencia cero y una dirección positiva. Los ángulos en el plano XY se miden desde 0° en la dirección X, siendo los ángulos positivos en sentido antihorario. De manera similar, en el plano YZ, los ángulos comienzan en 0° en la dirección Y y aumentan positivamente en sentido contrario a las manecillas del reloj. La convención para velocidades y aceleraciones sigue correctamente si mantenemos la convención de coordenadas espaciales:

$\dot{x}$ = velocidad en la dirección X, positiva cuando X aumenta $\dot{y}$ = velocidad en la dirección Y, positiva cuando Y aumenta $\dot{z}$ = velocidad en la dirección Z, positiva cuando Z aumenta $\ddot{x}$ = aceleración en la dirección X, positivo cuando $\dot{x}$ aumenta $\ddot{y}$ = aceleración en la dirección Y, positivo cuando $\dot{y}$ aumenta $\ddot{z}$ = aceleración en la dirección Z, positivo cuando $\dot{z}$ aumenta

Lo mismo se aplica a las velocidades angulares y las aceleraciones angulares. Un aumento angular en sentido antihorario es una velocidad angular positiva, ω . Cuando ω aumenta, calculamos una aceleración angular positiva, α .

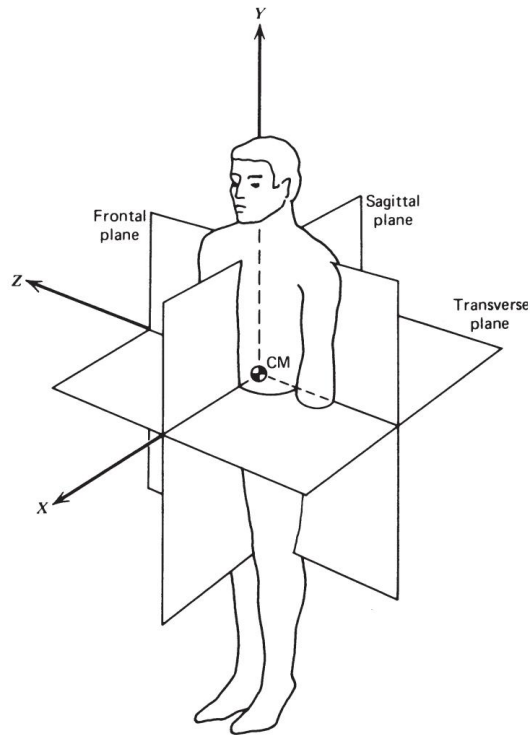


Figura 3.1 Sistema de coordenadas espaciales para todos los datos y análisis.

Un ejemplo tomado de los datos de un sujeto humano mientras camina ilustrará la convención. La cinemática del segmento de la pierna derecha (visto desde el lado derecho) y su centro de masa se analizaron de la siguiente manera:

$$\omega = -2,34 \text{ rad/s}, \alpha = 14,29 \text{ rad/s}^2, u_x = 0,783 \text{ m/s } a_x = -9,27 \text{ m/s}^2,$$

$$u_y = 0,021 \text{ m/s}, a_y = -0,31 \text{ m/s}^2$$

Esto significa que el segmento de la pierna está girando en el sentido de las agujas del reloj pero está desacelerando (acelerando en sentido contrario a las agujas del reloj). La velocidad del centro de masa de la pierna es hacia adelante y ligeramente hacia arriba, pero está desacelerando en la dirección hacia adelante y acelerando hacia abajo.

3.1.2 Descripción total de un segmento corporal en el espacio

La cinemática completa de cualquier segmento del cuerpo requiere 15 variables de datos, todas las cuales cambian con el tiempo:

1. Posición (x, y, z) del centro de masa del segmento 2.

Velocidad lineal ($\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$) del centro de masa del segmento

48 CINEMÁTICA

3. Aceleración lineal ($\ddot{x}$, $\ddot{y}$, $\ddot{z}$) del centro de masa del segmento 4.

Ángulo del segmento en dos planos, θ 5. θ_{xy} , θ_{yz}

Velocidad angular del segmento en dos planos, ω_{xy} , ω_{yz} 6.

Aceleración angular del segmento en dos planos, α_{xy} , α_{yz}

Tenga en cuenta que los datos del tercer ángulo son redundantes; la dirección de cualquier segmento se puede describir completamente en dos planos. Para una descripción completa del cuerpo total (pies + piernas + muslos + tronco + cabeza + parte superior de los brazos + antebrazos y manos = 12 segmentos), el movimiento en el espacio tridimensional (3D) requirió $15 \times 12 = 180$ variables de datos. No es de extrañar que todavía tengamos que describir, y mucho menos analizar, algunos de los movimientos más complejos. Ciertas simplificaciones ciertamente pueden reducir el número de variables a un número manejable. En la marcha nivelada simétrica, por ejemplo, podemos suponer un movimiento en el plano sagital y normalmente podemos ignorar el movimiento del brazo. La cabeza, los brazos y el tronco (HAT) a menudo se consideran un solo segmento y, asumiendo la simetría, necesitamos recopilar datos de una sola extremidad inferior. Las variables de datos en este caso (cuatro segmentos, un plano) se pueden reducir a 36 más manejables.

3.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DIRECTA

3.2.1 Goniómetros

Un goniómetro es un nombre especial que se le da al potenciómetro eléctrico que se puede conectar para medir el ángulo de una articulación. Un brazo del goniómetro está unido a un segmento de la extremidad, el otro al segmento de la extremidad adyacente y el eje del goniómetro está alineado con el eje de la articulación. En la Figura 3.2 se puede ver el montaje del goniómetro en una articulación de rodilla junto con el circuito eléctrico equivalente. Se aplica un voltaje constante E a través de las terminales exteriores y el brazo del limpiaparabrisas se mueve para eliminar una fracción del voltaje total. La fracción del voltaje depende del ángulo de unión θ . Por lo tanto, el voltaje en el brazo del limpiaparabrisas es $v = kE\theta = k_1\theta$ voltios. Tenga en cuenta que un voltaje proporcional a θ requiere un potenciómetro cuya resistencia varíe linealmente con θ . Un goniómetro diseñado para estudios clínicos se muestra colocado en un paciente en la Figura 3.3.

Ventajas

1. Un goniómetro generalmente es económico.
2. La señal de salida está disponible inmediatamente para grabar o convertir a una computadora.
3. La rotación plana se registra independientemente del plano de movimiento de la articulación

Artículo representativo: Finley y Karpovich, 1964.

3.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DIRECTA 49

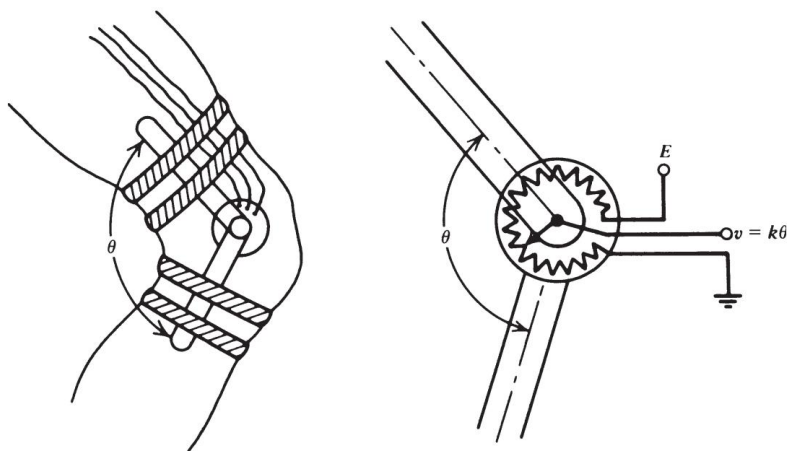


Figura 3.2 Disposición mecánica y eléctrica de un goniómetro ubicado en la articulación de la rodilla. La salida de voltaje es proporcional al ángulo de la articulación.

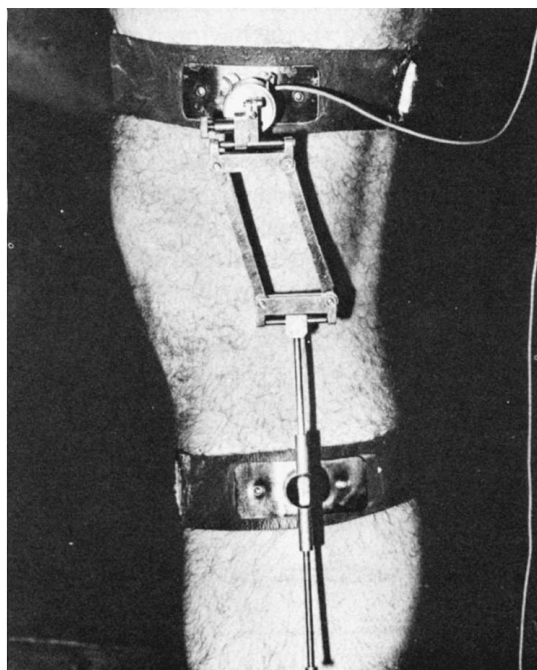


Figura 3.3 Electrogoniómetro diseñado para acomodar cambios en el eje de rotación de la articulación de la rodilla, que se muestra aquí instalado en un paciente. (Reproducido con autorización del Centro Médico Chedoke-McMaster, Hamilton, Ontario, Canadá).

50 CINEMÁTICA

Desventajas

1. Se dan datos angulares relativos, no absolutos, lo que limita severamente el valor de evaluación de los datos.
2. Puede requerir un tiempo excesivo para ajustarse y alinearse, y la alineación sobre la grasa y el tejido muscular puede variar con el tiempo del movimiento.
3. Si se coloca un gran número, las correas pueden entorpecer el movimiento y cables
4. Se requieren goniómetros más complejos para las articulaciones que no se mueven tanto juntas de bisagra.

3.2.2 Sistemas especiales de medición de ángulos de juntas

Más recientemente, en el área de la ergonomía, se ha desarrollado un sistema especial de guantes para medir la cinemática de los dedos y el pulgar. La Figura 3.4 muestra la construcción del transductor del guante, que consta de un guante elástico ligero con sensores en las dos articulaciones proximales de cada dedo y pulgar más un sensor abductor del pulgar. Cada transductor es un bucle de cable de fibra óptica con una fuente infrarroja constante y está grabado en la región de la unión de interés. A medida que la articulación se flexiona, la fibra se dobla y la luz se escapa; cuanto mayor es la curva, más luz se escapa. Así, el desplazamiento angular de flexión se detecta como una reducción en la intensidad de la luz recibida por el detector y se precibra contra el ángulo de flexión. Uno de los principales usos de este sistema ha sido el estudio de las lesiones por esfuerzo repetitivo (cf. Moore et al., 1991).

