

---

# 3

---

## CINÉMATIQUE

### 3.0 ÉVOLUTION HISTORIQUE ET COMPLEXITÉ DU PROBLÈME

L'intérêt pour les modèles réels de mouvement des humains et des animaux remonte aux temps préhistoriques et a été représenté dans des dessins rupestres, des statues et des peintures. De telles répliques étaient des impressions subjectives de l'artiste. Ce n'est qu'il y a un siècle que les premières caméras cinématographiques ont enregistré les schémas de locomotion des humains et des animaux. Marey, le physiologiste français, a utilisé un «pistolet» photographique en 1885 pour enregistrer les déplacements dans la démarche humaine et un équipement chronophotographique pour obtenir un diagramme en bâton d'un coureur. À peu près au même moment, Muybridge aux États-Unis a déclenché séquentiellement 24 caméras pour enregistrer les schémas d'un homme qui courait. Les progrès ont été rapides au cours de ce siècle, et nous pouvons maintenant enregistrer et analyser tout, de la démarche d'un enfant atteint de paralysie cérébrale à la performance d'un athlète d'élite.

Le terme utilisé pour ces descriptions du mouvement humain est cinématique. La cinématique ne s'intéresse pas aux forces, internes ou externes, qui provoquent le mouvement, mais plutôt aux détails du mouvement lui-même. Une description quantitative complète et précise du mouvement le plus simple nécessite un énorme volume de données et un grand nombre de calculs, résultant en un nombre énorme de tracés graphiques. Par exemple, décrire le mouvement du membre inférieur dans le plan sagittal lors d'une foulée peut nécessiter jusqu'à 50 variables. Ceux-ci incluent les déplacements linéaires et angulaires, les vitesses et les accélérations. Il faut comprendre qu'une analyse donnée ne peut utiliser qu'un

## 46 CINÉMATIQUE

petite fraction des variables cinématiques disponibles. L'évaluation d'un saut en longueur en cours d'exécution, par exemple, peut ne nécessiter que la vitesse et la hauteur du centre de gravité du corps. D'autre part, une analyse de la puissance mécanique de la marche d'un amputé peut nécessiter presque toutes les variables cinématiques disponibles.

## 3.1 CONVENTIONS CINÉMATIQUES

Afin de garder une trace de toutes les variables cinématiques, il est important d'établir un système de convention. Dans la littérature anatomique, une convention définie a été établie, et nous pouvons complètement décrire un mouvement en utilisant des termes tels que proximal, flexion et antérieur. Il convient de noter que ces termes sont tous relatifs, c'est-à-dire qu'ils décrivent la position d'un membre par rapport à un autre. Ils ne nous donnent aucune idée de l'endroit où nous nous trouvons dans l'espace. Ainsi, si l'on veut analyser le mouvement par rapport au sol ou la direction de la pesanteur, il faut établir un référentiel spatial absolu. De telles conventions sont obligatoires lorsque des dispositifs d'imagerie sont utilisés pour enregistrer le mouvement. Cependant, lorsque des instruments sont attachés au corps, les données deviennent relatives et nous perdons des informations sur la gravité et la direction du mouvement.

## 3.1.1 Système de référence spatiale absolue

Plusieurs systèmes de référence spatiale ont été proposés. Celui utilisé tout au long du texte est celui souvent utilisé pour la démarche humaine. La direction verticale est Y, la direction de progression (antéro-postérieure) est X et la direction latérale (médiale-latérale) est Z. La figure 3.1 illustre cette convention.

La direction positive est comme indiqué. Les angles doivent également avoir une référence nulle et une direction positive. Les angles dans le plan XY sont mesurés à partir de  $0^\circ$  dans la direction X, les angles positifs étant dans le sens antihoraire. De même, dans le plan YZ, les angles commencent à  $0^\circ$  dans la direction Y et augmentent positivement dans le sens antihoraire. La convention pour les vitesses et les accélérations suit correctement si nous maintenons la convention de coordonnées spatiales :

$x'$  = vitesse dans la direction X, positive lorsque X augmente  $y'$  = vitesse dans la direction Y, positive lorsque Y augmente  $z'$  = vitesse dans la direction Z, positive lorsque Z augmente  $x''$  = accélération dans la direction X, positive lorsque  $x'$  augmente  $y''$  = accélération dans la direction Y, positive lorsque  $y'$  augmente  $z''$  = accélération dans la direction Z, positive lorsque  $z'$  augmente

Il en va de même pour les vitesses angulaires et les accélérations angulaires. Une augmentation angulaire dans le sens inverse des aiguilles d'une montre est une vitesse angulaire positive,  $\omega$ . Lorsque  $\omega$  augmente, nous calculons une accélération angulaire positive,  $\alpha$ .

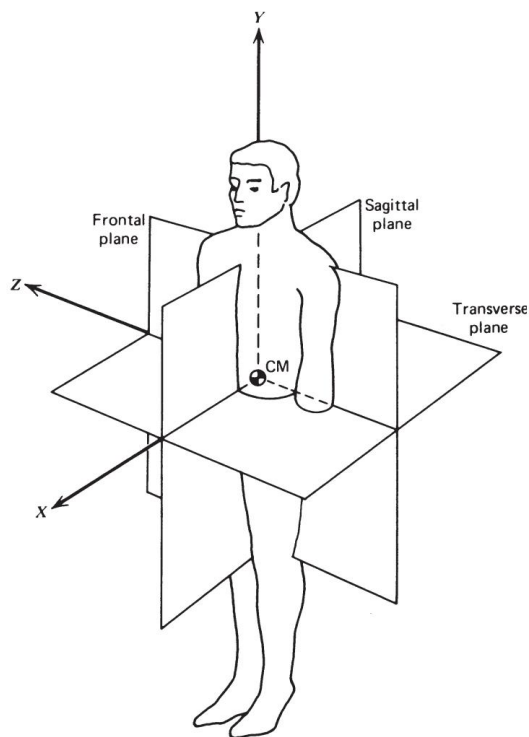


Figure 3.1 Système de coordonnées spatiales pour toutes les données et analyses.

Un exemple tiré des données d'un sujet humain en marche illustrera la convention. La cinématique du segment jambe droite (vu du côté droit) et son centre de gravité ont été analysés comme suit :

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

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

Cela signifie que le segment de jambe tourne dans le sens des aiguilles d'une montre mais décélère (accélère dans le sens inverse des aiguilles d'une montre). La vitesse du centre de masse de la jambe est vers l'avant et très légèrement vers le haut, mais elle ralentit vers l'avant et accélère vers le bas.

### 3.1.2 Description globale d'un segment corporel dans l'espace

La cinématique complète de n'importe quel segment du corps nécessite 15 variables de données, qui changent toutes avec le temps :

1. Position ( $x, y, z$ ) du centre de masse du segment 2.

Vitesse linéaire ( $\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$ ) du centre de masse du segment

## 48 CINÉMATIQUE

3. Accélération linéaire ( $\ddot{x}$ ,  $\ddot{y}$ ,  $\ddot{z}$ ) du centre de gravité du segment 4.

Angle du segment dans deux plans,  $\theta$  5.  $\theta_{xy}$ ,  $\theta_{yz}$

Vitesse angulaire du segment dans deux plans,  $\omega_{xy}$ ,  $\omega_{yz}$  6.

Accélération angulaire du segment dans deux plans,  $\alpha_{xy}$ ,  $\alpha_{yz}$

Notez que les données du troisième angle sont redondantes ; la direction de n'importe quel segment peut être complètement décrite dans deux plans. Pour une description complète du corps total (pieds + jambes + cuisses + tronc + tête + bras + avant-bras et mains = 12 segments), le mouvement dans l'espace tridimensionnel (3D) nécessitait  $15 \times 12 = 180$  variables de données. Il n'est pas étonnant que nous n'ayons pas encore décrit, et encore moins analysé, certains des mouvements les plus complexes. Certaines simplifications peuvent certainement réduire le nombre de variables à un nombre gérable. Dans la marche en palier symétrique, par exemple, nous pouvons supposer un mouvement dans le plan sagittal et pouvons normalement ignorer le mouvement du bras. La tête, les bras et le tronc (HAT) sont souvent considérés comme un seul segment, et en supposant une symétrie, nous devons collecter les données d'un seul membre inférieur. Les variables de données dans ce cas (quatre segments, un plan) peuvent être réduites à un 36 plus gérable.

## 3.2 TECHNIQUES DE MESURE DIRECTE

### 3.2.1 Goniomètres

Un goniomètre est un nom spécial donné au potentiomètre électrique qui peut être fixé pour mesurer un angle d'articulation. Un bras du goniomètre est attaché à un segment de membre, l'autre au segment de membre adjacent, et l'axe du goniomètre est aligné sur l'axe de l'articulation. Dans la figure 3.2, vous pouvez voir le montage du goniomètre sur une articulation du genou avec le circuit électrique équivalent. Une tension constante  $E$  est appliquée aux bornes extérieures et le bras d'essuie-glace se déplace pour prélever une fraction de la tension totale. La fraction de la tension dépend de l'angle d'articulation  $\theta$ . Ainsi, la tension sur le bras d'essuie-glace est  $v = kE\theta = k_1\theta$  volts. A noter qu'une tension proportionnelle à  $\theta$  nécessite un potentiomètre dont la résistance varie linéairement avec  $\theta$ . Un goniomètre conçu pour les études cliniques est montré monté sur un patient à la figure 3.3.

#### Avantages

1. Un goniomètre est généralement peu coûteux.
2. Le signal de sortie est disponible immédiatement pour l'enregistrement ou la conversion dans un ordinateur.
3. La rotation planaire est enregistrée indépendamment du plan de mouvement de Le joint.

Article représentatif : Finley et Karpovich, 1964.

### 3.2 TECHNIQUES DE MESURE DIRECTE 49

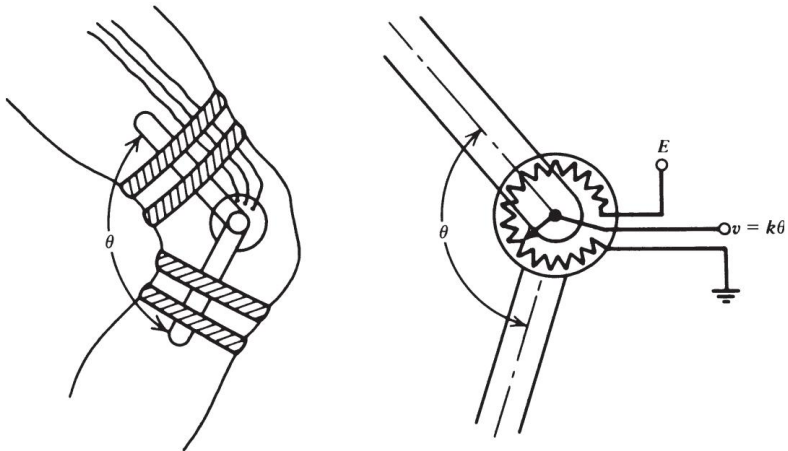


Figure 3.2 Disposition mécanique et électrique d'un goniomètre situé au niveau de l'articulation du genou. La tension de sortie est proportionnelle à l'angle de l'articulation.

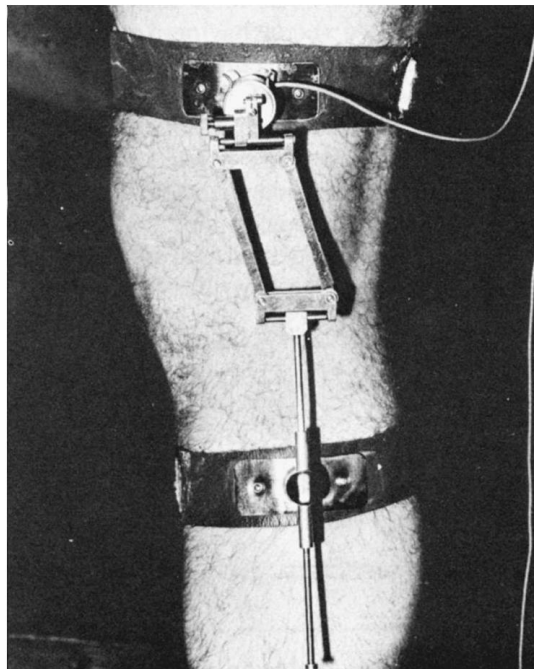


Figure 3.3 Électrogoniomètre conçu pour s'adapter aux changements d'axe de rotation de l'articulation du genou, illustré ici monté sur un patient. (Reproduit avec la permission du Chedoke-McMaster Medical Center, Hamilton, Ont. Canada.)

## 50 CINEMATQUES

### Désavantages

1. Des données angulaires relatives sont données, et non des angles absolus, ce qui limite fortement la valeur d'évaluation des données.
2. L'ajustement et l'alignement peuvent nécessiter un temps excessif, et l'alignement sur les tissus adipeux et musculaires peut varier au cours du mouvement.
3. Si un grand nombre est installé, le mouvement peut être gêné par les sangles et câbles.
4. Des goniomètres plus complexes sont nécessaires pour les articulations qui ne bougent pas  
articulations à charnière.