3.2.3 Acelerómetros

Como su nombre lo indica, un acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración. La mayoría de los acelerómetros no son más que transductores de fuerza diseñados para medir las fuerzas de reacción asociadas con una aceleración dada. Si la aceleración de un segmento de extremidad es a y la masa en su interior es m , entonces la fuerza ejercida por la masa es $F = ma$. Esta fuerza se mide mediante un transductor de fuerza, generalmente un medidor de tensión o de tipo piezorresistivo. La masa se acelera contra un transductor de fuerza que produce una señal de voltaje V que es proporcional a la fuerza, y dado que m es conocida y constante, V también es proporcional a la aceleración. La aceleración puede ser hacia o desde la cara del transductor; este último se indica mediante una inversión de signo de la señal. En la mayoría de los movimientos, no hay garantía de que el vector de aceleración actúe en ángulo recto con respecto a la cara del transductor de fuerza. La situación más probable se muestra en la figura 3.5, donde el vector de aceleración tiene una componente normal al transductor y otra componente tangente a la cara del transductor. Por lo tanto, el acelerómetro mide el componente a_n . no se sabe nada

3.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DIRECTA 51

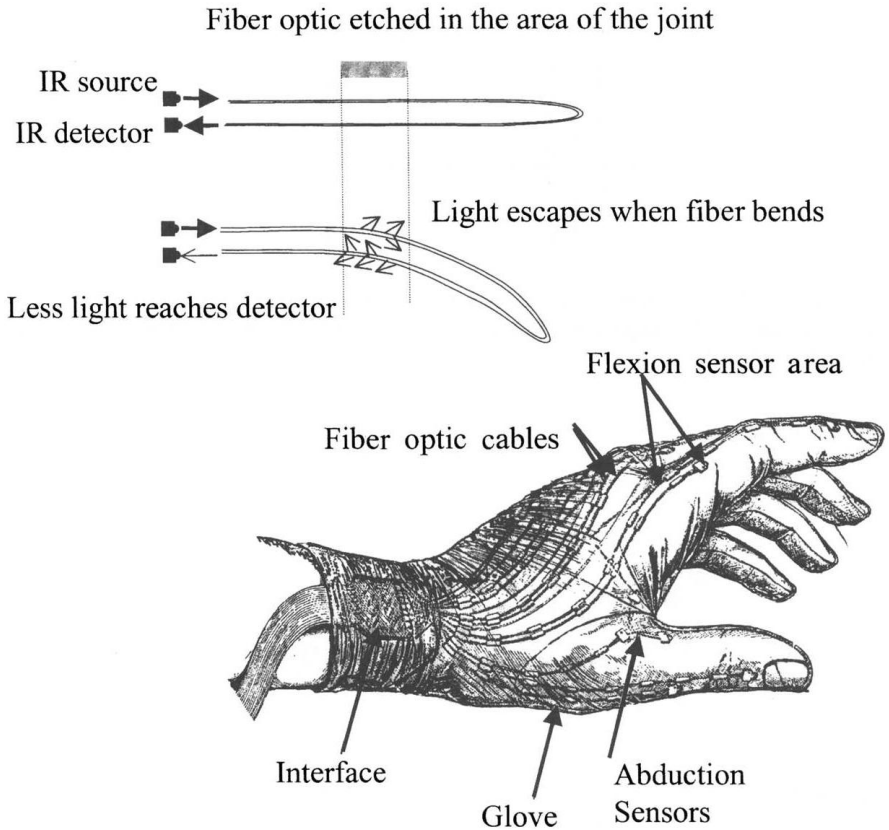


Figura 3.4 Construcción y operación de un transductor de guante para medir desplazamientos angulares de los dedos. El transductor es un bucle de cable de fibra óptica; la cantidad de luz que regresa al detector disminuye al aumentar la flexión de los dedos. Cada cable está calibrado para el desplazamiento angular frente a la intensidad de la luz detectada. (Cortesía del Laboratorio de Ergonomía, Departamento de Kinesiología, Universidad de Waterloo, Waterloo, Ontario, Canadá).

aproximadamente en o a a menos que se use un acelerómetro triaxial. Tal transductor 3D no es más que tres acelerómetros individuales montados en ángulo recto entre sí, cada uno de los cuales reacciona al componente ortogonal que actúa a lo largo de su eje. Incluso con un acelerómetro triaxial montado en una extremidad, puede haber problemas debido a la rotación de la extremidad, como se indica en la Figura 3.6. En ambos casos, la pierna está acelerando en la misma dirección absoluta, como lo indica el vector a . La componente de aceleración an medida es bastante diferente en cada caso. Así, el acelerómetro se limita a aquellos movimientos cuya dirección en el espacio no cambia drásticamente oa movimientos especiales, como la flexión horizontal del antebrazo alrededor de una articulación fija del codo.

52 CINEMÁTICA

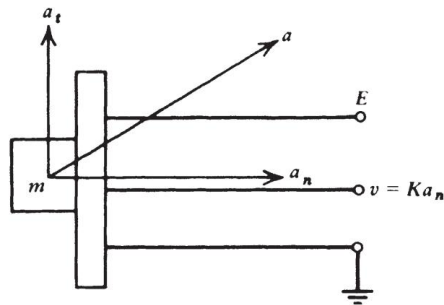


Figura 3.5 Diagrama esquemático de un acelerómetro que muestra la aceleración con componentes normal y tangencial. La salida de voltaje es proporcional al componente normal de aceleración, a_n .

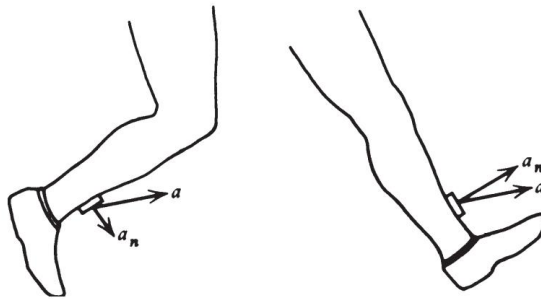


Figura 3.6 Dos situaciones de movimiento donde la aceleración en el espacio es idéntica pero los componentes normales son bastante diferentes.

En la figura 3.7 se muestra un circuito eléctrico típico de un acelerómetro piezorresistivo. Comprende un semipuerto formado por dos resistencias R_1 iguales. Dentro del transductor, las resistencias R_a y R_b cambian sus resistencias proporcionalmente a la aceleración que actúa en su contra. Sin aceleración, $R_a = R_b = R_1$, y con el potenciómetro de equilibrio correctamente ajustado, el voltaje en el terminal 1 es el mismo que en el terminal 2. Por lo tanto, el voltaje de salida es $V = 0$. Con la aceleración en la dirección que se muestra, R_b aumenta y R_a disminuye; por lo tanto, el voltaje en el terminal 1 aumenta. El desequilibrio resultante en el circuito del puente da como resultado un voltaje V , proporcional a la aceleración. Por el contrario, si la aceleración es hacia arriba, R_b disminuye y R_a aumenta; el puente se desequilibra en sentido inverso, dando una señal de polaridad opuesta. Así, sobre el rango dinámico del acelerómetro, la señal es proporcional tanto a la magnitud como a la dirección de la aceleración que actúa a lo largo del eje del acelerómetro. Sin embargo, si el potenciómetro de equilibrio no está bien ajustado, tenemos un puente desequilibrado y podríamos obtener una relación tensión-aceleración como la que in

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 53

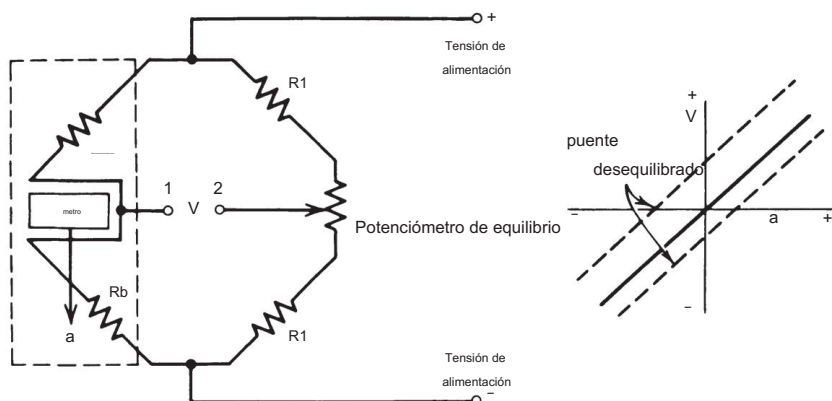


Figura 3.7 Circuito de puente eléctrico utilizado en la mayoría de los transductores de fuerza y acelerómetros.

Consulte el texto para ver el funcionamiento detallado.

Ventajas

1. La señal de salida está disponible inmediatamente para grabar o convertir a un ordenador.

Desventajas

1. La aceleración es relativa a su posición en el segmento de la extremidad.
2. El costo de los acelerómetros puede ser excesivo si se utilizan muchos; además, el costo de la grabadora o del convertidor de analógico a digital puede ser alto.
3. Si se utiliza un gran número, pueden entorpecer el movimiento.
4. Muchos tipos de acelerómetros son bastante sensibles a los golpes y se roto.
5. La masa del acelerómetro puede resultar en un artefacto de movimiento, especialmente en movimientos rápidos o movimientos que involucran impactos.

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES

El proverbio chino "Una imagen vale más que diez mil palabras" contiene un mensaje importante para cualquier observador humano, incluido el investigador de biomecánica interesado en el movimiento humano. Debido a la complejidad de la mayoría de los movimientos, el único sistema que posiblemente puede capturar todos los datos es un sistema de imágenes. Dada la tarea adicional de describir una actividad dinámica, nos enfrentamos al desafío adicional de tener que capturar datos durante un período prolongado de tiempo. Esto requiere tomar muchas imágenes a intervalos regulares durante el evento.

Hay muchos tipos de sistemas de imágenes que podrían utilizarse. La discusión se limitará a tres tipos diferentes: cámara de cine, televisión y

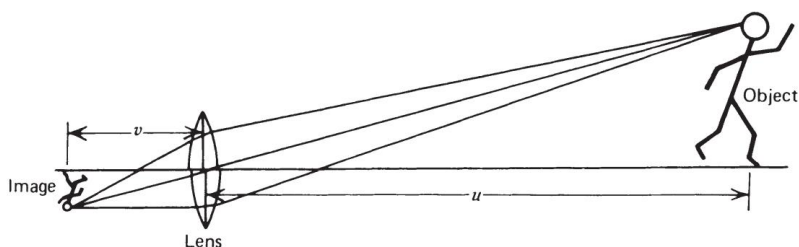


Figura 3.8 Sistema de lente de enfoque simple que muestra la relación entre el objeto y la imagen.

tipos optoelectrónicos. Cualquiera que sea el sistema elegido, se trata de una lente; por lo tanto, aquí se da una breve revisión de la óptica básica.

3.3.1 Revisión de la óptica básica de lentes

Una lente convergente simple es aquella que crea una imagen invertida enfocada a una distancia v de la lente. Como se ve en la Figura 3.8, si la distancia lente-objeto es u , entonces la distancia focal f de la lente es:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{v} + \frac{1}{u} \quad (3.1)$$

Los sistemas de imágenes utilizados para los estudios de movimiento son tales que la distancia objeto-lente es bastante grande en comparación con la distancia lente-imagen. Por lo tanto,

$$\frac{1}{u} \approx 0, \quad \frac{1}{f} = \frac{1}{v}, \quad \text{o } f = v \quad (3.2)$$

Así, si conocemos la distancia focal del sistema de lentes, podemos ver que el tamaño de la imagen está relacionado con el tamaño del objeto mediante una simple triangulación. Una distancia focal típica es de 25 mm, una lente gran angular es de 13 mm y una lente telefoto es de 150 mm. Una lente de zoom es solo una en la que la distancia focal es infinitamente variable en un rango determinado. Así, a medida que aumenta L , la distancia focal debe aumentar proporcionalmente para producir el mismo tamaño de imagen. La figura 3.9 ilustra este principio. Para obtener la máxima precisión, es muy recomendable que la imagen sea lo más grande posible. Por tanto, es ventajoso tener una lente de zoom en lugar de una serie de lentes fijas; se pueden realizar fácilmente ajustes individuales para cada movimiento a estudiar, o incluso durante el transcurso del evento.

3.3.2 Configuración de f -stop y campo de enfoque

La cantidad de luz que ingresa a la lente está controlada por la apertura de la lente, que se mide por su f -stop (f significa fracción de la apertura de la lente).

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 55

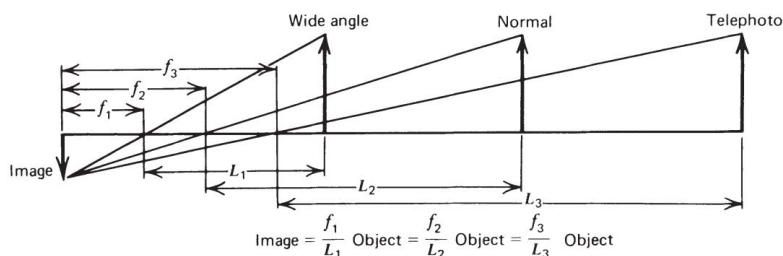


Figura 3.9 Las diferencias en la distancia focal de los lentes gran angular, normal y teleobjetivo dan como resultado una imagen del mismo tamaño.

Cuanto mayor sea la apertura, menor será el ajuste f-stop. Cada configuración de f-stop corresponde a un cambio proporcional en la cantidad de luz permitida. Una lente puede tener las siguientes configuraciones: 22, 16, 11, 8, 5.6, 4, 2.8 y 2. f/22 es 1/22 del diámetro de la lente, y f/11 es 1/11 del diámetro de la lente. Por lo tanto, f/11 deja pasar cuatro veces la luz que deja f/22. Las fracciones están dispuestas de modo que cada una deje entrar el doble de luz que la configuración superior adyacente (p. ej., f/2.8 proporciona el doble de luz que f/4).