### 3.2.2 Systèmes spéciaux de mesure d'angle d'articulation

Plus récemment dans le domaine de l'ergonomie, un système de gant spécial a été développé pour mesurer la cinématique des doigts et du pouce. La figure 3.4 montre la construction du transducteur de gant, qui comprend un gant élastique léger avec des capteurs sur les deux articulations proximales de chaque doigt et pouce plus un capteur d'abducteur du pouce. Chaque transducteur est une boucle de câble à fibre optique avec une source infrarouge constante et est gravé dans la région du joint d'intérêt. Au fur et à mesure que le joint fléchit, la fibre se plie et la lumière s'échappe ; plus la courbure est grande, plus il y a de lumière qui s'échappe. Ainsi, le déplacement angulaire de flexion est détecté comme une diminution de l'intensité lumineuse reçue par le détecteur et est précalibré par rapport à l'angle de flexion. Une utilisation majeure d'un tel système a été dans l'étude des microtraumatismes répétés (cf. Moore et al., 1991).

### 3.2.3 Accéléromètres

Comme son nom l'indique, un accéléromètre est un appareil qui mesure l'accélération. La plupart des accéléromètres ne sont rien de plus que des capteurs de force conçus pour mesurer les forces de réaction associées à une accélération donnée. Si l'accélération d'un segment de membre est  $a$  et la masse à l'intérieur est  $m$ , alors la force exercée par la masse est  $F = ma$ . Cette force est mesurée par un capteur de force, généralement de type jauge de contrainte ou piézorésistif. La masse est accélérée contre un transducteur de force qui produit une tension de signal  $V$  qui est proportionnelle à la force, et puisque  $m$  est connu et constant,  $V$  est également proportionnel à l'accélération. L'accélération peut être vers ou loin de la face du transducteur ; ce dernier est indiqué par une inversion de signe du signal. Dans la plupart des mouvements, rien ne garantit que le vecteur d'accélération agira perpendiculairement à la face du transducteur de force. La situation la plus probable est représentée sur la figure 3.5, avec le vecteur d'accélération ayant une composante normale au transducteur et une autre composante tangente à la face du transducteur. Ainsi, l'accéléromètre mesure la composante  $a_n$ . Rien n'est connu

## 3.2 TECHNIQUES DE MESURE DIRECTE 51

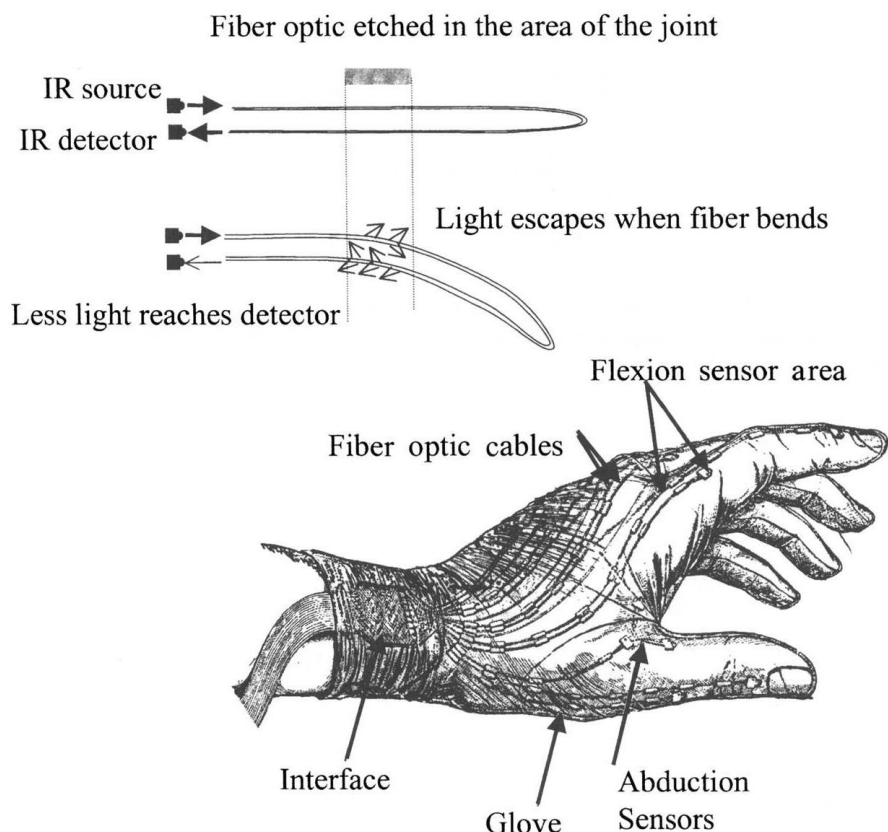


Figure 3.4 Construction et fonctionnement d'un transducteur de gant pour mesurer les déplacements angulaires des doigts. Le transducteur est une boucle de câble à fibre optique ; la quantité de lumière renvoyée au détecteur diminue avec l'augmentation de la flexion des doigts. Chaque câble est calibré pour le déplacement angulaire par rapport à l'intensité lumineuse détectée. (Avec l'aimable autorisation du Laboratoire d'ergonomie, Département de kinésiologie, Université de Waterloo, Waterloo, Ont. Canada.)

environ à ou a sauf si un accéléromètre triaxial est utilisé. Un tel transducteur 3D n'est rien de plus que trois accéléromètres individuels montés perpendiculairement les uns aux autres, chacun réagissant alors à la composante orthogonale agissant le long de son axe. Même avec un accéléromètre triaxial monté sur un membre, il peut y avoir des problèmes à cause de la rotation du membre, comme indiqué sur la figure 3.6.

Dans les deux cas, la jambe accélère dans la même direction absolue, comme indiqué par le vecteur  $a$ . La composante d'accélération mesurée  $a_n$  est assez différente dans chaque cas. Ainsi, l'accéléromètre est limité aux mouvements dont la direction dans l'espace ne change pas radicalement ou à des mouvements artificiels spéciaux, tels que la flexion horizontale de l'avant-bras autour d'une articulation fixe du coude.

## 52 CINÉMATIQUE

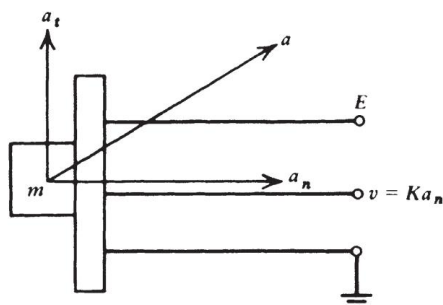


Figure 3.5 Diagramme schématique d'un accéléromètre montrant l'accélération avec des composantes normale et tangentielle. La tension de sortie est proportionnelle à la composante normale de l'accélération,  $a_n$ .

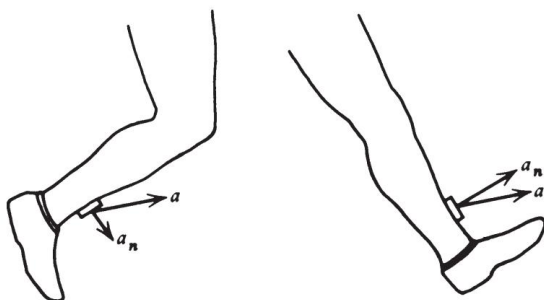


Figure 3.6 Deux situations de mouvement où l'accélération dans l'espace est identique mais les composantes normales sont assez différentes.

Un circuit électrique typique d'un accéléromètre piézorésistif est illustré à la figure 3.7. Il comprend un demi-pont constitué de deux résistances égales  $R_1$ . Dans le transducteur, les résistances  $R_a$  et  $R_b$  changent leurs résistances proportionnellement à l'accélération agissant contre elles. Sans accélération,  $R_a = R_b = R_1$ , et avec le potentiomètre d'équilibrage correctement réglé, la tension à la borne 1 est la même que celle à la borne 2. Ainsi, la tension de sortie est  $V = 0$ . Avec l'accélération dans la direction indiquée,  $R_b$  augmente et  $R_a$  diminue ; ainsi, la tension à la borne 1 augmente. Le déséquilibre résultant dans le circuit en pont se traduit par une tension  $V$ , proportionnelle à l'accélération. A l'inverse, si l'accélération est vers le haut,  $R_b$  diminue et  $R_a$  augmente ; le pont se déséquilibre dans le sens inverse, donnant un signal de polarité opposée. Ainsi, sur la plage dynamique de l'accéléromètre, le signal est proportionnel à la fois à l'amplitude et à la direction de l'accélération agissant le long de l'axe de l'accéléromètre. Cependant, si le potentiomètre d'équilibre n'est pas correctement réglé, nous avons un pont déséquilibré et nous pourrions obtenir une relation tension-accélération comme celle indiquée par les lignes

## 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 53

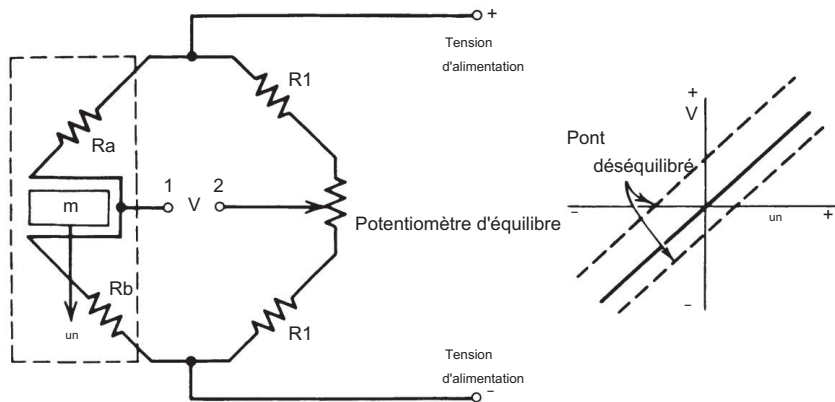


Figure 3.7 Circuit en pont électrique utilisé dans la plupart des capteurs de force et des accéléromètres.

Voir le texte pour le fonctionnement détaillé.

#### Avantages

1. Le signal de sortie est disponible immédiatement pour l'enregistrement ou la conversion en un ordinateur.

#### Désavantages

1. L'accélération est relative à sa position sur le segment du membre.
2. Le coût des accéléromètres peut être excessif si un grand nombre est utilisé ; le coût de l'enregistreur ou du convertisseur analogique-numérique peut également être élevé.
3. Si un grand nombre sont utilisés, ils peuvent gêner le mouvement.
4. De nombreux types d'accéléromètres sont assez sensibles aux chocs et sont facilement cassés.
5. La masse de l'accéléromètre peut entraîner un artefact de mouvement, en particulier lors de mouvements rapides ou de mouvements impliquant des impacts.

### 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE

Le proverbe chinois « Une image vaut plus que dix mille mots » contient un message important pour tout observateur humain, y compris le chercheur en biomécanique qui s'intéresse au mouvement humain. En raison de la complexité de la plupart des mouvements, le seul système capable de capturer toutes les données est un système d'imagerie. Compte tenu de la tâche supplémentaire de décrire une activité dynamique, nous sommes davantage confrontés à la nécessité de saisir des données sur une longue période de temps.

Cela nécessite de prendre de nombreuses images à intervalles réguliers pendant l'événement.

Il existe de nombreux types de systèmes d'imagerie qui pourraient être utilisés. La discussion sera limitée à trois types différents : caméra de cinéma, télévision et

## 54 CINÉMATIQUE

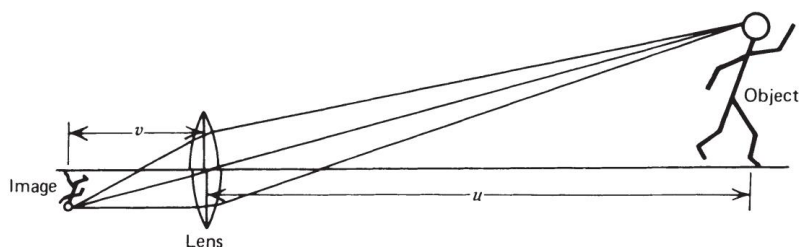


Figure 3.8 Système de lentille de mise au point simple montrant la relation entre l'objet et l'image.

types optoélectroniques. Quel que soit le système choisi, une lentille est impliquée ; par conséquent, un bref aperçu de l'optique de base est donné ici.

## 3.3.1 Examen de l'optique de base des lentilles

Une lentille convergente simple est une lentille qui crée une image inversée focalisée à une distance  $v$  de la lentille. Comme le montre la figure 3.8, si la distance objectif-objet est  $u$ , alors la distance focale  $f$  de l'objectif est :

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

Les systèmes d'imagerie utilisés pour les études de mouvement sont tels que la distance objet-objectif est assez grande par rapport à la distance objectif-image. Donc,

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

Ainsi, si nous connaissons la distance focale du système d'objectifs, nous pouvons voir que la taille de l'image est liée à la taille de l'objet par une simple triangulation. Une distance focale typique est de 25 mm, un objectif grand angle est de 13 mm et un téléobjectif est de 150 mm. Un objectif zoom est simplement un objectif dont la distance focale est variable à l'infini sur une plage donnée. Ainsi, lorsque  $L$  augmente, la distance focale doit augmenter proportionnellement pour produire la même taille d'image. La figure 3.9 illustre ce principe. Pour une précision maximale, il est hautement souhaitable que l'image soit aussi grande que possible. Ainsi, il est avantageux d'avoir un objectif zoom plutôt qu'une série d'objectifs fixes ; des ajustements individuels peuvent être facilement effectués pour chaque mouvement à étudier, ou même au cours de l'événement.

3.3.2 Réglage  $f$ -stop et champ de mise au point

La quantité de lumière entrant dans l'objectif est contrôlée par l'ouverture de l'objectif, qui est mesurée par son  $f$ -stop ( $f$  signifie fraction d'ouverture de l'ouverture de l'objectif).

## 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 55

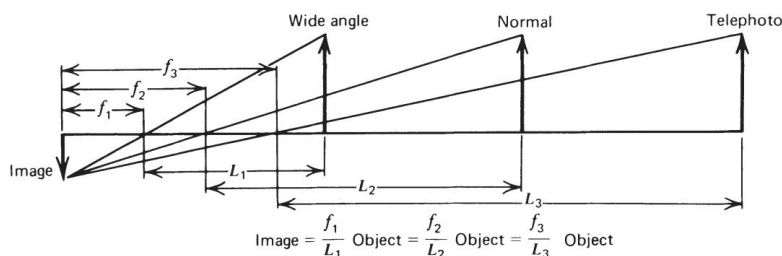


Figure 3.9 Les différences de distance focale des objectifs grand angle, normal et téléobjectif donnent une image de même taille.

Plus l'ouverture est grande, plus le réglage f-stop est bas. Chaque réglage f-stop correspond à un changement proportionnel de la quantité de lumière autorisée. Un objectif peut avoir les réglages suivants : 22, 16, 11, 8, 5,6, 4, 2,8 et 2. f/22 correspond à 1/22 du diamètre de l'objectif et f/11 correspond à 1/11 du diamètre de l'objectif. Ainsi, f/11 laisse entrer quatre fois plus de lumière que f/22. Les fractions sont disposées de manière à ce que chacune laisse entrer deux fois la lumière du réglage supérieur adjacent (par exemple, f/2,8 fournit deux fois la lumière de f/4).

Pour réduire au minimum les exigences d'éclairage, il est évident que l'objectif doit être ouvert le plus possible avec un réglage f bas. Cependant, des problèmes surviennent avec le champ de mise au point. Ceci est défini comme la plage maximale et minimale de l'objet qui produira une image focalisée. Plus le réglage f est bas, plus la plage sur laquelle un objet sera mis au point est étroite.

Par exemple, si nous souhaitons photographier un mouvement qui doit se déplacer sur une plage de 10 à 30 pieds, nous ne pouvons pas réduire le f-stop en dessous de 5,6. La plage définie sur l'objectif serait d'environ 15 pieds, et tout ce qui se situe entre 10 et 30 pieds resterait net. La décision finale concernant f-stop dépend de la vitesse d'obturation de la caméra et de la vitesse du film.

### 3.3.3 Cinématographie

De nombreuses tailles différentes de caméras sont disponibles ; Les caméras 8 mm sont les plus petites. (Ils utilisent en fait un film 16 mm, qui est passé deux fois dans l'appareil photo, puis divisé en deux bandes de 8 mm après son développement.) Ensuite, il y a 16 mm, 35 mm et 70 mm. La taille d'image de 8 mm est quelque peu petite pour des mesures précises, tandis que les caméras 35 mm et 70 mm sont trop chères à acheter et à utiliser. Ainsi, les caméras 16 mm ont évolué comme un compromis raisonnable, et la plupart des caméras vidéo à grande vitesse sont de 16 mm.

Il existe plusieurs types d'appareils photo 16 mm disponibles. Certains sont à ressort; d'autres sont motorisés par des batteries ou des alimentations électriques à partir de sources de courant alternatif. Les types alimentés par batterie ont l'avantage d'être portables sur des sites où l'alimentation n'est pas disponible.

## 56 CINEMATIQUE

Le type de film requis dépend de l'éclairage disponible. Le classement ASA est une mesure de la vitesse du film ; plus la note est élevée, moins il faut de lumière pour obtenir la même exposition. Le film inversible 4-X avec un indice ASA de 400 est un type courant. Des cotes ASA plus élevées sont également disponibles et sont bonnes pour une évaluation qualitative du mouvement, en particulier les événements sportifs plus rapides. Cependant, le grain grossier de ces films ASA plus élevés introduit des imprécisions dans les analyses quantitatives.

Le dernier facteur qui influence l'éclairage requis est la vitesse d'obturation de l'appareil photo. Plus la fréquence d'images est élevée, moins il y a de temps disponible pour exposer le film. La plupart des caméras à grande vitesse ont des obturateurs rotatifs qui s'ouvrent une fois par tour pendant un certain temps pour exposer une nouvelle image de film non exposé. L'arc de l'ouverture, comme représenté sur la figure 3.10, et la vitesse de rotation de l'obturateur déterminent le temps d'exposition. Par exemple, à 60 images par seconde, en utilisant un obturateur à 3 facteurs, le temps d'exposition est de  $1/180$  s. La quantité de lumière entrante sera la même que celle d'un appareil photo normal (fixe) réglé sur une vitesse de  $1/180$  s.

Pour effectuer les réglages finaux, nous utilisons un posemètre pour mesurer l'intensité lumineuse sur le sujet humain. Pour un tournage donné, les variables prédéfinies sont l'ASA du film, le facteur d'obturation et la fréquence d'images. La fréquence d'images est suffisamment basse pour capturer l'événement souhaité, mais pas trop élevée pour nécessiter un éclairage supplémentaire ou entraîner un gaspillage de film. Pour comprendre le problème lié à la sélection d'un taux optimal, l'étudiant est renvoyé à la section 2.2.4.2 sur le théorème d'échantillonnage. La variable finale à décider est le f-stop. Le photomètre donne une lecture du compteur électrique proportionnelle à l'intensité lumineuse, de sorte que lorsque le film ASA et le temps d'exposition sont réglés, le f-stop correct

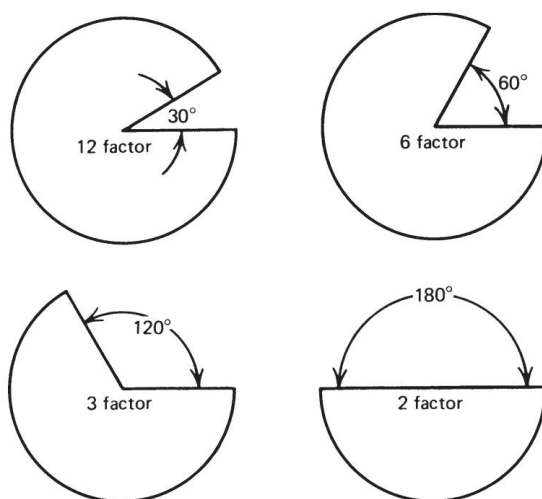


Figure 3.10 Obturateurs à divers facteurs utilisés dans les caméras. Le film est exposé pendant l'arc d'ouverture et est avancé pendant que l'obturateur est fermé.

### 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 57

peut être déterminé. Ainsi, avec la caméra réglée sur la bonne fréquence d'images, le f-stop et la bonne plage, le tournage est prêt à commencer.

**3.3.3.1 Techniques de conversion de films.** Les caméras 16 mm étant la forme la plus courante de collecte de données, il est important de connaître les différentes techniques d'extraction de coordonnées. Chaque système qui a évolué nécessite la projection de chaque image du film sur une forme d'écran. Le type le plus courant nécessite que l'opérateur déplace un système de coordonnées xy mécanique jusqu'à ce qu'un point, une lumière ou un réticule se trouve au-dessus du repère anatomique souhaité. Ensuite, les coordonnées x et y peuvent être lues ou transférées à un ordinateur en appuyant sur un bouton. La figure 3.11 montre les éléments constitutifs d'un tel système de conversion.

Un deuxième type de système implique la projection de l'image du film sur un système de grille spécial. Lorsque l'opérateur touche la grille avec un stylo spécial, les coordonnées sont automatiquement transférées dans un ordinateur. Les deux systèmes sont limités à la vitesse et à la précision de l'opérateur humain. Notre expérience indique qu'un opérateur expérimenté peut convertir en moyenne 15 paires de coordonnées par minute. Ainsi, un enregistrement de film de 3 s filmé à 50 images par seconde pourrait avoir cinq marqueurs convertis en 30 min.



Figure 3.11 Disposition type pour la numérisation par micro-ordinateur des coordonnées de données d'un film cinématographique. La pédale permet à l'opérateur de transférer les données de coordonnées vers l'ordinateur à un rythme d'environ 10 paires de coordonnées par minute. L'erreur de numérisation est d'environ 1 mm rms avec l'appareil photo situé à 4 m du sujet.

L'erreur humaine impliquée dans cette numérisation s'est avérée aléatoire et assez faible. Pour une caméra à 4 m d'un sujet, le "bruit" moyen quadratique (rms) présent dans les données converties a été mesuré à 1–1,5 mm.

### 3.3.4 Télévision

La principale différence entre la télévision et la cinématographie est le fait que la télévision a une fréquence d'images fixe. Le nom donné à chaque image de télévision est un champ. En Amérique du Nord, il y a 60 champs par seconde ; en Europe, la norme est de 50 trames par seconde. Ainsi, la télévision a un taux de champ suffisamment élevé pour la plupart des mouvements, mais il est probablement trop faible pour une analyse quantitative des événements sportifs rapides. Le f-stop, la mise au point et l'éclairage pour la télévision peuvent être ajustés en regardant le moniteur de télévision car les commandes sont variées. De nombreuses caméras de télévision ont des commandes électroniques et optiques qui influencent la luminosité et le contraste, et certaines ont un éclairage stroboscopique intégré. De plus, la mise au point peut être ajustée électroniquement et optiquement. Le principal avantage de la télévision est la capacité de lecture instantanée, qui sert à la fois de contrôle de qualité et d'évaluation qualitative initiale. Deuxièmement, le signal de télévision peut être converti numériquement par un "capteur d'images" pour une analyse imm

3.3.4.1 Caméras d'imagerie de télévision. Certains problèmes techniques peuvent résulter de l'utilisation de caméras de télévision vidicon standard. Le signal fort d'un marqueur réfléchissant produit une image circulaire distincte lorsque le marqueur ne bouge pas. Cependant, lorsqu'il y a un mouvement rapide du marqueur, l'image circulaire est floue et produit un bord de fuite. Ainsi, le seuil de déclenchement de la conversion en deux niveaux (noir et blanc) doit être réglé avec soin pour assurer une image numérisée circulaire. Un moyen plus fiable de se débarrasser du flou consiste à utiliser un système stroboscopique, ce qui entraîne l'exposition du tube d'imagerie du téléviseur pendant une milliseconde ou moins. Le stroboscope, en effet, agit comme un obturateur électronique.

Les systèmes stroboscopiques éliminent également un deuxième problème associé à un tube d'imagerie exposé en continu : le décalage des coordonnées du marqueur en raison du délai de balayage du haut de l'image vers le bas de l'image. Il faut environ 15 ms pour balayer un champ TV ; ainsi, un marqueur de tête pourrait être balayé 10 ms avant un marqueur de pied. Le système stroboscopique fige toutes les images de marqueur au même point dans le temps de la même manière qu'une caméra vidéo.

Les nouvelles caméras à diodes à couplage de charge (CCD) ont des commandes d'obturation mécaniques ou électroniques qui éliminent à la fois le flou et l'inclinaison. Un autre développement est la caméra infrarouge, qui n'utilise pas de lumière visible et n'est pas influencée par les réflexions de sources lumineuses autres que celles nécessaires pour obtenir la réflexion circulaire souhaitée des marqueurs. La figure 3.12 montre une caméra infrarouge typique montée en permanence depuis le plafond dans un laboratoire clinique de la marche. Les lumières infrarouges actives forment une forme de "beignet" autour de l'objectif de la caméra et sont pulsées à 120 Hz pendant une période de moins d'une milliseconde.