Para mantener los requisitos de iluminación al mínimo, es obvio que la lente debe abrirse lo más posible con un ajuste f bajo. Sin embargo, se producen problemas con el campo de enfoque. Esto se define como el rango máximo y mínimo del objeto que producirá una imagen enfocada. Cuanto más bajo sea el ajuste f, más estrecho será el rango en el que un objeto estará enfocado.

Por ejemplo, si deseamos fotografiar un movimiento que va a moverse en un rango de 10 a 30 pies, no podemos reducir el f-stop por debajo de 5.6. El rango establecido en la lente sería de aproximadamente 15 pies, y todo lo que se encuentre entre 10 y 30 pies permanecería enfocado. La decisión final con respecto a f-stop depende de la velocidad de obturación de la cámara de cine y la velocidad de la película.

3.3.3 Cinematografía

Hay muchos tamaños diferentes de cámaras de cine disponibles; Las cámaras de 8 mm son las más pequeñas. (En realidad, usan película de 16 mm, que pasa dos veces por la cámara y luego se divide en dos tiras de 8 mm después de revelarla). Luego están las de 16 mm, 35 mm y 70 mm. El tamaño de imagen de 8 mm es algo pequeño para mediciones precisas, mientras que las cámaras de cine de 35 mm y 70 mm son demasiado costosas para comprar y operar. Por lo tanto, las cámaras de 16 mm han evolucionado como un compromiso razonable y la mayoría de las cámaras de cine de alta velocidad son de 16 mm. Hay varios tipos de cámaras de 16 mm disponibles. Algunos son accionados por resorte; otros son accionados por motores, ya sea por baterías o fuentes de alimentación de fuentes de corriente alterna. Los tipos que funcionan con batería tienen la ventaja de ser portátiles a sitios donde no hay energía disponible.

El tipo de película requerida depende de la iluminación disponible. La clasificación ASA es una medida de la velocidad de la película; cuanto mayor sea la clasificación, menos luz se requiere para obtener la misma exposición. La película reversible 4-X con una clasificación ASA de 400 es un tipo común. También están disponibles clasificaciones ASA más altas y son buenas para una evaluación cualitativa del movimiento, especialmente en eventos deportivos de movimiento más rápido. Sin embargo, el grano grueso de estas películas de mayor ASA introduce imprecisiones en los análisis cuantitativos.

El último factor que influye en la iluminación requerida es la velocidad de obturación de la cámara. Cuanto mayor sea la velocidad de fotogramas, menos tiempo estará disponible para exponer la película. La mayoría de las cámaras de alta velocidad tienen obturadores giratorios que se abren una vez por revolución durante un período de tiempo para exponer un nuevo cuadro de película no expuesta. El arco de la apertura, como se muestra en la Figura 3.10, y la velocidad de rotación del obturador deciden el tiempo de exposición. Por ejemplo, a 60 fotogramas por segundo, utilizando un obturador de 3 factores, el tiempo de exposición es de $1/180$ s. La cantidad de luz que entra será la misma que la de una cámara normal (fija) configurada a una velocidad de $1/180$ s.

Para realizar los ajustes finales, utilizamos un medidor de exposición para medir la intensidad de la luz en el sujeto humano. Para una filmación determinada, las variables que están preestablecidas son el ASA de la película, el factor de obturación y la velocidad de fotogramas. La velocidad de fotogramas se establece lo suficientemente baja como para capturar el evento deseado, pero no tan alta como para requerir iluminación adicional o provocar un desperdicio de película. Para comprender el problema asociado con la selección de una tasa óptima, se remite al estudiante a la Sección 2.2.4.2 sobre el teorema de muestreo. La última variable a decidir es el f-stop. El medidor de luz da una lectura del medidor eléctrico proporcional a la intensidad de la luz, de modo que cuando se configuran el ASA de la película y el tiempo de exposición, el f-stop correcto

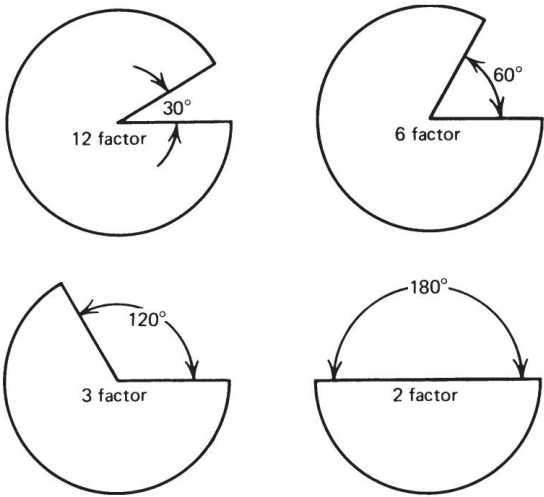


Figura 3.10 Obturadores de varios factores utilizados en cámaras de cine. La película se expone durante el arco de apertura y avanza mientras el obturador está cerrado.

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 57

puede ser determinado. Por lo tanto, con la cámara de video configurada en la velocidad de fotogramas, el f-stop y el rango correctos, la filmación está lista para comenzar.

3.3.3.1 Técnicas de conversión de películas. Dado que las cámaras de cine de 16 mm son la forma más común de recopilación de datos, es importante conocer varias técnicas de extracción de coordenadas. Cada sistema que ha evolucionado requiere la proyección de cada cuadro de película en algún tipo de pantalla. El tipo más común requiere que el operador mueva un sistema mecánico de coordenadas xy hasta que un punto, una luz o una cruz se encuentre sobre el punto de referencia anatómico deseado. Luego, las coordenadas x e y se pueden leer o transferir a una computadora con solo presionar un botón. La figura 3.11 muestra los componentes de un sistema de conversión de este tipo.

Un segundo tipo de sistema implica la proyección de la imagen de la película en un sistema de rejilla especial. Cuando el operador toca la cuadrícula con un bolígrafo especial, las coordenadas se transfieren automáticamente a una computadora. Ambos sistemas están limitados a la velocidad y precisión del operador humano. Nuestra experiencia indica que un operador experimentado puede convertir un promedio de 15 pares de coordenadas por minuto. Por lo tanto, un registro de película de 3 segundos filmado a 50 cuadros por segundo podría tener cinco marcadores convertidos en 30 minutos.



Figura 3.11 Disposición típica para la digitalización por microcomputadora de coordenadas de datos de una película. El pedal permite al operador transferir datos de coordenadas a la computadora a una velocidad de aproximadamente 10 pares de coordenadas por minuto. El error de digitalización es de aproximadamente 1 mm rms con la cámara ubicada a 4 m del sujeto.

58 CINEMÁTICA

Se ha encontrado que el error humano involucrado en esta digitalización es aleatorio y bastante pequeño. Para una cámara a 4 m de un sujeto, el "ruido" de la raíz cuadrada media (rms) presente en los datos convertidos se ha medido en 1-1,5 mm.

3.3.4 Televisión

La principal diferencia entre la televisión y la cinematografía es el hecho de que la televisión tiene una velocidad de fotogramas fija. El nombre que se le da a cada imagen de televisión es un campo. En América del Norte, hay 60 campos por segundo; en Europa, el estándar es de 50 campos por segundo. Por lo tanto, la televisión tiene una tasa de campo lo suficientemente alta para la mayoría de los movimientos, pero probablemente sea demasiado baja para un análisis cuantitativo de eventos atléticos rápidos. El f-stop, el enfoque y la iluminación de la televisión se pueden ajustar mirando el monitor de televisión a medida que se varían los controles. Muchas cámaras de televisión tienen controles electrónicos y ópticos que influyen en el brillo y el contraste, y algunas tienen luces estroboscópicas incorporadas. Además, el enfoque se puede ajustar tanto electrónicamente como ópticamente. La principal ventaja de la televisión es la capacidad de reproducción instantánea, que sirve como control de calidad y como evaluación cualitativa inicial. En segundo lugar, la señal de televisión se puede convertir digitalmente mediante un "captador de fotogramas" para un análisis inmediato.

3.3.4.1 Cámaras de imágenes de televisión. Algunos problemas técnicos pueden resultar del uso de cámaras de televisión vidicon estándar. La fuerte señal de un marcador reflectante produce una imagen circular distintiva cuando el marcador no se mueve. Sin embargo, cuando hay un movimiento rápido del marcador, la imagen circular se vuelve borrosa y produce un borde posterior. Por lo tanto, el umbral de activación para la conversión en dos niveles (blanco y negro) debe establecerse cuidadosamente para garantizar una imagen digitalizada circular. Una forma más confiable de deshacerse de la borrosidad es usar un sistema estroboscópico, que da como resultado la exposición del tubo de imágenes de TV durante un milisegundo o menos. La luz estroboscópica, en efecto, actúa como un obturador electrónico.

Los sistemas estroboscópicos también eliminan un segundo problema asociado con un tubo de imagen continuamente expuesto: sesgo de las coordenadas del marcador debido al retraso de tiempo en el escaneo desde la parte superior de la imagen hasta la parte inferior de la imagen. Se tarda unos 15 ms en escanear un campo de TV; por lo tanto, un marcador de cabeza podría escanearse 10 ms antes que un marcador de pie. El sistema estroboscópico congela todas las imágenes de los marcadores en el mismo punto en el tiempo de la misma manera que lo hace una cámara de cine. Las cámaras de diodo acoplado a carga (CCD) más nuevas tienen controles de obturador mecánicos o electrónicos que eliminan tanto la borrosidad como el sesgo. Otro desarrollo es la cámara infrarroja, que no utiliza luz visible y no se ve influida por los reflejos de fuentes de luz distintas de las necesarias para obtener el reflejo circular deseado de los marcadores. La figura 3.12 muestra una cámara infrarroja típica montada permanentemente en el techo de un laboratorio clínico de marcha. Las luces infrarrojas activas forman una forma de "dona" alrededor de la lente de la cámara y se pulsan a 120 Hz durante un período de menos de un milisegundo.

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 59

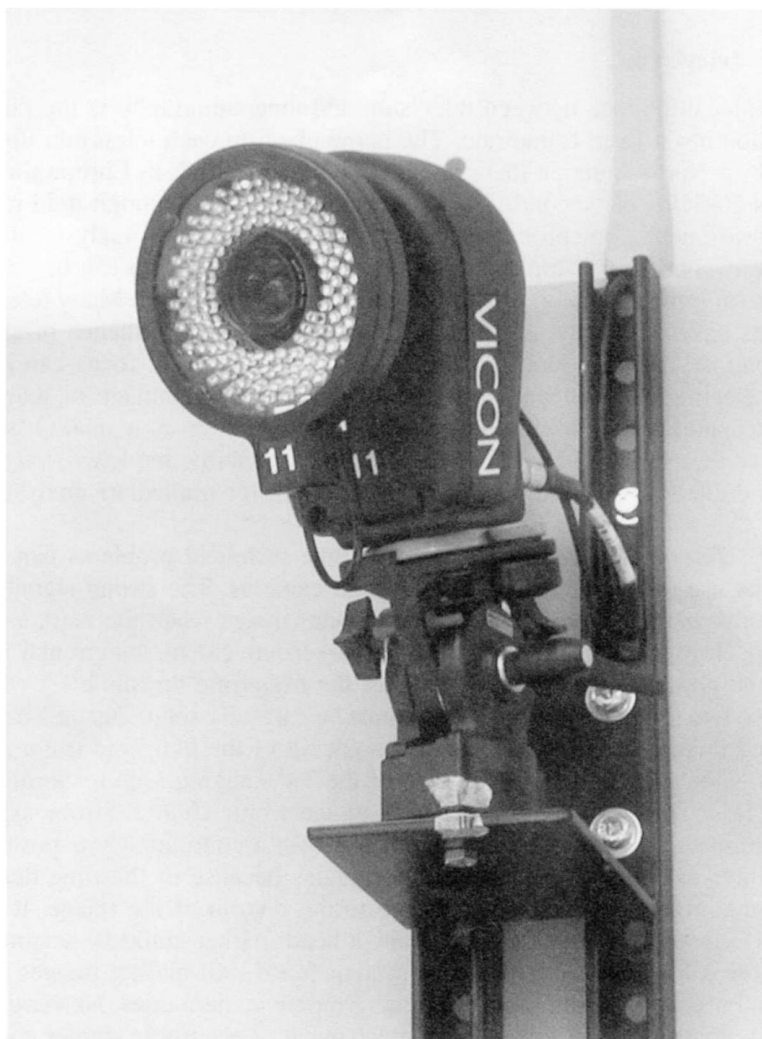


Figura 3.12 Cámara de televisión infrarroja típica montada permanentemente en un laboratorio clínico de marcha. Las luces infrarrojas forman una forma de "rosquilla" alrededor de la lente y se pulsán durante un breve período de tiempo en cada fotograma para congelar la imagen antes de escanearla. (Cortesía del Laboratorio de Análisis de la Marcha, Centro Médico Infantil de Connecticut, Hartford, CT.)