### 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 59

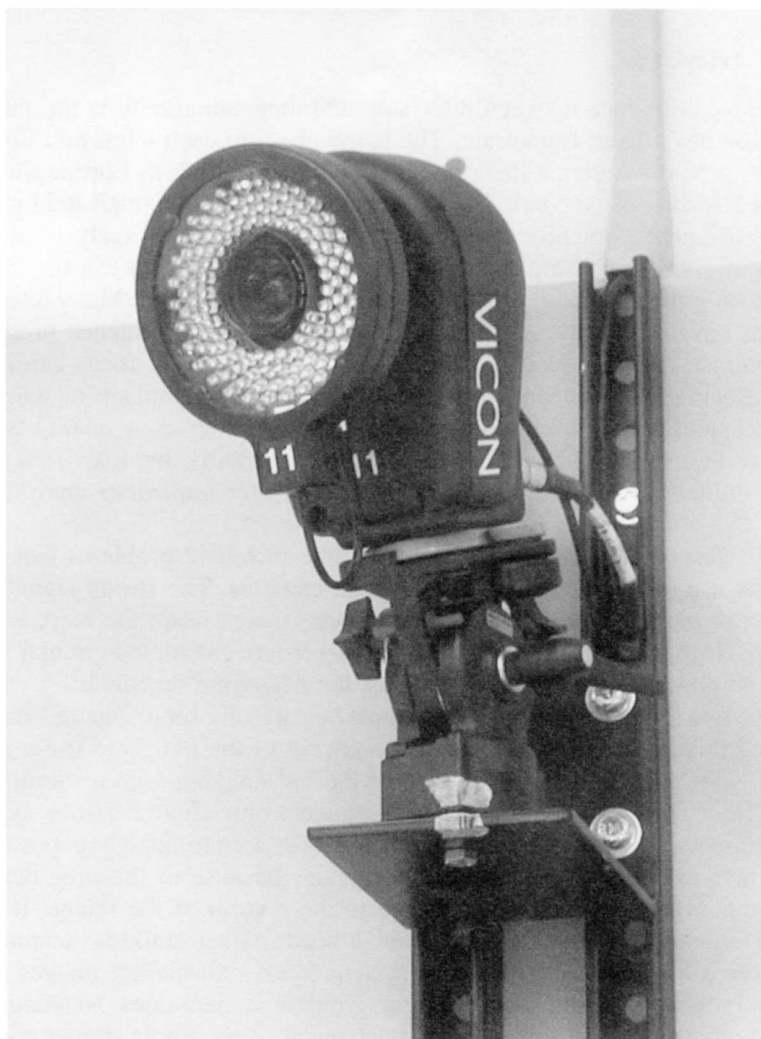


Figure 3.12 Caméra de télévision infrarouge typique montée en permanence dans un laboratoire clinique de la marche. Les lumières infrarouges forment une forme de "beignet" autour de l'objectif et sont pulsées pendant une courte période à chaque image pour figer l'image avant la numérisation. (Avec l'aimable autorisation du Gait Analysis Laboratory, Connecticut Children's Medical Center, Hartford, CT.)

Cette caméra est l'une des six à douze caméras qui pourraient être montées autour du laboratoire de marche. Ainsi, la lumière infrarouge réfléchie par les marqueurs est la seule lumière captée par la caméra, et comme il s'agit d'une source pulsée, les images des marqueurs sont « figées » dans le temps. La figure 3.13 illustre un tel arrangement dans un laboratoire clinique de la marche avec les marqueurs réfléchissants sphériques montés sur un jeune patient.



Figure 3.13 Évaluation de la marche d'un patient atteint de paralysie cérébrale dans un laboratoire clinique de la marche. Des caméras infrarouges au plafond et sur les murs captent la lumière réfléchie par les marqueurs réfléchissants sphériques montés des deux côtés du corps. (Avec l'aimable autorisation du Gait Analysis Laboratory, Connecticut Children's Medical Center, Hartford, CT.)

3.3.4.2 Développement historique des systèmes de numérisation de télévision. La quasi-totalité des systèmes de télévision d'analyse du mouvement ont été développés dans des laboratoires de recherche universitaires. À la fin des années 1960, les premiers rapports sur les systèmes basés sur la télévision ont commencé à apparaître : à l'Université de technologie de Delft aux Pays-Bas (Furnee, 1967, selon Woltring, 1987) et à la vingt et unième conférence EMB à Houston, Texas (Winter et al., 1968). Le premier article publié sur un système opérationnel était par Dinn et al. (1970) de l'Université technique de la Nouvelle-Écosse à Halifax, Nouvelle-Écosse, Canada. Il s'appelait CINTEL (Computer INTERface for TELivision) et a été développé pour numériser des images angiographiques à 4 bits (16 niveaux de gris) afin de déterminer l'évolution temporelle du volume ventriculaire gauche (Trenholm et al., 1972). Il a également été utilisé

### 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 61

études sur la marche à l'Université du Manitoba à Winnipeg, Manitoba, Canada, où, avec une résolution spatiale plus élevée et une conversion d'un bit (noir/blanc), l'image circulaire d'une balle de ping-pong hémisphérique réfléchissante attachée à des repères anatomiques a été numérisée (Winter et al., 1972). Avec environ 10 pixels dans chaque image de marqueur, il était possible en faisant la moyenne de leurs coordonnées d'améliorer la précision spatiale de chaque marqueur de 1 cm (distance entre les lignes de balayage de chaque champ) à environ 1 mm. Le matériau 3M Scotch® qui a été utilisé comme matériau réfléchissant a été utilisé par la plupart des systèmes expérimentaux et commerciaux ultérieurs.

Jarette et al. (1976) ont rapporté un système qui détectait le bord gauche de l'image d'un petit marqueur réfléchissant qui occupait une ou deux lignes de balayage. Malheureusement, la précision spatiale était égale à la distance de la ligne de balayage, qui est d'environ 1 cm. Ce système a été adopté et amélioré par VICON (VIdeo CONver tor) dans leur système commercial. Les bords gauche et droit de l'image du marqueur ont été détectés, puis les points détectés ont été ajustés par courbe via le logiciel AMASS à un cercle (Macleod et al., 1990). Sur la base de l'ajustement du cercle, le centroïde a été calculé. D'autres systèmes commerciaux, comme celui développé par la Motion Analysis Corporation, utilisent des techniques brevetées de détection des contours (Expert Vision). La reconnaissance de la forme de l'image entière du marqueur, plutôt que la détection des bords, a été utilisée par le système ELITE (Elaboratore di Immagini Televisive) développé à Milan, en Italie. Un algorithme informatique dédié fonctionnant en temps réel a utilisé une technique de reconnaissance de formes par corrélation croisée basée sur la taille et la forme (Ferrigno et Pedotti, 1985). Ce système utilise tous les niveaux de gris dans la détection de forme, améliorant ainsi la résolution spatiale à 1/2800 du champ de vision. Si l'on considère que la hauteur de champ est d'environ 2,5 m, cela représente une précision d'environ 0,9 mm.

3.3.4.3 Techniques de conversion télévisuelle. Chacun des systèmes de télévision commerciaux mentionnés dans la section précédente possède sa propre technique unique pour identifier la présence d'un marqueur et déterminer son centroïde, et pour étiqueter les marqueurs d'un système multi-caméras.

#### 3.3.5 Techniques optoélectriques

Au cours des dernières années, il y a eu plusieurs développements dans les systèmes d'imagerie optoélectrique qui présentent certains avantages par rapport à la cinématographie et à la télévision. Le premier système commercial a été développé par Northern Digital à Waterloo, Ontario, Canada, et s'appelait Watsmart. Il s'agissait d'un système actif qui obligeait le sujet à porter de minuscules lumières infrarouges sur chaque point de repère anatomique souhaité. Les lumières ont clignoté séquentiellement et le flash lumineux a été détecté sur une caméra spéciale. L'appareil photo se composait d'un objectif standard focalisant le flash lumineux sur une surface spéciale de diode semi-conductrice. Le développement plus récent de ce système actif a abouti à un système de caméras

## 62 CINÉMATIQUE

appelé OPTOTRAK. Un tel système se compose de trois caméras montées en ligne sur un châssis rigide, comme le montre la figure 3.14. Les lentilles gauche et droite sont montées légèrement tournées vers l'intérieur et leurs réseaux de diodes linéaires sont montés horizontalement. Ainsi, leur balayage de la lumière pulsée définira l'emplacement d'un marqueur dans un plan vertical. La lentille du milieu est montée avec son réseau de diodes monté verticalement, et son balayage définira un plan horizontal. La figure 3.15 illustre cette disposition. Les détecteurs gauche et droit définissent chacun l'emplacement de tous les marqueurs dans un plan vertical ; l'intersection de ces deux plans verticaux est une ligne verticale. Ainsi, tous les marqueurs sur cette ligne verticale enregistreront le même signal sur les caméras gauche et droite. La caméra du milieu a son objectif tourné directement vers l'avant avec son réseau de diodes monté verticalement. Ainsi, cette caméra définira tous les marqueurs dans un plan horizontal. L'intersection de ce plan horizontal avec la ligne verticale définie par les deux autres caméras est un point 3D unique dans l'espace. Ainsi, au fur et à mesure que chaque diode infrarouge (IRED) pulse, ses coordonnées  $x$ ,  $y$ ,  $z$  dans le système de référence global (GRS) sont enregistrées. La lumière pulsée provenant d'une seconde source de lumière produit une ligne verticale et un plan horizontal différents et, ainsi, un ensemble différent de coordonnées  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Il y a des avantages uniques à un tel système actif. Aucun logiciel spécialisé n'est requis (comme à la télévision) pour identifier quel marqueur est lequel. A

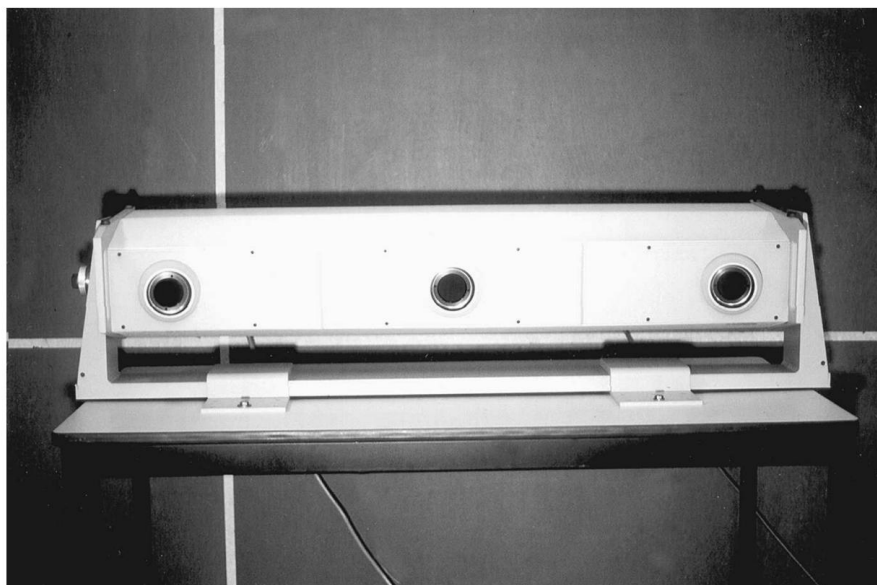


Figure 3.14 Un système OPTOTRAK avec trois lentilles, chacune avec un réseau de diodes linéaires. Les deux lentilles extérieures sont légèrement tournées vers l'intérieur et définissent chacune un plan vertical, tandis que la lentille du milieu définit un plan horizontal. Voir la figure 3.15 pour voir comment ces trois réseaux de diodes définissent un marqueur dans l'espace 3D. (Avec l'aimable autorisation du Gait and Posture Laboratory, Département de kinésiologie, Université de Waterloo, Waterloo, Ont., Canada.)

## 3.3 TECHNIQUES DE MESURE D'IMAGERIE 63

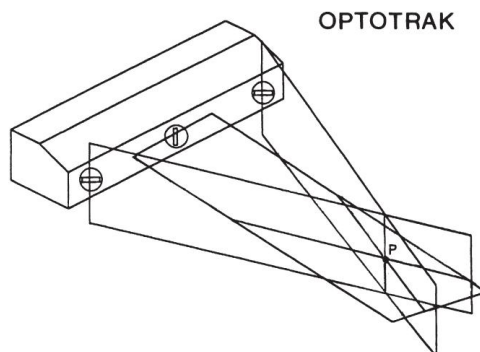


Figure 3.15 Système OPTOTRAK avec deux lentilles extérieures tournées légèrement vers l'intérieur avec leurs réseaux de diodes, chacune définissant des marqueurs dans un plan vertical. Tout marqueur sur l'intersection de ces deux plans définira tous les marqueurs sur cette ligne verticale. Le réseau de lentilles du milieu définit tous les marqueurs dans un plan horizontal. Ainsi, l'intersection d'un marqueur sur ce plan horizontal avec la ligne verticale définira les coordonnées uniques d'un marqueur dans l'espace 3D.

le nombre et l'emplacement des marqueurs changent de jour en jour, il n'y a aucun problème avec l'étiquetage des marqueurs, ce qui rend ce système flexible pour les exigences changeantes de la recherche. De plus, en raison de la précision du réseau IRED, la précision des coordonnées  $x$ ,  $y$ ,  $z$  est meilleure que celle des systèmes TV, qui sont contraints par la distance entre les lignes de balayage. La précision pour une caméra OPTOTRAK montée comme le montre la Figure 3.15 à une distance de 4 m du sujet est de 0,03 mm avec un bruit = 0,015 mm (Gage et al., 2004).

Les inconvénients possibles sont le nombre d'IRED pouvant être montés et l'encombrement potentiel des câbles reliant la source d'alimentation aux IRED actifs.

### 3.3.6 Avantages et inconvénients des systèmes optiques

#### Avantages

1. Toutes les données sont présentées dans un référentiel spatial absolu, dans un plan normale à l'axe optique de la caméra.
2. La plupart des systèmes (cinéma, TV) ne sont pas limités quant au nombre de marqueurs utilisés.
3. L'encombrement au mouvement est minime pour la plupart des systèmes qui utilisent des marqueurs réfléchissants légers (ciné, TV), et le temps d'application des marqueurs est minime.
4. Les caméras de télévision et les magnétoscopes sont relativement peu coûteux.
5. Les systèmes de cinéma et de télévision peuvent être rejoués à des fins pédagogiques ou pour analyse qualitative du mouvement total du corps.

## 64 CINÉMATIQUE

### Désavantages

1. La plupart des systèmes à caméras multiples sont coûteux (cinéma, TV, optoélectrique), de même que les systèmes de numérisation et de conversion pour toutes les images sources.
2. Pour les films, le délai de développement peut être un problème, et le travail nécessaire pour numériser les coordonnées du film peut également être une contrainte. Les erreurs de numérisation, cependant, sont moindres que celles de nombreux systèmes d'imagerie commerciaux.
3. L'encombrement et le temps d'installation des sources lumineuses filaires (par exemple, IRED) peuvent être prohibitifs dans certains mouvements, et le nombre de sources lumineuses est limité.
4. Certains systèmes d'imagerie (par exemple, IRED) ne peuvent pas être utilisés à l'extérieur à la lumière du jour.

### 3.3.7 Résumé des différents systèmes cinématiques

Chaque laboratoire doit définir ses exigences particulières avant de choisir un système particulier. Un laboratoire clinique de la marche peut s'installer à la télévision en raison de l'encombrement des systèmes optoélectriques et en raison de la nécessité d'une évaluation qualitative, d'une intervention rapide et d'un enseignement. Les environnements ergonomiques et sportifs peuvent nécessiter une rétroaction instantanée ou quasi instantanée au sujet ou à l'athlète, ce qui dicte le besoin d'un système automatisé. Les chercheurs fondamentaux n'ont pas besoin d'un délai d'exécution rapide et peuvent avoir besoin d'un grand nombre de coordonnées; ainsi, ils peuvent opter pour des caméras ou un système optoélectrique. Et, enfin, le coût du matériel et des logiciels peut être le seul facteur limitant qui peut forcer un compromis quant à la décision finale.

## 3.4 TRAITEMENT DES DONNEES CINEMATQUES BRUTES

### 3.4.1 Nature des données d'image non traitées Le cinéma et

la télévision sont des processus d'échantillonnage. Ils capturent l'événement de mouvement pendant une courte période de temps, après quoi aucun autre changement n'est enregistré jusqu'au champ ou à l'image suivant. La lecture lente d'un film montre ce phénomène : l'image saute d'une position à l'autre en une étape distincte plutôt qu'en un processus continu. La seule raison pour laquelle le cinéma ou la télévision ne semblent pas sauter à des vitesses de projection normales (24 par seconde pour le cinéma, 60 par seconde pour la télévision) est que l'œil peut retenir une image pendant une période d'environ 1/15 s. La « mémoire » à court terme de l'œil permet à l'observateur humain de moyenner ou de lisser le mouvement de saut.

Les données de coordonnées converties du cinéma ou de la télévision sont appelées **données brutes**. Cela signifie qu'ils contiennent du bruit additif provenant de nombreuses sources : bruit électronique dans les dispositifs optoélectriques, précision spatiale du système de numérisation du téléviseur ou du film, ou erreur humaine dans la numérisation du film. Tout cela se traduira par un hasard

erreurs dans les données converties. Il est donc essentiel que les données brutes soient lissées, et afin de comprendre les techniques utilisées pour lisser les données, une appréciation de l'analyse harmonique (ou fréquentielle) est nécessaire. La théorie des analyses harmoniques a été traitée dans la section 2.2 ; cependant, il y a quelques problèmes spéciaux supplémentaires avec le traitement des données cinématiques qui sont maintenant discutés.

### 3.4.2 Signal versus bruit dans les données cinématiques

Dans l'étude du mouvement, le signal peut être une coordonnée anatomique qui change avec le temps. Par exemple, en course à pied, la coordonnée Y (verticale) du talon aura certaines fréquences qui seront plus élevées que celles associées à la coordonnée verticale du genou ou du tronc. De même, le contenu fréquentiel de toutes les trajectoires diminuera en marchant par rapport à la course. Dans les mouvements répétitifs, les fréquences présentes seront des multiples (harmoniques) de la fréquence fondamentale (fréquence de foulée). Lorsque vous marchez à 120 pas par minute (2 Hz), la fréquence de foulée est de 1 Hz. On peut donc s'attendre à trouver des harmoniques à 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz, etc. La marche normale a été analysée par ordinateur numérique et le contenu harmonique des trajectoires de sept marqueurs de jambe et de pied a été déterminé (Winter et al., 1974). Les harmoniques les plus élevées se trouvaient dans les trajectoires de la pointe et du talon, et il a été constaté que 99,7% de la puissance du signal était contenue dans les sept harmoniques inférieures (en dessous de 6 Hz). L'analyse harmonique pour le marqueur d'orteil pour 20 sujets est illustrée à la Figure 3.16, qui est la même que la Figure 2.17 et est répétée pour montrer le contenu de bruit. Au-dessus de la septième harmonique, il y avait encore une certaine puissance de signal, mais elle avait les caractéristiques du "bruit". Le bruit est le terme utilisé pour décrire les composants du signal final qui ne sont pas dus au processus

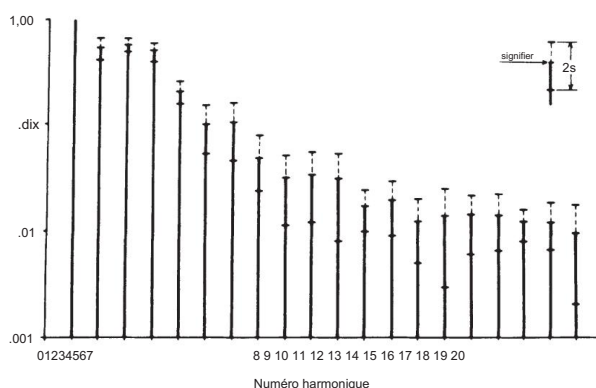


Figure 3.16 Contenu harmonique du déplacement vertical d'un marqueur d'orteil chez 20 sujets pendant la marche normale. La fréquence fondamentale (numéro harmonique = 1) est normalisée à 1,00. Plus de 99% de la puissance est contenue sous la septième harmonique. (Reproduit avec l'autorisation du Journal of Biomechanics.)

## 66 CINEMATIQUE

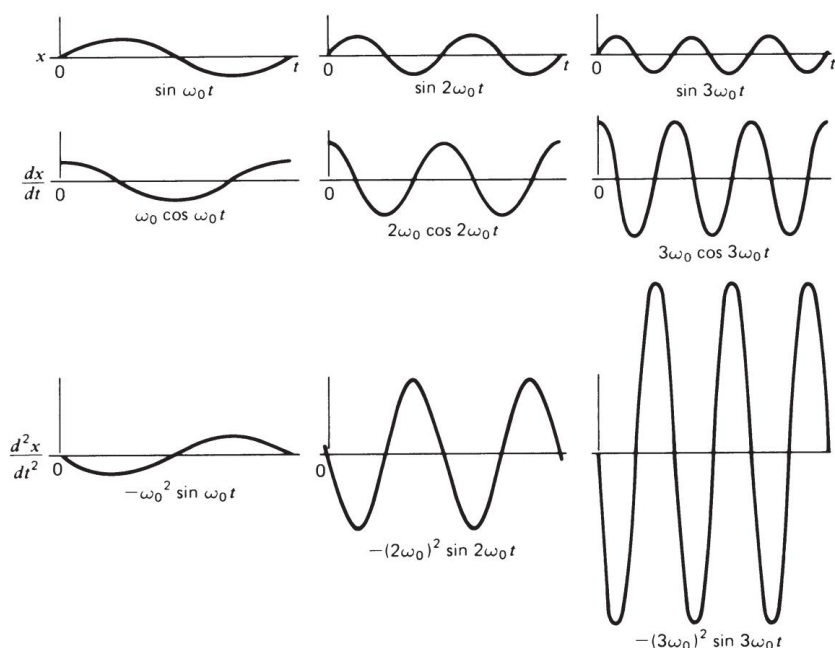


Figure 3.17 L'amplitude relative change en raison de la différenciation temporelle des signaux de fréquence croissante. La dérivée première augmente l'amplitude proportionnellement à la fréquence ; la dérivée seconde augmente l'amplitude proportionnellement à la fréquence au carré. Une augmentation aussi rapide a de graves implications dans le calcul des accélérations lorsque le signal de déplacement d'origine présente un bruit à haute fréquence.

lui-même (dans ce cas, la marche). Les sources de bruit ont été notées dans la section 3.4.1, et si l'effet total de toutes ces erreurs est aléatoire, alors le vrai signal aura une composante aléatoire ajoutée. Habituellement, la composante aléatoire est à haute fréquence, comme le montre la figure 3.16. Ici, vous pouvez voir des preuves de composants à haute fréquence s'étendant jusqu'à la 20e harmonique, qui était la fréquence la plus élevée analysée.

### 3.4.3 Problèmes de calcul des vitesses et des accélérations

La présence de ce bruit de fréquence plus élevée est d'une importance considérable lorsque l'on considère le problème du calcul des vitesses et des accélérations. Considérons le processus de différenciation temporelle d'un signal contenant un bruit additif à haute fréquence. Supposons que le signal puisse être représenté par une sommation de  $N$  harmoniques :

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

où :  $\omega_0$  = fréquence fondamentale  $n$  =  
 nombre d'harmoniques  
 $X_n$  = amplitude de la  $n$ ème harmonique  $\theta$   
 = phase de la  $n$ ème harmonique

Pour obtenir la vitesse dans la direction  $x$   $V_x$ , on différencie par rapport au temps :

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

De même, l'accélération  $A_x$  vaut :

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

Ainsi, l'amplitude de chacune des harmoniques augmente avec son numéro d'harmonique ; pour les vitesses, elles augmentent linéairement, et pour les accélérations, l'augmentation est proportionnelle au carré du nombre d'harmoniques. Ce phénomène est illustré à la figure 3.17, où les harmoniques fondamentales, deuxième et troisième sont représentées, ainsi que leurs dérivées première et seconde.

En supposant que l'amplitude  $x$  des trois composants est la même, nous pouvons voir que la première dérivée (vitesse) des harmoniques augmente linéairement avec l'augmentation de la fréquence. La première dérivée de la troisième harmonique est maintenant trois fois celle de la fondamentale. Pour la deuxième dérivée temporelle, l'augmentation se répète et l'accélération de la troisième harmonique est maintenant neuf fois celle de la fondamentale.

Dans les données de trajectoire pour la marche,  $x_1$  peut être de 5 cm et  $x_{20} = 0,5$  mm. Le bruit de 20e harmonique est à peine perceptible dans le tracé de déplacement. Dans le calcul de la vitesse, la 20e harmonique augmente de 20 fois de sorte qu'elle est maintenant un cinquième de celle de la fondamentale. Dans le calcul de l'accélération, la 20e harmonique augmente d'un autre facteur de 20 et est maintenant quatre fois supérieure à la valeur fondamentale. Cet effet est illustré si vous regardez la Figure 3.19, qui trace l'accélération de l'orteil pendant la marche. Le signal d'aspect aléatoire correspond aux données brutes différenciées deux fois. Le signal lisse est l'accélération calculée après suppression de la majeure partie du bruit à haute fréquence. Des techniques pour éliminer ce bruit de fréquence plus élevée sont maintenant décrites.

#### 3.4.4 Lissage et ajustement de courbe des données La

suppression du bruit peut être accomplie de plusieurs manières. Les objectifs de chaque technique sont fondamentalement les mêmes. Cependant, les résultats diffèrent quelque peu.

## 68 CINÉMATIQUE

3.4.4.1 Techniques d'ajustement de courbe. L'hypothèse de base ici est que le signal de trajectoire a une forme prédéterminée et qu'en ajustant la forme supposée à un "meilleur ajustement" avec les données brutes bruitées, un signal lisse en résultera. Par exemple, on peut supposer que les données sont un certain polynôme d'ordre :

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

En utilisant des techniques informatiques, les coefficients  $a_0, \dots, a_n$  peuvent être sélectionnés pour donner un meilleur ajustement, en utilisant des critères tels que l'erreur quadratique moyenne minimale.