Esta cámara es una de seis a doce cámaras que podrían montarse alrededor del laboratorio de marcha. Por lo tanto, la luz infrarroja reflejada de los marcadores es la única luz que capta la cámara y, dado que es una fuente pulsada, las imágenes de los marcadores se "congelan" en el tiempo. La figura 3.13 muestra una disposición de este tipo en un laboratorio clínico de marcha junto con los marcadores reflectantes esféricos montados en un paciente joven.



Figura 3.13 Evaluación de la marcha de un paciente con parálisis cerebral en un laboratorio clínico de marcha. Las cámaras infrarrojas en el techo y las paredes capturan la luz reflejada de los marcadores reflectantes esféricos montados en ambos lados del cuerpo. (Cortesía del Laboratorio de Análisis de la Marcha, Centro Médico Infantil de Connecticut, Hartford, CT.)

3.3.4.2 Desarrollo histórico de los sistemas de digitalización de televisión. Casi todos los sistemas de televisión de análisis de movimiento se desarrollaron en laboratorios de investigación universitarios. A fines de la década de 1960, comenzaron a aparecer los primeros informes de sistemas basados en televisión: en la Universidad Tecnológica de Delft en los Países Bajos (Furnee, 1967, según Woltring, 1987) y en la XXI Conferencia EMB en Houston, Texas (Invierno et al., 1968). El primer artículo publicado sobre un sistema operativo fue el de Dinn et al. (1970) de la Universidad Técnica de Nueva Escocia en Halifax, Nueva Escocia, Canadá. Se llamó CINTEL (Computer INTERface for TELivision) y fue desarrollado para digitalizar imágenes angiográficas a 4 bits (16 niveles de gris) para determinar el curso temporal del volumen del ventrículo izquierdo (Trenholm et al., 1972). También se usó p

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 61

estudios de marcha en la Universidad de Manitoba en Winnipeg, Manitoba, Canadá, donde, con una resolución espacial más alta y una conversión de un bit (blanco/negro), se digitalizó la imagen circular de una pelota de ping pong hemisférica reflectante adherida a puntos de referencia anatómicos (Winter et al., 1972). Con alrededor de 10 píxeles dentro de cada imagen de marcador, fue posible promediar sus coordenadas para mejorar la precisión espacial de cada marcador de 1 cm (distancia entre las líneas de escaneo de cada campo) a alrededor de 1 mm. El material Scotch® de 3M que se utilizó como material reflectante ha sido utilizado por la mayoría de los sistemas experimentales y comerciales posteriores.

Jaret et al. (1976) informaron sobre un sistema que detectaba el borde izquierdo de la imagen de un pequeño marcador reflectante que ocupaba una o dos líneas de escaneo. Desafortunadamente, la precisión espacial fue igual a la distancia de la línea de exploración, que es de aproximadamente 1 cm. Este sistema fue adoptado y mejorado por VICON (VIDeo CONver tor) en su sistema comercial. Se detectaron los bordes izquierdo y derecho de la imagen del marcador y, posteriormente, los puntos detectados se ajustaron a la curva a través del software AMASS en un círculo (Macleod et al., 1990). Basado en el ajuste del círculo, se calculó el centroide. Otros sistemas comerciales, como el desarrollado por Motion Analysis Corporation, utilizan técnicas patentadas de detección de bordes (Expert Vision). El sistema ELITE (Elaboratore di Immagini Televisive) desarrollado en Milán, Italia, utilizó el reconocimiento de formas de toda la imagen del marcador, en lugar de la detección de bordes. Un algoritmo informático dedicado que operaba en tiempo real utilizaba una técnica de reconocimiento de patrones de correlación cruzada basada en el tamaño y la forma (Ferrigno y Pedotti, 1985). Este sistema utiliza todos los niveles de gris en la detección de formas, mejorando así la resolución espacial a 1/2800 del campo de visión. Si consideramos que la altura del campo es de unos 2,5 m, esto representa una precisión de unos 0,9 mm.

3.3.4.3 Técnicas de Conversión de Televisión. Cada uno de los sistemas de televisión comerciales que se mencionaron en la sección anterior tiene su propia técnica única para identificar la presencia de un marcador y determinar su centroide, y para etiquetar marcadores de un sistema multicámara.

3.3.5 Técnicas optoelectricas

En los últimos años, ha habido varios desarrollos en los sistemas de imagen optoelectricas que tienen algunas ventajas sobre la cinematografía y la televisión. El primer sistema comercial fue desarrollado por Northern Digital en Waterloo, Ontario, Canadá, y se llamó Watsmart. Era un sistema activo que requería que el sujeto usara diminutas luces infrarrojas en cada punto de referencia anatómico deseado. Las luces se encendieron secuencialmente y el destello de luz se detectó en una cámara especial. La cámara constaba de una lente estándar que enfocaba el destello de luz sobre una superficie especial de diodo semiconductor. El desarrollo más reciente de este sistema activo ha resultado en un sistema de cámara 3D

62 CINEMÁTICA

llamado OPTOTRAK. Tal sistema consta de tres cámaras montadas en línea sobre un marco rígido, como se muestra en la Figura 3.14. Las lentes izquierda y derecha están montadas ligeramente hacia adentro y sus matrices de diodos lineales están montadas horizontalmente. Por lo tanto, su exploración de la luz pulsada definirá la ubicación de un marcador en un plano vertical. La lente central está montada con su matriz de diodos montada verticalmente y su exploración definirá un plano horizontal. La Figura 3.15 muestra este arreglo. Los detectores izquierdo y derecho definen cada uno la ubicación de todos los marcadores en un plano vertical; la intersección de estos dos planos verticales es una línea vertical. Por lo tanto, cualquier marcador en esta línea vertical registrará la misma señal en las cámaras izquierda y derecha. La cámara del medio tiene su lente mirando directamente hacia adelante con su matriz de diodos montada verticalmente. Así, esta cámara definirá todos los marcadores en un plano horizontal. La intersección de este plano horizontal con la línea vertical definida por las otras dos cámaras es un punto 3D único en el espacio. Por lo tanto, a medida que pulsa cada diodo infrarrojo (IRED), se registran sus coordenadas x , y , z en el sistema de referencia global (GRS). La luz pulsada de una segunda fuente de luz produce una línea vertical y un plano horizontal diferentes y, por lo tanto, un conjunto diferente de coordenadas x , y , z . Hay algunas ventajas únicas en un sistema tan activo. No se requiere software especializado (como en la televisión) para identificar qué marcador es cuál. Así, en

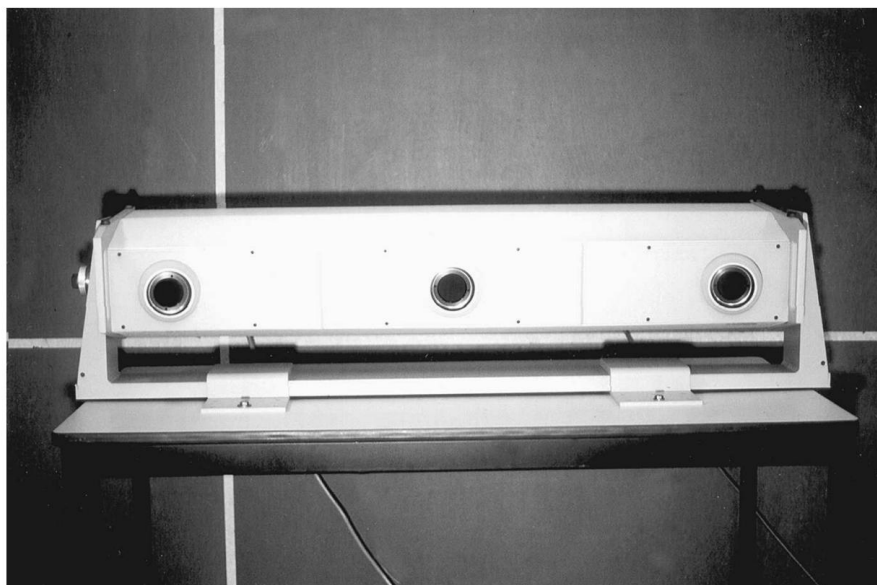


Figura 3.14 Un sistema OPTOTRAK con tres lentes, cada uno con una matriz de diodos lineales. Las dos lentes exteriores miran ligeramente hacia adentro y cada una define un plano vertical, mientras que la lente central define un plano horizontal. Consulte la Figura 3.15 para ver cómo estas tres matrices de diodos definen un marcador en el espacio 3D. (Cortesía del Laboratorio de Marcha y Postura, Departamento de Kinesiología, Universidad de Waterloo, Waterloo, Ontario, Canadá).

3.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR IMÁGENES 63

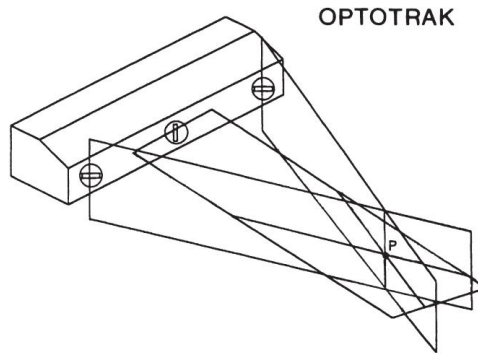


Figura 3.15 Sistema OPTOTRAK con dos lentes exteriores que miran ligeramente hacia adentro con sus conjuntos de diodos, cada uno de los cuales define marcadores en un plano vertical. Cualquier marcador en la intersección de estos dos planos definirá todos los marcadores en esta línea vertical. La matriz de lentes central define todos los marcadores en un plano horizontal. Así, la intersección de un marcador en este plano horizontal con la línea vertical definirá las coordenadas únicas de un marcador en el espacio 3D.

el número y la ubicación de los marcadores cambia día a día, no hay problemas con el etiquetado de marcadores, lo que hace que este sistema sea flexible para los cambiantes requisitos de investigación. Además, debido a la precisión de la matriz IRED, la precisión de las coordenadas x, y, z es mejor que la de los sistemas de TV, que están limitados por la distancia entre las líneas de exploración. La precisión de una cámara OPTOTRAK montada como se muestra en la Figura 3.15 a una distancia de 4 m del sujeto es de 0,03 mm con ruido = 0,015 mm (Gage et al., 2004).

Las posibles desventajas son la cantidad de IRED que se pueden montar y el estorbo potencial de los cables que conectan la fuente de alimentación a los IRED activos.

3.3.6 Ventajas y desventajas de los sistemas ópticos

Ventajas

1. Todos los datos se presentan en un sistema de referencia espacial absoluta, en un plano normal al eje óptico de la cámara.
2. La mayoría de los sistemas (cine, TV) no están limitados en cuanto al número de marcadores usado.
3. El estorbo al movimiento es mínimo para la mayoría de los sistemas que usan marcadores reflectantes livianos (cine, TV), y el tiempo para aplicar los marcadores es mínimo.
4. Las cámaras de televisión y las videograbadoras son razonablemente económicas.
5. Los sistemas de cine y televisión se pueden reproducir con fines didácticos o para análisis cualitativo del movimiento corporal total.

64 CINEMÁTICA

Desventajas

1. La mayoría de los sistemas de múltiples cámaras son costosos (cine, TV, optoelectrónicos), al igual que los sistemas de digitalización y conversión para todas las imágenes. fuentes.
2. En el caso de las películas, el tiempo de preparación para el desarrollo puede ser un problema, y la mano de obra para digitalizar las coordenadas de la película también puede ser una limitación. Los errores de digitalización, sin embargo, son menores que los de muchos sistemas de imágenes comerciales.
3. El estorbo y el tiempo para instalar fuentes de luz con cable (p. ej., IRED) pueden ser prohibitivos en ciertos movimientos, y la cantidad de fuentes de luz es limitada.
4. Algunos sistemas de imágenes (p. ej., IRED) no se pueden utilizar en el exterior durante el día.