Un deuxième type d'ajustement de courbe peut être réalisé en supposant qu'un certain nombre d'harmoniques sont présents dans le signal. Reconstituer le signal final en somme des  $N$  harmoniques les plus faibles,

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

Ce modèle a une meilleure base, en particulier dans les mouvements répétitifs, tandis que le polynôme peut être meilleur dans certains mouvements non répétitifs tels que le saut en longueur. Cependant, il existe des hypothèses sévères concernant la cohérence (stationnarité) de  $a$  et  $\theta$ , comme indiqué précédemment dans la section 2.2.4.5.

Une troisième technique, l'ajustement de courbe spline, est une modification de la technique polynomiale. La courbe à ajuster est divisée en sections, chaque section commençant et se terminant par un point d'inflexion, un ajustement spécial étant effectué entre les sections adjacentes. Le problème majeur de cette technique est l'erreur introduite par une mauvaise sélection des points d'inflexion. Ces points d'inflexion doivent être déterminés à partir des données bruitées et sont donc fortement influencés par le bruit même que nous essayons d'éliminer.

#### 3.4.4.2 Filtrage numérique—Refiltrage pour supprimer le décalage de phase du filtre passe-bas.

La quatrième technique et la plus couramment utilisée pour atténuer le bruit est le filtrage numérique, qui a été présenté à la section 2.2.4.4. Le filtrage numérique n'est pas une technique d'ajustement de courbe comme les trois décrites ci-dessus, mais une technique d'atténuation du bruit basée sur les différences dans le contenu fréquentiel du signal par rapport au bruit. Cependant, il existe quelques problèmes supplémentaires liés au filtrage passe-bas des coordonnées cinématiques brutes, et ceux-ci sont maintenant discutés. Par commodité, les formules nécessaires au calcul des cinq coefficients d'un filtre du second ordre sont répétées ici :

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

où  $C$  est le facteur de correction du nombre de passages requis, qui sera expliqué sous peu. Pour un monopasse, filtre  $C = 1$ .

$$K = \sqrt{2} \omega_c \text{ pour un filtre de Butterworth}$$

ou,  $2\omega_c$  pour un filtre à amortissement critique

$$K_2 = \omega_c^2, a_0 = \frac{K_2}{(1 + K_1 + K_2)}, a_1 = 2a_0, a_2 = a_0$$

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

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

En plus de l'atténuation du signal, il y a un déphasage du signal de sortie par rapport à l'entrée. Pour ce filtre du second ordre il y a un déphasage de  $90^\circ$  à la fréquence de coupure. Cela entraînera une deuxième forme de distorsion, appelée distorsion de phase, sur les harmoniques supérieures dans la région passe-bande. Encore plus de distorsion de phase se produira sur les harmoniques au-dessus de  $f_c$ , mais ces composants sont principalement du bruit et ils sont sévèrement atténués. Cette distorsion de phase peut être plus grave que la distorsion d'amplitude qui se produit sur le signal dans la région de transition. Pour annuler ce décalage de phase, les données autrefois filtrées ont été à nouveau filtrées, mais cette fois dans le sens inverse du temps (Winter et al., 1974). Cela introduit une avance de phase égale et opposée de sorte que le déphasage net est nul. De plus, la coupure du filtre sera deux fois plus nette que celle du filtrage simple. En effet, par ce deuxième filtrage dans le sens inverse, nous avons créé un filtre déphasé zéro du quatrième ordre, qui donne un signal filtré qui est de retour en phase avec les données brutes mais avec la plupart du bruit supprimé.

Sur la figure 3.18, nous voyons la réponse en fréquence d'un filtre Butterworth du second ordre normalisée par rapport à la fréquence de coupure. La réponse du filtre de déphasage nul du quatrième ordre est superposée à cette courbe. Ainsi, la nouvelle fréquence de coupure est inférieure à celle du filtre monopasse d'origine ; dans ce cas, il s'agit d'environ 80% de l'original. Le facteur de correction pour chaque passe supplémentaire d'un filtre de Butterworth est  $C = (2^{1/n} - 1)^{0.25}$ , où  $n$  est le nombre de passes. Ainsi, pour un double passage,  $C = 0,802$ .

Pour un filtre à amortissement critique,  $C = (2^{1/2n} - 1)^{0.5}$  ; ainsi, pour un double passage,  $C = 0,435$ . Ce facteur de correction est appliqué à l'équation (3.8) et entraîne une fréquence de coupure plus élevée pour le filtre monopasse d'origine, de sorte qu'après la deuxième passe, la fréquence de coupure souhaitée est atteinte. La différence majeure entre ces deux filtres est un compromis sur la réponse dans le domaine temporel. Les filtres Butterworth ont un léger dépassement en réponse aux entrées de type pas à pas ou impulsion, mais ils ont un temps de montée beaucoup plus court.

Les filtres à amortissement critique n'ont pas de dépassement mais souffrent d'un temps de montée plus lent. Étant donné que les entrées de type impulsif sont rarement observées dans les données sur les mouvements humains, le filtre Butterworth est préféré.

L'application de l'un de ces filtres dans le lissage des données de coordonnées brutes peut maintenant être vue en examinant les données qui ont produit le tracé harmonique de la figure 3.16. L'accélération horizontale de ce marqueur de pied, telle que calculée par

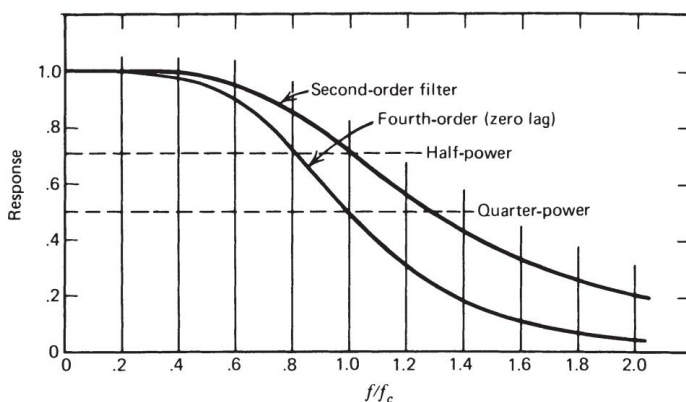


Figure 3.18 Réponse d'un filtre numérique passe-bas du second ordre. La courbe est normalisée à 1,0 à la fréquence de coupure,  $f_c$ . En raison des caractéristiques de retard de phase du filtre, un deuxième refiltrage est effectué dans le sens inverse du temps, ce qui se traduit par un filtre à retard nul du quatrième ordre.

différences finies à partir des données filtrées, est tracée à la Figure 3.19. Notez à quel point l'accélération filtrée est répétitive et comment elle passe par le "milieu" de la courbe bruyante, telle que calculée à l'aide des données non filtrées. Notez également qu'il n'y a pas de décalage de phase dans ces données filtrées en raison du double processus de filtrage direct et inverse.

**3.4.4.3 Choix de la fréquence de coupure—Analyse résiduelle.** Il existe plusieurs façons de choisir la meilleure fréquence de coupure. La première consiste à effectuer une analyse harmonique comme le montre la figure 3.16. En analysant la puissance de chacun des composants, une décision peut être prise quant à la quantité de puissance à accepter et à rejeter. Cependant, une telle décision suppose que le filtre est idéal et a une coupure infiniment nette. Une meilleure méthode consiste à effectuer une analyse résiduelle de la différence entre les signaux filtrés et non filtrés sur une large gamme de fréquences de coupure (Wells et Winter, 1980). De cette manière, les caractéristiques du filtre dans la région de transition sont reflétées dans le processus de décision. La figure 3.20 montre un tracé théorique de la valeur résiduelle en fonction de la fréquence.

Le résidu à n'importe quelle fréquence de coupure est calculé comme suit [voir Équation (3.9)] pour un signal de  $N$  points d'échantillonnage dans le temps :

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

où  $f_c$  = est la fréquence de coupure du filtre passe-double du quatrième ordre.

$X_i$  = correspond aux données brutes au  $i$ ème échantillon.

$X^*_i$  = correspond aux données filtrées au  $i$ ème échantillon à l'aide d'un décalage zéro de quatrième ordre filtre.

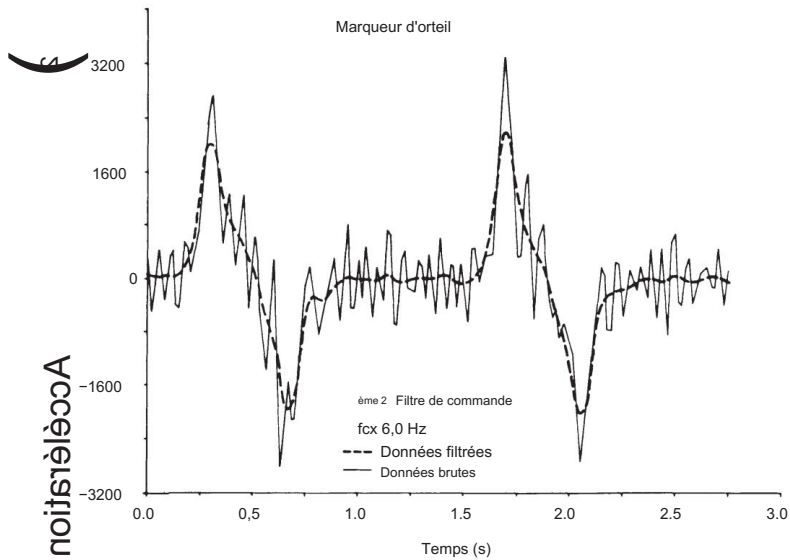


Figure 3.19 Accélération horizontale du marqueur d'orteil pendant la marche normale, calculée à partir des données de déplacement de la télévision. La ligne continue est l'accélération basée sur les données « brutes » non traitées ; la ligne pointillée est celle calculée après que les données ont été filtré avec un filtre numérique passe-bas zéro décalage du quatrième ordre. (Reproduit avec l'autorisation du Journal of Biomechanics.)

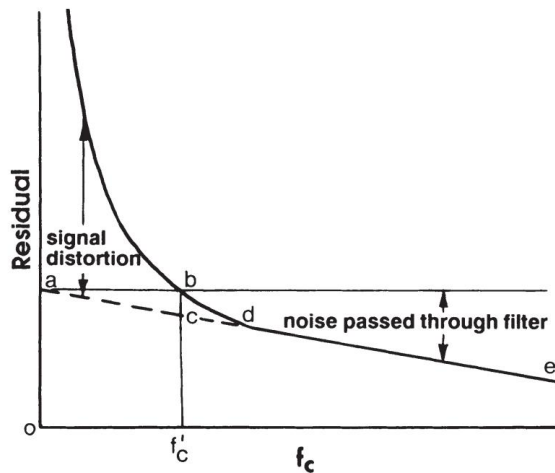


Figure 3.20 Tracé du résiduel entre un signal filtré et un signal non filtré en fonction de la fréquence de coupe du filtre. Voir le texte pour l'interprétation de l'endroit où définir le seuil fréquence du filtre.

Si nos données ne contenaient aucun signal, juste du bruit aléatoire, le graphique résiduel serait être une ligne droite décroissant d'une intersection à 0 Hz à une intersection sur le abscisse à la fréquence de Nyquist (0,5 fs). La ligne de représente notre meilleur estimation de ce bruit résiduel. L'ordonnée à l'origine a en ordonnée (à 0 Hz) est rien de plus que la valeur efficace du bruit, car  $X^2$  pour un filtre 0 Hz est rien de plus que la moyenne du bruit sur les N échantillons. Lorsque les données composé du vrai signal plus le bruit, on verra le résidu s'élever au-dessus du ligne droite (en pointillés) lorsque la fréquence de coupure est réduite. Cette montée au-dessus du la ligne pointillée représente la distorsion du signal qui se produit comme coupure se réduit de plus en plus.

La décision finale est de savoir où  $f_c$  doit être choisi. Le compromis est toujours un équilibre entre la distorsion du signal et la quantité de bruit autorisée à travers. Si nous décidons que les deux doivent être égaux, alors nous projetons simplement un ligne horizontale à partir de a pour couper la ligne résiduelle en b. La fréquence choisi est  $f_{c1}$ , et à cette fréquence la distorsion du signal est représentée par avant JC. Il s'agit également d'une estimation du bruit qui passe à travers le filtre. La figure 3.21 est un tracé du résidu de quatre marqueurs d'une foulée de marche données, et les coordonnées verticales et horizontales ont été analysées (Wells et Hiver, 1980). Comme on peut le voir, la droite de régression qui représente le le bruit est essentiellement le même pour les deux coordonnées sur tous les marqueurs. Cela raconte

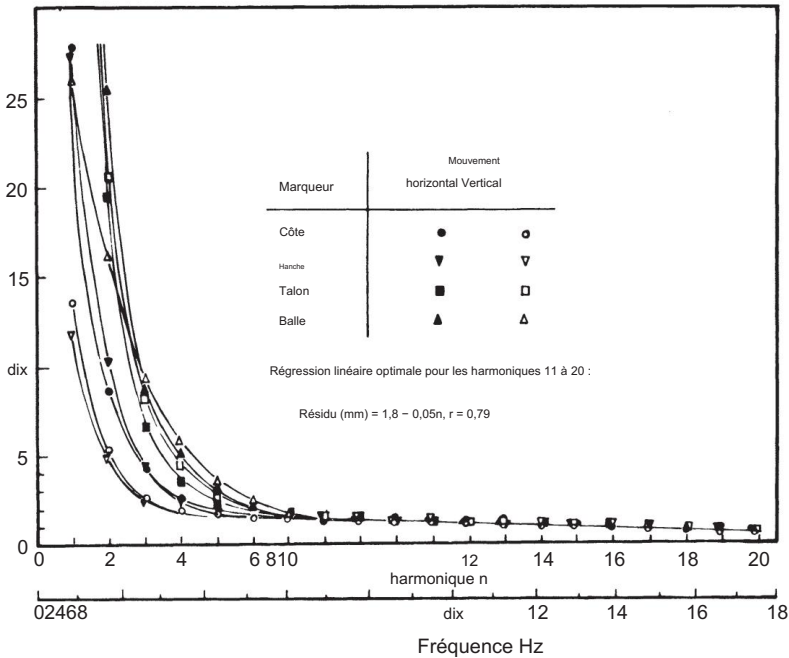


Figure 3.21 Tracé du résidu de quatre marqueurs d'un essai de marche ; les deux verticaux et les données de déplacement horizontal. Les données ont été numérisées à partir d'un film avec l'appareil photo 5 m du sujet.

nous que le contenu de bruit, principalement introduit par le processus de numérisation humaine, est le même pour tous les marqueurs. Cette ligne de régression a une interception de 1,8 mm, ce qui indique que la valeur efficace du bruit est de 1,8 mm. Dans ce cas, la caméra ciné était à 5 m du sujet et l'image faisait 2 m de haut sur 3 m de large.

Ainsi, le bruit efficace est inférieur à une partie sur 1000.

En outre, nous constatons des différences distinctes dans le contenu fréquentiel des différents marqueurs. Le résidu montre que les marqueurs se déplaçant plus rapidement sur le talon et la balle ont une puissance allant jusqu'à environ 6 Hz, tandis que les déplacements verticaux des marqueurs des côtes et des hanches étaient limités à environ 3 Hz. Ainsi, grâce à cette technique de sélection, nous pourrions avoir différentes fréquences de coupure spécifiées pour chaque déplacement de marqueur.

**3.4.4.4 Fréquence de coupure optimale.** La technique d'analyse résiduelle décrite dans la section précédente proposait le choix d'une fréquence où la distorsion du signal était égale au bruit résiduel. Cet optimal s'applique uniquement aux données de déplacement. Cependant, ce n'est peut-être pas la fréquence optimale pour toutes les amplitudes de signal et de bruit, toutes les fréquences d'échantillonnage et tous les niveaux de différenciation : vitesses versus accélérations. Giakas et Baltzopoulos (1997) ont montré que les fréquences de coupure optimales dépendaient du niveau de bruit et de la prise en compte des déplacements, des vitesses ou des accélérations. Malheureusement, leur signal de déplacement de référence a été reconstitué à partir d'une analyse harmonique, et dans la section 2.2.4.5, il a été démontré que cette technique présentait des problèmes majeurs en raison du manque de stationnarité de l'amplitude et de la phase de chaque harmonique. Yu et al. (1999) ont effectué une analyse détaillée pour estimer la fréquence de coupure optimale pour les dérivées d'ordre supérieur, en particulier les accélérations. Ils ont trouvé que les fréquences de coupure optimales étaient quelque peu supérieures à celles estimées pour l'analyse des résidus de déplacement.

Ceci n'est pas surprenant si l'on considère que l'accélération croît comme le carré de la fréquence (§ 3.4.3) ; ainsi, le bruit à haute fréquence dans la forme d'onde d'accélération augmentera beaucoup plus rapidement que le signal lui-même. De plus, lorsque la fréquence d'échantillonnage,  $f_s$ , augmente, la période d'échantillonnage,  $t = 1/f_s$ , diminue, et donc le bruit calculé par différences finies augmente [voir les équations (3.17) et (3.18c)]. Ainsi, Yu et al. (1999) ont estimé que la fréquence de coupure optimale n'était pas seulement une fonction du résidu entre les données filtrées et non filtrées, mais aussi une fonction de  $f_s$ .

Leur fréquence de coupure optimale estimée,  $f_{c,2}$ , était :

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

où  $f_s$  est la fréquence d'échantillonnage et  $\varepsilon$  est le résidu moyen relatif entre  $X_i$  et  $X^*$  [termes définis dans l'Équation (3.9)]. Ces auteurs présentent des exemples de courbes d'accélération (voir la figure 3.4 dans Yu et al., 1999) qui montrent une correspondance raisonnable entre les données de l'accéléromètre et les données du film filtré, sauf que le décalage des données filtrées suggère qu'un passe-bas de second ordre filtre a été utilisé plutôt que le filtre à retard zéro du quatrième ordre souhaité.

## 74 CINÉMATIQUE

## 3.4.5 Comparaison de certaines techniques de lissage Il est utile de

voir l'effet de plusieurs techniques différentes d'ajustement de courbe sur le même ensemble de données bruitées. Le résumé suivant d'une expérience de validation, qui a été menée pour comparer (Pezzack et al., 1977) trois techniques couramment utilisées, illustre les grandes différences dans les accélérations calculées.

Les données obtenues à partir du mouvement horizontal d'un bras de levier autour d'un axe vertical ont été enregistrées de trois manières différentes. Un goniomètre sur l'axe enregistrait la position angulaire, un accéléromètre monté à l'extrémité du bras donnait l'accélération tangentielle et donc l'accélération angulaire, et les données cinématographiques donnaient des informations d'image qui pouvaient être comparées aux enregistrements angulaires et d'accélération. Les comparaisons sont présentées à la figure 3.22. La figure 3.22a compare la position angulaire du bras de levier lorsqu'il a été déplacé manuellement du repos sur environ 130° et de retour à la position d'origine. Le signal du goniomètre et l'angle du levier analysés à partir des données du film sont tracés et se comparent étroitement. La seule différence est que l'enregistrement du goniomètre est quelque peu bruyant par rapport aux données du film.

La figure 3.22b compare l'accélération angulaire enregistrée directement, qui peut être calculée en divisant l'accélération tangentielle par le rayon de l'accéléromètre à partir du centre de rotation, avec l'accélération angulaire calculée via la dérivée seconde des données de coordonnées filtrées numériquement (Winter et al., 1974). Les deux courbes correspondent extrêmement bien et l'accélération aux différences finies présente moins de bruit que l'accélération directement enregistrée. La figure 3.22c compare l'accélération directement enregistrée avec l'accélération angulaire calculée, en utilisant un ajustement polynomial sur les données angulaires brutes. Un polynôme du neuvième ordre a été ajusté à la courbe de déplacement angulaire pour donner l'ajustement suivant :

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

Notez que  $\theta$  est en radians et  $t$  en secondes. Pour obtenir la courbe angulaire accélération, tout ce que nous avons à faire est de prendre la dérivée seconde pour obtenir :

$$\alpha(t) = -70 + 1260t - 5160t^2 + 8000t^3 - 29,5t^4 + 567 \text{ rad/s}^2 + 1050t^5 + 123t^6 - \quad (3.12)$$

Cette courbe d'accélération, comparée au signal de l'accéléromètre, présente un écart considérable, suffisant pour mettre en doute la valeur de la technique d'ajustement polynomial. Le polynôme est ajusté aux données de déplacement afin d'obtenir une courbe analytique, qui peut être différenciée pour donner une autre courbe lisse.

Malheureusement, il semble qu'un polynôme d'ordre considérablement plus élevé serait nécessaire pour obtenir même un ajustement grossier, et le temps de calcul pourrait devenir trop prohibitif.

## 3.5 CALCUL DES AUTRES VARIABLES CINEMATQUES 75

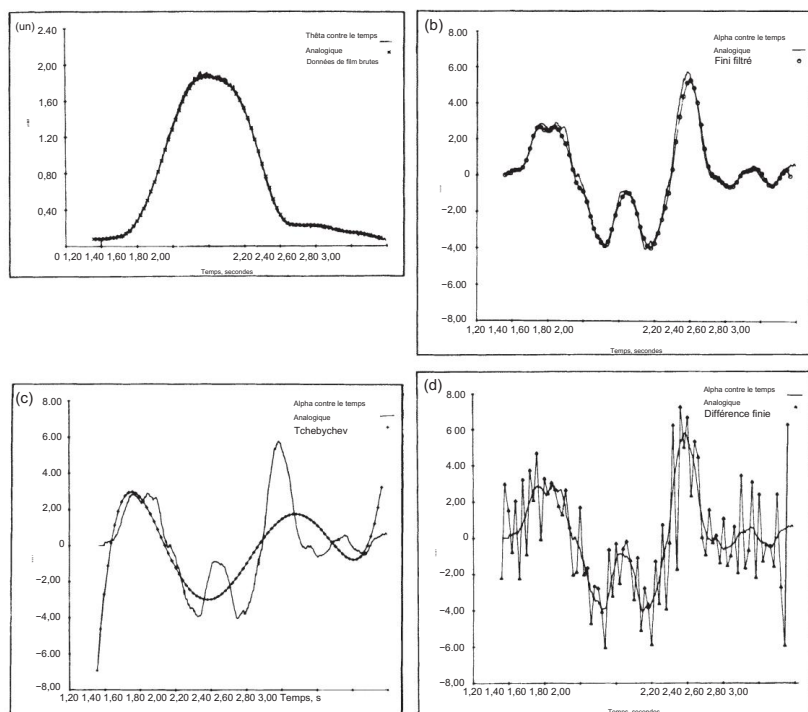


Figure 3.22 Comparaison de plusieurs techniques utilisées pour déterminer l'accélération d'un mouvement à partir des données de déplacement du film. (a) Angle de déplacement d'une extension/flexion simple tracé à partir des données du film et du goniomètre. (b) Accélération du mouvement en (a) mesurée par un accéléromètre et calculée à partir des coordonnées du film après filtrage numérique. (c) Accélération déterminée à partir d'un ajustement polynomial du neuvième ordre des données de déplacement par rapport à l'accélération enregistrée directement. (d) Accélération déterminée par la technique des différences finies des données de coordonnées brutes par rapport à la courbe de l'accéléromètre. (Reproduit avec l'autorisation du Journal of Biomechanics.)

Enfin, sur la Figure 3.22d, vous pouvez voir le signal de l'accéléromètre tracé par rapport à l'accélération angulaire calculée par des techniques de différences finies du second ordre à l'aide de données de coordonnées brutes. L'intrigue parle d'elle-même : les accélérations sont trop bruyantes pour signifier quoi que ce soit.

## 3.5 CALCUL DES AUTRES VARIABLES CINEMATQUES

## 3.5.1 Angles des segments de membre

Compte tenu des données de coordonnées des marqueurs anatomiques à chaque extrémité d'un segment de membre, il est facile de calculer l'angle absolu de ce segment dans l'espace. Il n'est pas nécessaire que les deux marqueurs soient aux extrémités du segment de membre, tant qu'ils sont alignés avec l'axe des os longs. Illustration 3.23

## 76 CINEMATIQUE

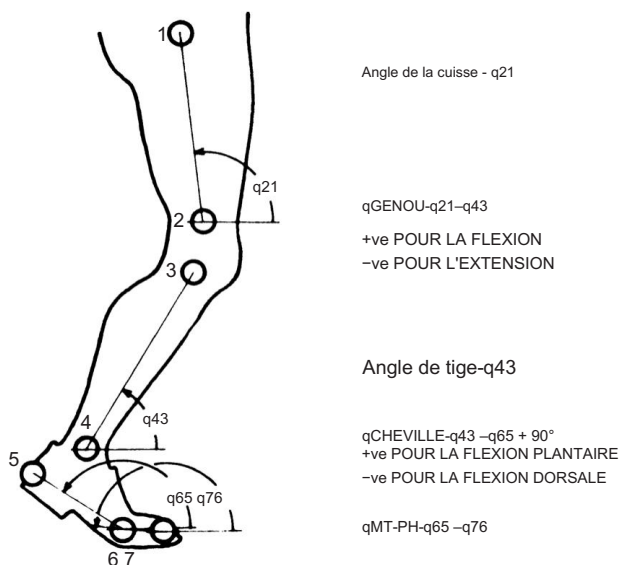


Figure 3.23 Emplacement du marqueur et angles des membres et des articulations selon une convention établie. Les angles des membres dans le système de référence spatiale sont déterminés en utilisant le sens antihoraire à partir de l'horizontale comme positif. Ainsi, les vitesses et accélérations angulaires sont également positives dans le sens antihoraire dans le plan de déplacement ; ceci est essentiel pour une utilisation cohérente de la convention dans les analyses cinétiques ultérieures. Les conventions pour les angles articulaires (qui sont relatifs) sont sujettes à de grandes variations entre les chercheurs ; ainsi, la convention utilisée doit être précisée.

montre le contour d'une jambe avec sept marqueurs anatomiques dans un système à trois articulations à quatre segments. Les marqueurs 1 et 2 définissent la cuisse dans le plan sagittal. Notez que, par convention, tous les angles sont mesurés dans le sens inverse des aiguilles d'une montre, en commençant par l'horizontale égale à  $0^\circ$ . Ainsi,  $\theta_{43}$  est l'angle de la jambe dans l'espace et peut être calculé à partir de :

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

ou, en notation plus générale,

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

Comme on l'a déjà noté, ces angles de segment sont absolus dans le référentiel spatial défini. Il est donc assez facile de calculer les angles d'articulation à partir des angles des deux segments adjacents.