3.3.7 Resumen de varios sistemas cinemáticos

Cada laboratorio debe definir sus requisitos especiales antes de elegir un sistema en particular. Un laboratorio clínico de la marcha puede decidirse por la televisión debido al estorbo de los sistemas optoelectrónicos y debido a la necesidad de una evaluación cualitativa, un cambio rápido y una enseñanza. Los entornos ergonómicos y atléticos pueden requerir una retroalimentación instantánea o casi instantánea para el sujeto o el atleta, lo que dicta la necesidad de un sistema automatizado. Los investigadores básicos no requieren un cambio rápido y pueden necesitar una gran cantidad de coordenadas; así, pueden optar por cámaras de cine o un sistema optoelectrónico. Y, finalmente, el costo del hardware y el software puede ser el único factor limitante que puede obligar a un compromiso en cuanto a la decisión final.

3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS CINEMÁTICOS BRUTOS

3.4.1 Naturaleza de los datos de imagen no procesados El

cine y la televisión son procesos de muestreo. Capturan el evento de movimiento durante un breve período de tiempo, después del cual no se registran más cambios hasta el siguiente campo o cuadro. La reproducción lenta de una película demuestra este fenómeno: la imagen salta de una posición a la siguiente en un paso distinto en lugar de un proceso continuo. La única razón por la que el cine o la televisión no parecen saltar a velocidades de proyección normales (24 por segundo para cine, 60 por segundo para televisión) es que el ojo puede retener una imagen durante un período de aproximadamente 1/15 s. La "memoria" a corto plazo del ojo permite al observador humano promediar o suavizar el movimiento de salto.

Los datos de coordenadas convertidos de películas o televisión se denominan **datos sin procesar**. Esto significa que contienen ruido aditivo de muchas fuentes: ruido electrónico en dispositivos optoelectrónicos, precisión espacial del escaneo de TV o sistema de digitalización de películas, o error humano en la digitalización de películas. Todo esto resultará en aleatorio

errores en los datos convertidos. Por lo tanto, es esencial que los datos sin procesar se suavicen y, para comprender las técnicas utilizadas para suavizar los datos, es necesaria una apreciación del análisis armónico (o de frecuencia). La teoría de los análisis armónicos se ha cubierto en la Sección 2.2; sin embargo, hay algunos problemas especiales adicionales con el procesamiento de datos cinemáticos que ahora se analizan.

3.4.2 Señal versus ruido en datos cinemáticos

En el estudio del movimiento, la señal puede ser una coordenada anatómica que cambia con el tiempo. Por ejemplo, al correr, la coordenada Y (vertical) del talón tendrá ciertas frecuencias que serán superiores a las asociadas a la coordenada vertical de la rodilla o del tronco. De manera similar, el contenido de frecuencia de todas las trayectorias disminuirá al caminar en comparación con el correr. En movimientos repetitivos, las frecuencias presentes serán múltiplos (armónicos) de la frecuencia fundamental (frecuencia de zancada). Al caminar a 120 pasos por minuto (2 Hz), la frecuencia de zancada es de 1 Hz. Por lo tanto, podemos esperar encontrar armónicos a 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz, etc. La marcha normal ha sido analizada por computadora digital y se determinó el contenido armónico de las trayectorias de siete marcadores de piernas y pies (Winter et al., 1974). Se encontró que los armónicos más altos estaban en las trayectorias de punta y talón, y se encontró que el 99,7% de la potencia de la señal estaba contenida en los siete armónicos más bajos (por debajo de 6 Hz). El análisis armónico del marcador del dedo del pie para 20 sujetos se muestra en la Figura 3.16, que es igual a la Figura 2.17 y se repite para mostrar el contenido de ruido. Por encima del séptimo armónico, todavía había algo de potencia de señal, pero tenía las características de "ruido". Ruido es el término utilizado para describir los componentes de la señal final que no se deben

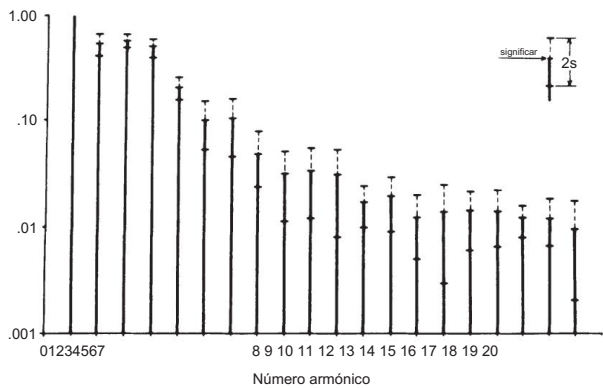


Figura 3.16 Contenido armónico del desplazamiento vertical de un marcador de pie de 20 sujetos durante la marcha normal. La frecuencia fundamental (número armónico = 1) se normaliza en 1,00. Más del 99% de la potencia está contenida por debajo del séptimo armónico. (Reproducido con permiso del Journal of Biomecánica.)

66 CINEMÁTICA

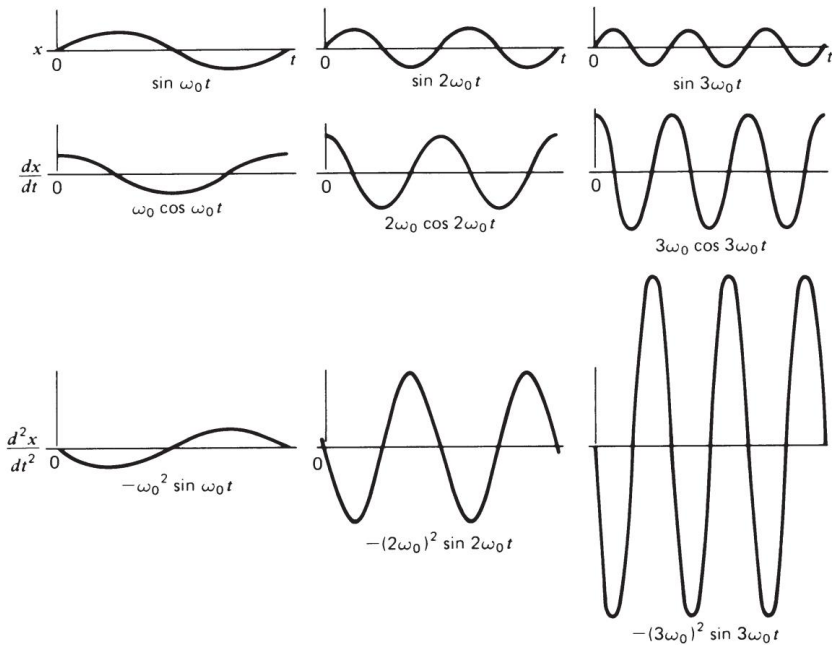


Figura 3.17 Cambios de amplitud relativa como resultado de la diferenciación temporal de señales de frecuencia creciente. La primera derivada aumenta la amplitud proporcional a la frecuencia; la segunda derivada aumenta la amplitud proporcionalmente a la frecuencia al cuadrado. Un aumento tan rápido tiene implicaciones graves en el cálculo de las aceleraciones cuando la señal de desplazamiento original tiene ruido de alta frecuencia presente.

mismo (en este caso, caminando). Las fuentes de ruido se señalaron en la Sección 3.4.1, y si el efecto total de todos estos errores es aleatorio, entonces la señal verdadera tendrá un componente aleatorio adicional. Por lo general, el componente aleatorio es de alta frecuencia, como se muestra en la figura 3.16. Aquí puede ver evidencia de componentes de mayor frecuencia que se extienden hasta el vigésimo armónico, que fue la frecuencia más alta analizada.

3.4.3 Problemas de cálculo de velocidades y aceleraciones

La presencia de este ruido de alta frecuencia es de considerable importancia cuando consideramos el problema de tratar de calcular velocidades y aceleraciones. Considere el proceso de diferenciación temporal de una señal que contiene ruido aditivo de alta frecuencia. Suponga que la señal se puede representar mediante una suma de N armónicos:

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

donde: ω_0 = frecuencia fundamental n =
número armónico

X_n = amplitud del n -ésimo armónico

θ = fase del n -ésimo armónico

Para obtener la velocidad en la dirección x V_x , derivamos con respecto al tiempo:

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

De manera similar, la aceleración A_x es:

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

Así, la amplitud de cada uno de los armónicos aumenta con su número armónico; para velocidades aumentan linealmente, y para aceleraciones el aumento es proporcional al cuadrado del número armónico. Este fenómeno se demuestra en la figura 3.17, donde se muestran los armónicos fundamental, segundo y tercero, junto con su primera y segunda derivada temporal.

Suponiendo que la amplitud x de los tres componentes es la misma, podemos ver que la primera derivada (velocidad) de los armónicos aumenta linealmente al aumentar la frecuencia. La primera derivada del tercer armónico es ahora el triple de la fundamental. Por segunda vez derivada, el aumento se repite, y la aceleración del tercer armónico es ahora nueve veces mayor que la fundamental.

En los datos de trayectoria para la marcha, x_1 podría ser de 5 cm y $x_{20} = 0,5$ mm. El ruido del vigésimo armónico es apenas perceptible en el diagrama de desplazamiento. En el cálculo de la velocidad, el vigésimo armónico aumenta 20 veces, de modo que ahora es una quinta parte de la fundamental. En el cálculo de la aceleración, el vigésimo armónico aumenta en otro factor de 20 y ahora es cuatro veces la magnitud de la fundamental. Este efecto se muestra si observa la figura 3.19, que representa la aceleración del dedo del pie al caminar. La señal de aspecto aleatorio son los datos sin procesar diferenciados dos veces. La señal suave es la aceleración calculada después de que se haya eliminado la mayor parte del ruido de alta frecuencia. A continuación se analizan las técnicas para eliminar este ruido de alta frecuencia.

3.4.4 Suavizado y ajuste de curvas de datos La

eliminación de ruido se puede lograr de varias maneras. Los objetivos de cada técnica son básicamente los mismos. Sin embargo, los resultados difieren un poco.

68 CINEMÁTICA

3.4.4.1 Técnicas de ajuste de curvas. La suposición básica aquí es que la señal de trayectoria tiene una forma predeterminada y que al ajustar la forma supuesta al "mejor ajuste" con los datos ruidosos sin procesar, se obtendrá una señal uniforme. Por ejemplo, se puede suponer que los datos son un polinomio de cierto orden:

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

Mediante técnicas informáticas se pueden seleccionar los coeficientes $a_0, \dots, a_n$ para dar el mejor ajuste, utilizando criterios tales como el mínimo error cuadrático medio.

Se puede realizar un segundo tipo de ajuste de curva suponiendo que hay un cierto número de armónicos en la señal. Reconstituyendo la señal final como una suma de N armónicos más bajos,

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

Este modelo tiene una mejor base, especialmente en movimientos repetitivos, mientras que el polinomio puede ser mejor en ciertos movimientos no repetitivos como el salto de longitud. Sin embargo, existen suposiciones severas con respecto a la consistencia (estacionariedad) de a_n y θ_n , como se discutió previamente en la Sección 2.2.4.5.

Una tercera técnica, el ajuste de curva spline, es una modificación de la técnica polinomial. La curva a ajustar se divide en secciones, cada sección comienza y termina con un punto de inflexión, realizándose un ajuste especial entre secciones adyacentes. El principal problema de esta técnica es el error que introduce la selección incorrecta de los puntos de inflexión. Estos puntos de inflexión deben determinarse a partir de los datos con ruido y, por lo tanto, están fuertemente influenciados por el mismo ruido que estamos tratando de eliminar.

3.4.4.2 Filtrado digital: refriltrado para eliminar el retraso de fase del filtro de paso bajo. La cuarta y más común técnica utilizada para atenuar el ruido es el filtrado digital, que se presentó en la Sección 2.2.4.4. El filtrado digital no es una técnica de ajuste de curvas como las tres discutidas anteriormente, sino una técnica de atenuación de ruido basada en las diferencias en el contenido de frecuencia de la señal frente al ruido. Sin embargo, existen algunos problemas adicionales relacionados con el filtrado de paso bajo de las coordenadas cinemáticas sin procesar, y ahora se analizan. Por conveniencia, las fórmulas necesarias para calcular los cinco coeficientes de un filtro de segundo orden se repiten aquí:

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

donde C es el factor de corrección para el número de pasadas requeridas, que se explicará en breve. Para un paso único, filtro $C = 1$.