### 3.5 CALCUL DES AUTRES VARIABLES CINEMATQUES 77

#### 3.5.2 Angles des joints

Chaque articulation a une convention pour décrire sa magnitude et sa polarité. Pour exemple, lorsque le genou est complètement étendu, il est décrit comme une flexion de  $0^\circ$ , et lorsque la jambe se déplace dans une direction postérieure par rapport à la cuisse, le genou est dit en flexion. En termes d'angles absolus décrits précédemment,

$$\text{angle du coude} = \theta_k = \theta_{21} - \theta_{43}$$

Si  $\theta_{21} > \theta_{43}$ , le genou est fléchi ; si  $\theta_{21} < \theta_{43}$ , le genou est en extension.

La convention pour la cheville est légèrement différente en ce sens que  $90^\circ$  entre la jambe et le pied est la limite entre la flexion plantaire et la flexion dorsale. Donc,

$$\text{angle de la cheville} = \theta_{un} = \theta_{43} - \theta_{65} + 90^\circ$$

Si  $\theta_{un}$  est positif, le pied est en flexion plantaire ; si  $\theta_{un}$  en flexion est négatif, le pied est dorsale.

#### 3.5.3 Vitesses—linéaire et angulaire

Comme on l'a vu à la section 3.4.3, il peut y avoir de graves problèmes associés à la détermination des informations de vitesse et d'accélération. Pour les raisons décrites, nous supposons que les données brutes de déplacement ont été convenablement lissées par filtrage numérique et nous avons un ensemble de coordonnées lissées et angles à opérer. Pour calculer la vitesse à partir des données de déplacement, tous ce qu'il faut, c'est prendre la différence finie. Par exemple, pour déterminer la vitesse dans la direction  $x$ , on calcule  $x/t$ , où  $x = x_{i+1} - x_i$ , et

$t$  est le temps entre les échantillons adjacents  $x_{i+1}$  et  $x_i$ .

La vitesse ainsi calculée ne représente pas la vitesse à l'un ou l'autre des temps d'échantillonnage. Il représente plutôt la vitesse d'un point dans le temps à mi-chemin entre les deux échantillons. Cela peut entraîner des erreurs plus tard lorsque nous essayons de relier les informations dérivées de la vitesse aux données de déplacement, et les deux résultats ne surviennent pas au même moment. Une façon de contourner ce problème est de calculer la vitesse et les accélérations sur la base de  $2t$  plutôt que de  $t$ .

Ainsi, la vitesse au  $i$ ème échantillon est :

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

Notez que la vélocité est à mi-chemin entre les deux échantillons, car illustré à la figure 3.24. L'hypothèse est que la droite joignant  $x_{i-1}$  à  $x_{i+1}$  a la même pente que la ligne tracée tangente à la courbe en  $x_i$ .

Pour les vitesses angulaires, la formule est la même sauf que nous utilisons angulaire des données plutôt que des données de déplacement dans l'équation (3.14) ; l'accélération angulaire

## 78 CINÉMATIQUE

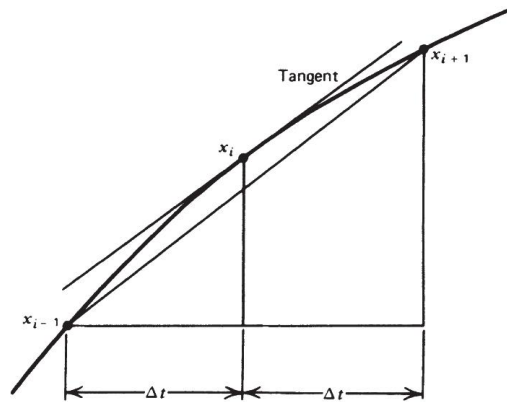


Figure 3.24 Technique des différences finies pour calculer la pente d'une courbe au ième point d'échantillonnage.

au ième échantillon est :

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

3.5.4 Accélérations—Linéaire et Angulaire De même,

l'accélération est :

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

Notez que l'Équation (3.16) nécessite des données de déplacement des échantillons  $i + 2$  et  $i - 2$  ; ainsi, un total de cinq points de données successifs entrent dans l'accélération. Un calcul alternatif et légèrement meilleur de l'accélération n'utilise que trois coordonnées de données successives et utilise les vitesses calculées à mi-chemin entre les temps d'échantillonnage :

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

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

En substituant ces vitesses "à mi-chemin" dans l'équation (3.17), nous obtenons :

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

Pour les accélérations angulaires, remplacez simplement les données de déplacement par des données angulaires dans les équations (3.17) ou (3.18).

## 3.6 PROBLÈMES BASÉS SUR DES DONNÉES CINÉMATIQUES

1. Les tableaux A.1 et A.2 de l'annexe A tracent le déplacement vertical des données brutes et filtrées (en centimètres) pour le marqueur du grand trochanter (hanche) pour les images 1 à 30. Utilisez une échelle verticale aussi grande que possible. afin d'identifier le contenu en bruit des données brutes. Décrivez en quelques lignes les résultats du lissage par le filtre numérique.
2. En utilisant les données de coordonnées filtrées (voir Tableau A.2), tracer le déplacement vertical du marqueur de talon du TOR (image 1) au TOR suivant (image 70). (a) Estimez l'instant de la talonnière à mi-parcours. (Astuce : tenez compte de la compression et de la libération élastiques du matériau de la chaussure lorsque vous arrivez à votre réponse.)
  - (b) Déterminez la hauteur maximale du talon au-dessus du sol pendant le swing. Quand cela se produit-il pendant la phase d'oscillation ? (Astuce : considérez le déplacement le plus bas du marqueur de talon pendant la position comme une indication du niveau du sol.) (c) Décrivez la trajectoire verticale du talon pendant la seconde moitié du swing (images 14 à 27), en particulier les quatre images immédiatement avant HRC .
  - (d) Calculez la vitesse verticale d'inclinaison au HRC. (e) Calculer à partir des données de déplacement horizontal la gîte horizontale vitesse à HCR.
  - (f) À partir des données de coordonnées horizontales du talon pendant la première période de plat du pied (images 35 à 40) et la deuxième période de pied à plat (images 102 à 106), estimez la longueur de la foulée.
  - (g) Si une période de foulée est de 69 images, estimez la vitesse avant de ce sujet.
3. Tracer la trajectoire du repère du tronc (cage thoracique) sur une foulée (cadres 28–97).
  - (a) La forme de cette trajectoire correspond-elle à ce à quoi vous vous attendriez en marchant ? (b) Y a-t-il des preuves de conservation de l'énergie mécanique pendant la période de foulée ? (C'est-à-dire, l'énergie potentielle est-elle convertie en énergie cinétique et vice versa ?)
4. Déterminez le déplacement vertical du marqueur d'orteil lorsqu'il atteint son point le plus bas en position tardive et comparez-le avec le point le plus bas pendant le balancement, et déterminez ainsi le dégagement d'orteil qui a eu lieu.  
 Réponse :  $y_{toe(fr.13)} = 0,0485 \text{ m}$ ,  $y_{toe(fr.66)} = 0,0333 \text{ m}$ ,  $\text{dégagement} = 0,0152 \text{ m} = 1,52 \text{ cm}$ .
5. À partir des données de coordonnées filtrées (voir Tableau A.2), calculez ce qui suit et vérifiez votre réponse avec celle indiquée dans les listes appropriées (voir Tableaux A.2, A.3 et A.4). (a) La vitesse du genou dans la direction X pour l'image 10.

## 80 CINÉMATIQUE

- (b) L'accélération du genou dans la direction X pour l'image 10. (c) L'angle de la cuisse et de la jambe dans le système de référence spatiale pour cadre 30.
- (d) À partir de (c), calculez l'angle du coude pour l'image 30. (e) La vitesse angulaire absolue de la jambe pour l'image 30 (utilisez les données angulaires, Tableau A.3).
- (f) À l'aide des vitesses verticales tabulées du pied, calculez son accélération pour les images 25 et 33.
6. À partir des données de coordonnées filtrées du tableau A.2, calculez ce qui suit et vérifiez votre réponse à partir des résultats tabulés dans le tableau A.3. (a) Le centre de masse du segment du pied pour l'image 80. (b) La vitesse du centre de masse de la jambe pour l'image 70. Donnez la réponse sous forme coordonnée et polaire.

## 3.7 RÉFÉRENCES

- Dinn, DF, DA Winter et BG Trenholm. « CINTel-Computer Interface for Television », IEEE Trans. Ordinateurs C-19 : 1091–1095, 1970.
- Eberhart, HD et VT Inman. "Une évaluation des procédures expérimentales utilisées dans une étude fondamentale de la locomotion humaine", Ann. NY Acad. Sci. 5 : 1213-1228, 1951.
- Ferrigno, G. et A. Pedotti. "ELITE : un système matériel numérique dédié à l'analyse des mouvements via le traitement du signal TV en temps réel", IEEE Trans. Biomédical. Ing. 32 : 943–950, 1985.
- Finley, FR et PV Karpovich. "Analyse électrogoniométrique des normales et patho démarches logiques », Res. Litre. 35 : 379–384, 1964.
- Furnée, EH 1967. Voir Woltring, 1987.
- Gage, WG, DA Winter, JS Frank et AL Adkin. "Validation cinématique et cinétique du modèle de pendule inversé en position debout calme", Gait and Posture, 19 : 124–132, 2004.
- Giakas, G. et V. Baltzopoulos. "Le filtrage numérique optimal nécessite une stratégie de fréquence de coupure différente pour la détermination des dérivés de fréquence plus élevée", J. Bioméch. 30 : 851–855, 1997.
- Jarett, MO, BJ Andrews et JP Paul. "Un système de télévision / informatique pour l'analyse de la locomotion humaine", Proc. IERE Conf. sur les applications de l'électronique en médecine, Southampton, Angleterre, 1976.
- Macleod, A., JRW Morris et M. Lyster. « La photogrammétrie à courte portée rencontre A. Gruen et Vision industrielle », SPIE Vol. 1395 , E. Baltsavias, Eds. 1990, p. 12–17. Bellingham, Washington.
- Moore, A., R. Wells et D. Ranney. "Quantification de l'exposition dans les tâches manuelles professionnelles avec potentiel de trouble traumatique cumulatif", Ergonomics 34 : 1433–1453, 1991.
- Morris, JRW "Accélérométrie-Une technique pour la mesure du corps humain Mouvements », J. Biomech. 6 : 729–736, 1973.
- Pezzack, JC, RW Norman et DA Winter, "Une évaluation des techniques de détermination dérivées utilisées pour l'analyse du mouvement", J. Biomech. 10 : 377–382, 1977.

- Trenholm, BG, DA Winter, D. Mymin et EL Lansdown, «Détermination par ordinateur du volume ventriculaire gauche à l'aide de la vidéodensitométrie», *Med. & Biol. Ing.* 10 : 163–173, 1972.
- Wells, RP, DA Winter, "Évaluation du signal et du bruit dans la cinématique des démarches normales, pathologiques et sportives", *Proc. 1ère conf. Canada. Soc. Biomech., Loco motion I*, London, Ont., 1980.
- Winter, DA, SA Malcolm et BG Trenholm, "Système de conversion en temps réel d'images vidéo d'événements physiologiques", *Proc. 21e conf. Ingénierie en médecine et biologie*, Houston, Texas, 1968.
- Winter, DA, RK Greenlaw et DA Hobson. "Analyse télévisuelle et informatique de la cinématique de la marche humaine", *Computers Biomed. Rés.* 5 : 498–504, 1972.
- Winter, DA, HG Sidwall et DA Hobson. "Mesure et réduction du bruit dans la cinématique de la locomotion", *J. Biomech.* 7 : 157–159, 1974.
- Winter, DA, AE Patla, MG Ishac et WH Gage. "Mécanismes moteurs de l'équilibre pendant la position debout silencieuse", *J. Electromyogr. Kinésiol.* 13 : 49–56, 2003.
- Woltring, HJ "Systèmes d'acquisition et de traitement de données dans le mouvement fonctionnel Analyse." *Minerva Orthop. Traumatol.* 38 : 703–716, 1987.
- Yu, B., D. Gabriel, L. Noble et K. An. "Estimation de la fréquence de coupure optimale pour le filtre numérique passe-bas de Butterworth", *J. Appl. Bioméch.* 15 : 318–329, 1999.