$K = \sqrt{2\omega_c}$ para un filtro Butterworth

o, $2\omega_c$ para un filtro críticamente amortiguado

$$K2 = \omega_c^2, a0 = \frac{K2}{(1 + K1 + K2)}, a1 = 2a0, a2 = a0$$

$$K3 = \frac{2a0}{K2}, b1 = -2a0 + K3$$

$$b2 = 1 - 2a0 - K3, \text{ o } b2 = 1 - a0 - a1 - a2 - b1$$

Además de atenuar la señal, hay un cambio de fase de la señal de salida en relación con la entrada. Para este filtro de segundo orden hay un desfase de 90° en la frecuencia de corte. Esto causará una distorsión de segunda forma, llamada distorsión de fase, en los armónicos más altos dentro de la región de paso de banda. Se producirá aún más distorsión de fase en los armónicos por encima de f_c , pero estos componentes son principalmente ruido y están siendo severamente atenuados. Esta distorsión de fase puede ser más grave que la distorsión de amplitud que le ocurre a la señal en la región de transición. Para cancelar este retraso de fase, los datos filtrados una vez se filtraron nuevamente, pero esta vez en la dirección inversa del tiempo (Winter et al., 1974). Esto introduce una ventaja de fase igual y opuesta para que el cambio de fase neto sea cero. Además, el corte del filtro será dos veces más nítido que el del filtrado simple. En efecto, mediante este segundo filtrado en la dirección inversa, hemos creado un filtro de desplazamiento de fase cero de cuarto orden, que produce una señal filtrada que vuelve a estar en fase con los datos sin procesar pero con la mayor parte del ruido eliminado.

En la Figura 3.18 vemos la respuesta de frecuencia de un filtro Butterworth de segundo orden normalizado con respecto a la frecuencia de corte. Superpuesta a esta curva está la respuesta del filtro de desplazamiento de fase cero de cuarto orden. Por lo tanto, la nueva frecuencia de corte es más baja que la del filtro de paso único original; en este caso, es alrededor del 80% del original. El factor de corrección para cada pasada adicional de un filtro Butterworth es $C = (2^{1/n} - 1)^{0.25}$ donde n es el número de pasadas. Así, para un paso doble, $C = 0,802$.

Para un filtro críticamente amortiguado, $C = (2^{1/2n} - 1)^{0.5}$; así, para un paso doble, $C = 0,435$. Este factor de corrección se aplica a la Ecuación (3.8) y da como resultado que la frecuencia de corte del filtro de paso único original se ajuste más alto, de modo que después del segundo paso se alcance la frecuencia de corte deseada. La principal diferencia entre estos dos filtros es un compromiso en la respuesta en el dominio del tiempo. Los filtros Butterworth tienen un ligero sobreimpulso en respuesta a entradas de tipo paso o impulso, pero tienen un tiempo de subida mucho más corto.

Los filtros críticamente amortiguados no tienen sobreimpulso pero sufren un tiempo de subida más lento. Debido a que las entradas de tipo impulsivo rara vez se ven en los datos de movimiento humano, se prefiere el filtro Butterworth.

La aplicación de uno de estos filtros para suavizar los datos de coordenadas sin procesar ahora se puede ver al examinar los datos que produjeron el gráfico armónico en la Figura 3.16. La aceleración horizontal de este marcador de pie, calculada por

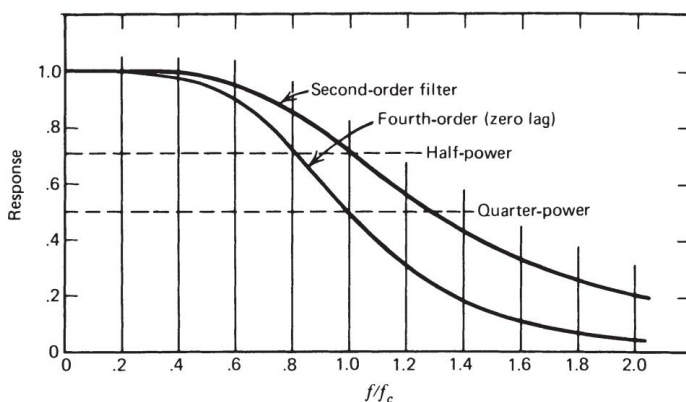


Figura 3.18 Respuesta de un filtro digital de paso bajo de segundo orden. La curva se normaliza en 1,0 a la frecuencia de corte, f_c . Debido a las características de retraso de fase del filtro, se realiza un segundo filtrado en la dirección inversa en el tiempo, lo que da como resultado un filtro de retraso cero de cuarto orden.

diferencias finitas de los datos filtrados, se representa en la Figura 3.19. Tenga en cuenta cuán repetitiva es la aceleración filtrada y cómo pasa por el "medio" de la curva ruidosa, según se calcula utilizando los datos sin filtrar. Además, tenga en cuenta que no hay retraso de fase en estos datos filtrados debido a los procesos de filtrado dual directo e inverso.

3.4.4.3 Elección de la frecuencia de corte: análisis residual. Hay varias formas de elegir la mejor frecuencia de corte. La primera es llevar a cabo un análisis armónico como se muestra en la figura 3.16. Al analizar el poder en cada uno de los componentes, se puede tomar una decisión sobre cuánto poder aceptar y cuánto rechazar. Sin embargo, tal decisión asume que el filtro es ideal y tiene un corte infinitamente agudo. Un mejor método es hacer un análisis residual de la diferencia entre señales filtradas y sin filtrar en una amplia gama de frecuencias de corte (Wells y Winter, 1980). De esta forma, las características del filtro en la región de transición se reflejan en el proceso de decisión. La Figura 3.20 muestra una gráfica teórica de residual versus frecuencia.

El residual a cualquier frecuencia de corte se calcula de la siguiente manera [consulte la Ecuación (3.9)] para una señal de N puntos de muestra en el tiempo:

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

donde f_c = es la frecuencia de corte del filtro de paso dual de cuarto orden.

X_i = son datos sin procesar en la i -ésima muestra.

$\hat{X}_i$ = son datos filtrados en la i -ésima muestra utilizando un retardo cero de cuarto orden filtrar.

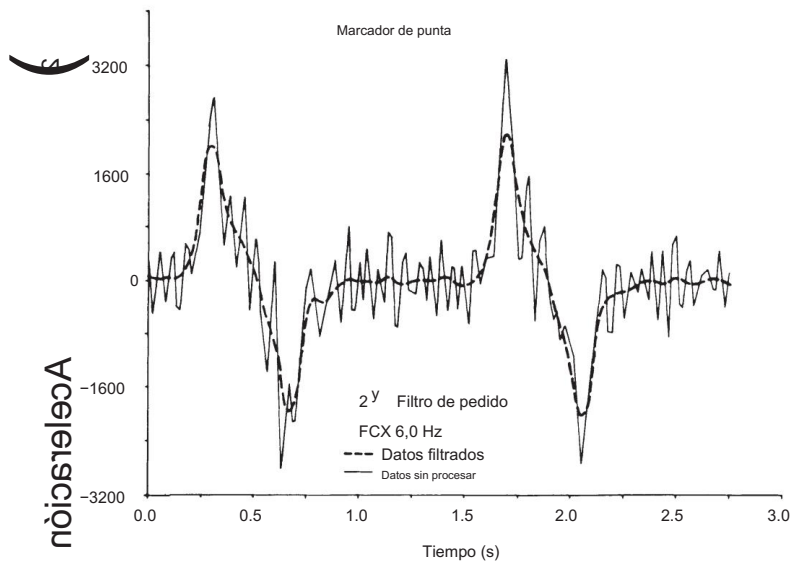


Figura 3.19 Aceleración horizontal del marcador del dedo del pie durante la marcha normal calculada a partir de los datos de desplazamiento de la televisión. La línea continua es la aceleración basada sobre los datos “sin procesar” sin procesar; la línea punteada es la calculada después de que los datos han sido filtrado con un filtro digital de paso bajo de cuarto orden y cero retraso. (Reproducido con permiso de la Revista de Biomecánica.)

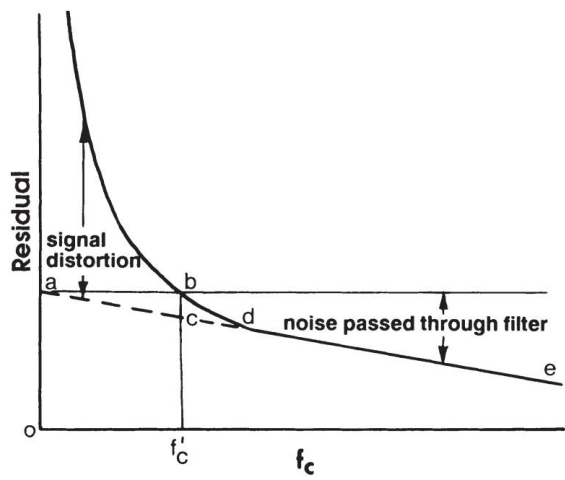


Figura 3.20 Gráfico del residual entre una señal filtrada y una sin filtrar como función de la frecuencia de corte del filtro. Consulte el texto para conocer la interpretación de dónde establecer el límite frecuencia del filtro.

Si nuestros datos no contuvieran señal, solo ruido aleatorio, la gráfica residual sería Sea una línea recta que decrece desde un intercepto en 0 Hz hasta un intercepto en el abscisa a la frecuencia de Nyquist ($0,5 f_s$). La línea de representa lo mejor de nosotros estimación de ese ruido residual. El intercepto a en la ordenada (a 0 Hz) es nada más que el valor rms del ruido, porque X^* para un filtro de 0 Hz es nada más que la media del ruido sobre las N muestras. cuando los datos consisten en señal verdadera más ruido, se verá que el residual se eleva por encima del línea recta (discontinua) a medida que se reduce la frecuencia de corte. Esta subida por encima de la línea discontinua representa la distorsión de la señal que se produce como corte se reduce cada vez más.

La decisión final es dónde se debe elegir f_c . El compromiso es siempre un equilibrio entre la distorsión de la señal y la cantidad de ruido permitido a través de. Si decidimos que ambos deben ser iguales, entonces simplemente proyectamos un línea horizontal desde a hasta la intersección de la línea residual en b. La frecuencia elegido es f_c , y a esta frecuencia la distorsión de la señal está representada por antes de Cristo. Esta es también una estimación del ruido que pasa a través del filtro. La figura 3.21 es un gráfico del residuo de cuatro marcadores de una zancada de marcha. datos, y se analizaron las coordenadas verticales y horizontales (Wells y Invierno, 1980). Como puede verse, la recta de regresión que representa la el ruido es esencialmente el mismo para ambas coordenadas en todos los marcadores. esto dice

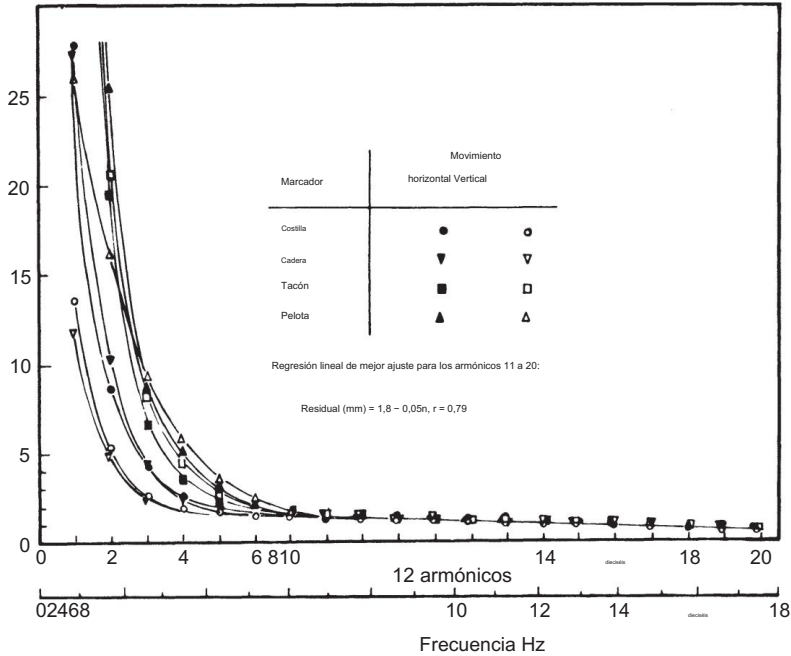


Figura 3.21 Gráfico del residuo de cuatro marcadores de una prueba de caminata; ambos verticales y datos de desplazamiento horizontal. Los datos se digitalizaron de una película con la cámara. 5 m del sujeto.

nosotros que el contenido de ruido, introducido principalmente por el proceso de digitalización humana, es el mismo para todos los marcadores. Esta línea de regresión tiene una intersección de 1,8 mm, lo que indica que el valor eficaz del ruido es de 1,8 mm. En este caso, la cámara de cine estaba a 5 m del sujeto y la imagen tenía 2 m de alto por 3 m de ancho. Por lo tanto, el ruido rms es menos de una parte en 1000.

Además, vemos claras diferencias en el contenido de frecuencia de diferentes marcadores. El residual muestra que los marcadores que se mueven más rápidamente en el talón y la bola tienen una potencia de hasta unos 6 Hz, mientras que los desplazamientos verticales de los marcadores de las costillas y la cadera se limitan a unos 3 Hz. Así, a través de esta técnica de selección, podríamos tener diferentes frecuencias de corte especificadas para cada desplazamiento de marcador.

3.4.4.4 Frecuencia de corte óptima. La técnica de análisis residual descrita en la sección anterior sugería la elección de una frecuencia donde la distorsión de la señal fuera igual al ruido residual. Este óptimo se aplica solo a los datos de desplazamiento. Sin embargo, esta puede no ser la frecuencia óptima para todas las amplitudes de señal y ruido, todas las frecuencias de muestreo y todos los niveles de diferenciación: velocidades versus aceleraciones. Giakas y Baltzopoulos (1997) demostraron que las frecuencias de corte óptimas dependían del nivel de ruido y de si se estaban considerando desplazamientos, velocidades o aceleraciones. Desafortunadamente, su señal de desplazamiento de referencia se reconstituyó a partir de un análisis armónico, y en la Sección 2.2.4.5 se demostró que esta técnica tiene problemas importantes debido a la falta de estacionariedad de la amplitud y fase de cada armónico. Yu et al. (1999) llevaron a cabo un análisis detallado para estimar la frecuencia de corte óptima para derivadas de orden superior, especialmente aceleraciones. Descubrieron que las frecuencias de corte óptimas eran algo más altas que las estimadas para el análisis residual de desplazamiento.

Esto no es sorprendente si consideramos que la aceleración aumenta con el cuadrado de la frecuencia (Sección 3.4.3); por lo tanto, el ruido de mayor frecuencia en la forma de onda de aceleración aumentará mucho más rápidamente que la propia señal. Además, cuando la frecuencia de muestreo, f_s , aumenta, el período de muestreo, $t = 1/f_s$, disminuye y, por lo tanto, el ruido calculado por diferencias finitas aumenta [véanse las Ecuaciones (3.17) y (3.18c)]. Así, Yu et al. (1999) estimaron que la frecuencia de corte óptima no solo era una función del residuo entre los datos filtrados y no filtrados, sino también una función de f_s .

Su frecuencia de corte óptima estimada, $f_{c,2}$, fue:

$$f_{c,2} = 0.06 f_s - 0.000022 f_s^2 + 5.95/\epsilon \quad (3.10)$$

donde f_s es la frecuencia de muestreo y ϵ es el residuo medio relativo entre X_i y $\hat{X}_i$ [términos definidos en la Ecuación (3.9)]. Estos autores presentan ejemplos de curvas de aceleración (consulte la Figura 3.4 en Yu et al., 1999) que muestran una coincidencia razonable entre los datos del acelerómetro y los datos de la película filtrada, excepto que el retraso de los datos filtrados sugiere que un paso bajo de segundo orden se utilizó el filtro en lugar del deseado filtro de retardo cero de cuarto orden.

74 CINEMÁTICA

3.4.5 Comparación de algunas técnicas de suavizado Es valioso ver

el efecto de varias técnicas diferentes de ajuste de curvas en el mismo conjunto de datos con ruido. El siguiente resumen de un experimento de validación, que se llevó a cabo para comparar (Pezzack et al., 1977) tres técnicas comúnmente utilizadas, ilustra las amplias diferencias en las aceleraciones calculadas.

Los datos obtenidos del movimiento horizontal de un brazo de palanca sobre un eje vertical se registraron de tres formas diferentes. Un goniómetro en el eje registraba la posición angular, un acelerómetro montado en el extremo del brazo proporcionaba la aceleración tangencial y, por tanto, la aceleración angular, y los datos de las películas cinematográficas proporcionaban información de imagen que podía compararse con los registros angulares y de aceleración. Las comparaciones se dan en la Figura 3.22. La figura 3.22a compara la posición angular del brazo de palanca cuando se movió manualmente desde el reposo unos 130° y de regreso a la posición original. La señal del goniómetro y el ángulo de la palanca analizados a partir de los datos de la película se trazan y se comparan estrechamente. La única diferencia es que el registro del goniómetro es algo ruidoso en comparación con los datos de la película.

La Figura 3.22b compara la aceleración angular registrada directamente, que se puede calcular dividiendo la aceleración tangencial por el radio del acelerómetro desde el centro de rotación, con la aceleración angular calculada a través de la segunda derivada de los datos de coordenadas filtrados digitalmente (Winter et al., 1974). Las dos curvas coinciden extremadamente bien y la aceleración de diferencia finita exhibe menos ruido que la aceleración registrada directamente. La figura 3.22c compara la aceleración directamente registrada con la aceleración angular calculada, utilizando un ajuste polinomial en los datos angulares sin procesar. Se ajustó un polinomio de noveno orden a la curva de desplazamiento angular para producir el siguiente ajuste:

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

Tenga en cuenta que θ está en radianes y t en segundos. Para obtener la curva para angular aceleración, todo lo que tenemos que hacer es tomar la segunda derivada para obtener:

$$+ 1260t - 5160t^2 + 8000t^3 - 1700t^4 - 5100t^5 + 29,5t^6 + 1050t^7 + 123t^8 - 1,8t^9 \quad (3.12)$$

Esta curva de aceleración, comparada con la señal del acelerómetro, muestra una discrepancia considerable, lo suficiente como para poner en duda el valor de la técnica de ajuste polinomial. El polinomio se ajusta a los datos de desplazamiento para obtener una curva analítica, que se puede diferenciar para producir otra curva suave.

Desafortunadamente, parece que se necesitaría un polinomio de orden considerablemente más alto para lograr incluso un ajuste tosco, y el tiempo de la computadora podría volverse demasiado prohibitivo.

3.5 CÁLCULO DE OTRAS VARIABLES CINEMÁTICAS 75

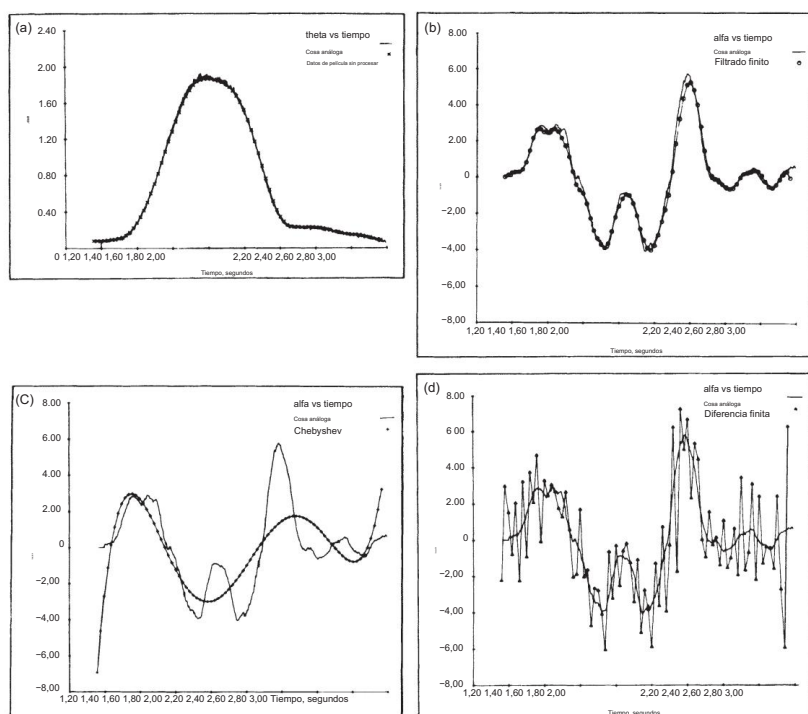


Figura 3.22 Comparación de varias técnicas utilizadas para determinar la aceleración de un movimiento en función de los datos de desplazamiento de la película. (a) Ángulo de desplazamiento de una extensión/flexión simple tal como se representa a partir de los datos de la película y del goniómetro. (b) Aceleración del movimiento en (a) medida por un acelerómetro y calculada a partir de las coordenadas de la película después del filtrado digital. (c) Aceleración determinada a partir de un ajuste polinomial de noveno orden de los datos de desplazamiento en comparación con la aceleración registrada directamente. (d) Aceleración determinada por la técnica de diferencia finita de los datos de coordenadas sin procesar en comparación con la curva del acelerómetro. (Reproducido con permiso del Journal of Bion

Finalmente, en la Figura 3.22d, puede ver la señal del acelerómetro trazada contra la aceleración angular calculada mediante técnicas de diferencia finita de segundo orden utilizando datos de coordenadas sin procesar. La trama habla por sí sola: las aceleraciones son demasiado ruidosas para significar algo.

3.5 CÁLCULO DE OTRAS VARIABLES CINEMÁTICAS

3.5.1 Ángulos de los segmentos de las extremidades

Dados los datos de coordenadas de los marcadores anatómicos en cada extremo de un segmento de la extremidad, es un paso fácil calcular el ángulo absoluto de ese segmento en el espacio. No es necesario que los dos marcadores estén en los extremos del segmento de la extremidad, siempre que estén alineados con el eje de los huesos largos. Figura 3.23

76 CINEMATICA

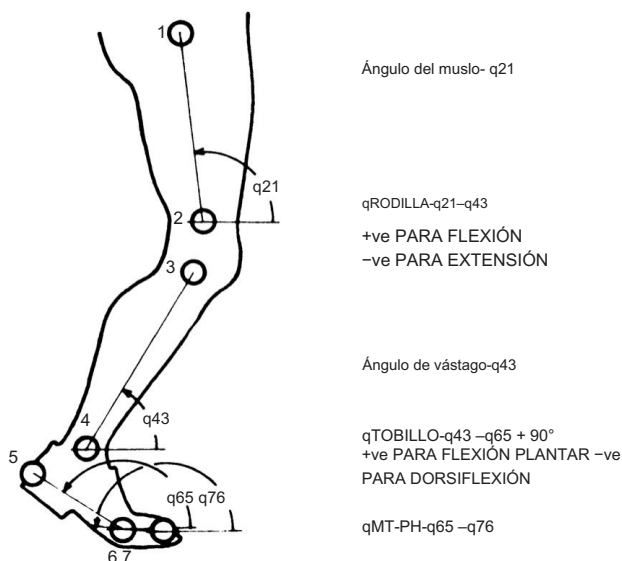


Figura 3.23 Ubicación del marcador y ángulos de extremidades y articulaciones utilizando una convención establecida. Los ángulos de las extremidades en el sistema de referencia espacial se determinan en sentido antihorario desde la horizontal como positivo. Así, las velocidades angulares y las aceleraciones también son positivas en el sentido contrario a las agujas del reloj en el plano de movimiento; esto es esencial para el uso consistente de convenciones en análisis cinéticos posteriores. Las convenciones para los ángulos de las articulaciones (que son relativas) están sujetas a una amplia variación entre los investigadores; por lo tanto, debe aclararse la convención utilizada.

muestra el contorno de una pierna con siete marcadores anatómicos en un sistema de tres articulaciones de cuatro segmentos. Los marcadores 1 y 2 definen el muslo en el plano sagital. Tenga en cuenta que, por convención, todos los ángulos se miden en sentido antihorario, comenzando con la horizontal igual a 0° . Por lo tanto, θ_{43} es el ángulo del cateto en el espacio y se puede calcular a partir de:

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

o, en una notación más general,

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

Como ya se ha señalado, estos ángulos de segmento son absolutos en el sistema de referencia espacial definido. Por lo tanto, es bastante fácil calcular los ángulos de las articulaciones a partir de los ángulos de los dos segmentos adyacentes.

3.5 CÁLCULO DE OTRAS VARIABLES CINEMÁTICAS 77

3.5.2 Ángulos de articulación

Cada articulación tiene una convención para describir su magnitud y polaridad. Para ejemplo, cuando la rodilla está completamente extendida, se describe como flexión de 0° , y cuando la pierna se mueve en una dirección posterior en relación con el muslo, la rodilla está se dice que está en flexión. En términos de los ángulos absolutos descritos anteriormente,

$$\text{ángulo de rodilla} = \theta_k = \theta_{21} - \theta_{43}$$

Si $\theta_{21} > \theta_{43}$, la rodilla está flexionada; si $\theta_{21} < \theta_{43}$, la rodilla está extendida.

La convención para el tobillo es ligeramente diferente en que 90° entre la pierna y el pie es el límite entre la flexión plantar y la dorsiflexión. Por lo tanto,

$$\text{ángulo del tobillo} = \theta_a = \theta_{43} - \theta_{65} + 90^\circ$$

Si θ_a es positivo, el pie está en flexión plantar; si θ_a en flexión dorsal, es negativo, el pie es

3.5.3 Velocidades: lineales y angulares

Como se vio en la Sección 3.4.3, puede haber problemas graves asociados con la determinación de la información de velocidad y aceleración. por las razones esbozado, supondremos que los datos de desplazamiento en bruto han sido adecuadamente suavizado por filtrado digital y tenemos un conjunto de coordenadas suavizadas y ángulos a operar. Para calcular la velocidad a partir de los datos de desplazamiento, todos lo que se necesita es tomar la diferencia finita. Por ejemplo, para determinar la velocidad en la dirección x , calculamos x/t , donde $x = x_{i+1} - x_i$, y t es el tiempo entre las muestras adyacentes x_{i+1} y x_i .

La velocidad calculada de esta manera no representa la velocidad en ninguno de los los tiempos de muestra. Más bien, representa la velocidad de un punto en el tiempo a mitad de camino entre las dos muestras. Esto puede resultar en errores más adelante cuando tratamos de relacionar la información derivada de la velocidad con los datos de desplazamiento, y ambos resultados no ocurren en el mismo momento. Una forma de evitar este problema es calcule la velocidad y las aceleraciones sobre la base de $2t$ en lugar de t . Por lo tanto, la velocidad en la i -ésima muestra es:

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

Tenga en cuenta que la velocidad está en un punto a mitad de camino entre las dos muestras, como representado en la figura 3.24. La suposición es que la línea que une x_{i-1} a x_{i+1} tiene la misma pendiente que la recta trazada tangente a la curva en x_i .

Para velocidades angulares, la fórmula es la misma excepto que usamos angular datos en lugar de datos de desplazamiento en la Ecuación (3.14); la aceleración angular

78 CINEMÁTICA

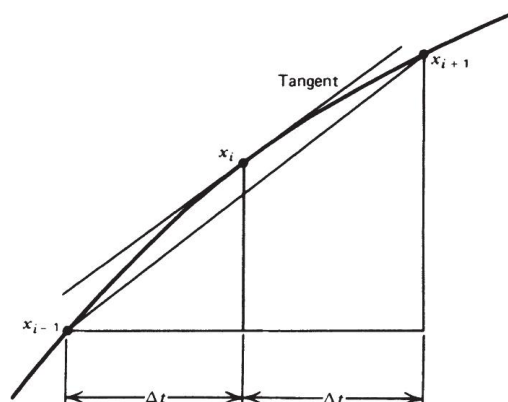


Figura 3.24 Técnica de diferencias finitas para calcular la pendiente de una curva en el i -ésimo punto de muestra.

en la i -ésima muestra es:

$$= 2t \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{\omega_i} \text{ rad/s} \quad (3.16)$$

3.5.4 Aceleraciones: lineales y angulares De manera

similar, la aceleración es:

$$A_{xi} = 2t \frac{V_{xi+1} - V_{xi-1}}{s^2} \quad (3.17)$$

Tenga en cuenta que la Ecuación (3.16) requiere datos de desplazamiento de las muestras $i + 2$ e $i - 2$; por lo tanto, un total de cinco puntos de datos sucesivos entran en la aceleración. Un cálculo alternativo y un poco mejor de la aceleración usa solo tres coordenadas de datos sucesivas y utiliza las velocidades calculadas a mitad de camino entre los tiempos de muestra:

$$V_{xi+1/2} = \frac{x_{i+1} - x_i}{t} \text{ EM} \quad (3.18a)$$

$$V_{xi-1/2} = \frac{x_i - x_{i-1}}{t} \text{ EM} \quad (3.18b)$$

Sustituyendo estas velocidades "a mitad de camino" en la Ecuación (3.17) obtenemos:

$$A_{xi} = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{t^2} \text{ m/s}^2 \quad (3.18c)$$

Para aceleraciones angulares simplemente reemplace los datos de desplazamiento con datos angulares en las Ecuaciones (3.17) o (3.18).

3.6 PROBLEMAS BASADOS EN DATOS CINEMÁTICOS

- En las Tablas A.1 y A.2 del Apéndice A, grafique el desplazamiento vertical de los datos sin procesar y filtrados (en centímetros) para el marcador del trocánter mayor (cadera) para los marcos 1 a 30. Use una escala vertical lo más grande posible para identificar el contenido de ruido de los datos brutos. En unas pocas líneas, describa los resultados del suavizado por el filtro digital.
- Utilizando datos de coordenadas filtrados (consulte la Tabla A.2), trace el desplazamiento vertical del marcador de talón desde TOR (fotograma 1) hasta el siguiente TOR (fotograma 70).
 - Estime el instante en que se quitan los talones durante la mitad del apoyo. (Sugerencia: considere la compresión elástica y la liberación del material del zapato cuando llegue a su respuesta).
 - Determine la altura máxima del talón sobre el nivel del suelo durante el swing. ¿Cuándo ocurre esto durante la fase de oscilación? (Sugerencia: considere el desplazamiento más bajo del marcador del talón durante el apoyo como una indicación del nivel del suelo).

Describa la trayectoria vertical del talón durante la última mitad del swing (fotogramas 14 a 27), especialmente los cuatro fotogramas inmediatamente anteriores al HRC. .

 - Calcule la velocidad de escora vertical en HRC. (e)

Calcular a partir de los datos de desplazamiento horizontal el talón horizontal velocidad en HCR.

 - A partir de los datos de coordenadas horizontales del talón durante el período del primer pie plano (fotogramas 35–40) y el segundo período del pie plano (fotogramas 102–106), estime la longitud de la zancada.
 - Si un período de zancada es de 69 fotogramas, estime la velocidad de avance de este tema.
- Trace la trayectoria del marcador del tronco (caja torácica) sobre un paso (fotogramas 28–97).
 - ¿La forma de esta trayectoria es la que esperaría al caminar?
 - ¿Hay alguna evidencia de conservación de la energía mecánica durante el período de zancada? (Es decir, ¿la energía potencial se convierte en energía cinética y viceversa?)
- Determinar el desplazamiento vertical del marcador de la punta cuando alcanza su punto más bajo en la última postura y compararlo con el punto más bajo durante el balanceo, y así determinar cuánto espacio libre para la punta tuvo lugar.
 Respuesta: $y_{toe(fr.13)} = 0,0485 \text{ m}$, $y_{toe(fr.66)} = 0,0333 \text{ m}$, espacio libre = $0,0152 \text{ m} = 1,52 \text{ cm}$.
- A partir de los datos de coordenadas filtrados (consulte la Tabla A.2), calcule lo siguiente y verifique su respuesta con la lista en los listados correspondientes (consulte las Tablas A.2, A.3 y A.4).
 - La velocidad de la rodilla en la dirección X para el cuadro 10.

80 CINEMÁTICA

- (b) La aceleración de la rodilla en la dirección X para el cuadro 10. (c) El ángulo del muslo y la pierna en el sistema de referencia espacial para marco 30.
 - (d) A partir de (c) calcule el ángulo de la rodilla para el marco 30.
 - (e) La velocidad angular absoluta de la pierna para el marco 30 (utilice los datos angulares, tabla A.3).
 - (f) Usando las velocidades verticales tabuladas del dedo del pie, calcule su velocidad vertical aceleración para los fotogramas 25 y 33.
6. A partir de los datos de coordenadas filtrados en la Tabla A.2, calcule lo siguiente y verifique su respuesta a partir de los resultados tabulados en la Tabla A.3. (a) El centro de masa del segmento de pie para el marco 80. (b) La velocidad del centro de masa de la pierna para el marco 70. Dé la respuesta tanto en forma de coordenadas como polar.

3.7 REFERENCIAS

- Dinn, DF, DA Winter y BG Trenholm. "CINTEL-Interfaz de computadora para televisión", IEEE Trans. Computadoras C-19: 1091–1095, 1970.
- Eberhart, HD y VT Inman. "Una evaluación de los procedimientos experimentales utilizados en un estudio fundamental de la locomoción humana", Ann. Academia de Nueva York. ciencia 5: 1213–1228, 1951.
- Ferrigno, G. y A. Pedotti. "ELITE: un sistema de hardware dedicado digital para el análisis de movimiento a través del procesamiento de señales de TV en tiempo real", IEEE Trans. biomedicina Ing. 32: 943–950, 1985.
- Finley, FR y PV Karpovich. "Análisis Electrogoniométrico de Normal y Patho Pasos lógicos", Res. Cuarto de galón. 35: 379–384, 1964.
- Furnee, EH 1967. Véase Woltring, 1987.
- Gage, WG, DA Winter, JS Frank y AL Adkin. "Validación cinemática y cinética del modelo de péndulo invertido en posición tranquila", Gait and Posture, 19: 124–132, 2004.
- Giakas, G. y V. Baltzopoulos. "El filtrado digital óptimo requiere una estrategia de frecuencia de corte diferente para la determinación de los derivados de frecuencia más alta", J. Biomecánica. 30: 851–855, 1997.
- Jarett, MO, BJ Andrews y JP Paul. "Un sistema de televisión/computadora para el análisis de la locomoción humana", Proc. Conferencia IERE sobre Aplicaciones de la Electrónica en Medicina, Southampton, Inglaterra, 1976.
- Macleod, A., JRW Morris y M. Lyster. "La fotogrametría de corto alcance se encuentra con A. Gruen y Visión artificial", SPIE vol. 1395 , E. Baltsavias, Eds. 1990, págs. 12 a 17. Bellingham, WA.
- Moore, A., R. Wells y D. Ranney. "Cuantificación de la exposición en tareas manuales ocupacionales con potencial de trastorno de trauma acumulativo", Ergonomics 34: 1433–1453, 1991.
- Morris, JRW "Acelerometría: una técnica para la medición del cuerpo humano Movimientos", J. Biomech. 6: 729–736, 1973.
- Pezzack, JC, RW Norman y DA Winter, "Una evaluación de las técnicas de determinación derivadas utilizadas para el análisis de movimiento", J. Biomech. 10: 377–382, 1977.

3.7 REFERENCIAS 81

- Trenholm, BG, DA Winter, D. Mymin y EL Lansdown, "Determinación por computadora del volumen ventricular izquierdo mediante videodensitometría", *Med. y Biol. Ing.* 10: 163–173, 1972.
- Wells, RP, DA Winter, "Evaluación de la señal y el ruido en la cinemática de marchas normales, patológicas y deportivas", *Proc. 1ra Conf. CDN Soc. Biomech.*, Loco motion I, Londres, Ontario, 1980.
- Winter, DA, SA Malcolm y BG Trenholm, "Sistema para la conversión en tiempo real de imágenes de video de eventos fisiológicos", *Proc. XXI Conferencia Ingeniería en Medicina y Biol.*, Houston, Texas, 1968.
- Winter, DA, RK Greenlaw y DA Hobson. "Análisis por televisión y computadora de la cinemática de la marcha humana", *Computers Biomed. Res.* 5: 498–504, 1972.
- Winter, DA, HG Sidwall y DA Hobson. "Medición y Reducción de Ruido en Cinemática de Locomoción," *J. Biomech.* 7: 157–159, 1974.
- Winter, DA, AE Patla, MG Ishac y WH Gage. "Mecanismos motores de equilibrio durante la posición tranquila", *J: Electromyogr. Kinesiol.* 13: 49–56, 2003.
- Woltring, HJ "Sistemas de adquisición y procesamiento de datos en movimiento funcional Análisis." *Minerva Orthop. Traumatol.* 38: 703–716, 1987.
- Yu, B., D. Gabriel, L. Noble y K. An. "Estimación de la frecuencia de corte óptima para el filtro digital de paso bajo Butterworth", *J. Appl. Biomecánica.* 15: 318–329, 1999.