

UNIVERSITE DU QUEBEC

MEMOIRE PRESENTE A
UNIVERSITE DU QUEBEC A TROIS-RIVIERES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITE PHYSIQUE

PAR
ELISABETH BUREAUD

FREQUENCE LIMINALE DE FILMAGE POUR
L'ANALYSE BIOMECHANIQUE HUMAINE

AVRIL 1984

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RESUME

Différents systèmes de mesure sont actuellement disponibles pour l'étude du mouvement humain en biomécanique. Parmi ceux-ci, la cinématographie semble être une des méthodes les plus fréquemment employées.

Une consultation de certains travaux réalisés sur les techniques cinématographiques révèle que la fréquence de filmage est déterminée selon une gamme de critères très peu documentés. L'on constate également que le tournage se fait généralement à des fréquences élevées. Cependant, bon nombre de chercheurs n'exploitent qu'une fraction des images enregistrées. Ce fait nous semble paradoxal.

Est-ce que les analyses biomécaniques faites à partir d'un nombre plus restreint d'images sont affectées d'une perte de précision et, le cas échéant, comment peut-on quantifier la perte d'information encourue?

Cette étude se limite à vérifier l'existence d'une fréquence liminale de filmage permettant l'analyse d'un geste sportif. La bascule faciale sera étudiée et la fréquence liminale définie comme la plus basse fréquence de filmage qui permet l'enregistrement précis de ce geste.

Dans un premier temps, la bascule faciale a été filmée à une fréquence de 200 images par seconde (IPS) pour obtenir 491 images dans un intervalle de 2,45 secondes. Les coordonnées cartésiennes des différents centres articulaires ont été digitalisées et les positions angulaires obtenues pour les centres de masse des différents segments (avant-bras, bras, cuisse, jambe et pied). Afin de déterminer la perte d'information encourue par une réduction de la fréquence de filmage, trente-neuf

"pseudo-films" ont été constitués en sélectionnant une fraction particulière des images obtenues à la fréquence de filmage de 200 IPS. Ces fréquences étaient d'une image sur deux, une image sur trois, ... , et une image sur quarante pour produire des "films" correspondant à des fréquences de filmage de 100 IPS, 66,6 IPS, ... , et 5 IPS.

Ensuite, une interpolation linéaire a été faite à partir de ces pseudo-films pour les reconstituer à 491 images. Un estimé de la variance (mesures répétées) à 200 IPS et un estimé de l'erreur d'interpolation ont été calculés. Les différents pseudo-films ont été comparés au film original à l'aide d'une statistique d'ajustement, le carré moyen (CM). Enfin, une analyse spectrale a permis de calculer le pourcentage de contribution des fréquences ainsi que la fréquence maximale permettant la reconstitution du signal original à 99,1 pourcent.

Les résultats démontrent que le CM augmente lentement de 100 IPS à environ 30 IPS puis, subitement vers 10 IPS pour les cinq segments étudiés. Une borne inférieure et une borne supérieure, de la fréquence liminale de filmage, ont été établies aux fréquences de 8,5 IPS et 27 IPS respectivement. La fréquence liminale de filmage a été déterminée depuis le CM, une fois à l'oeil puis au moyen d'un intervalle de confiance de 0,75 selon un chi-carré, pour donner 17 IPS et 17,5 IPS. Enfin, le spectre de puissance révèle que le signal du membre inférieur aurait pu être filmé à une fréquence de 8 IPS tandis que celui du membre supérieur aurait pu être filmé à 24 IPS tout en recouvrant 99,1 pourcent du signal original. Ce qui voudrait dire une perte d'information de 0,9 pourcent. Considérant la réduction de la fréquence de filmage, de 200 IPS à 24 IPS, cette perte d'information est minime.

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier le Docteur Jacques Dessureault et le Docteur Louis Laurencelle du Département des Sciences de l'Activité Physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Le premier, pour m'avoir appuyée et suivie durant mon cheminement comme directeur de thèse et le second, pour l'aide fournie tout au long de l'analyse des résultats, sans quoi ce mémoire n'aurait pu être réalisé. Enfin, je voudrais remercier mes parents qui ont toujours su m'encourager à terminer le projet que j'avais entrepris.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
1. Fréquences de filmage servant à l'inscription sur film de la course à pied selon différents chercheurs	8
2. Rapport des fréquences de filmage au nombre d'images analysées	11
3. Pseudo-films: fréquence d'analyse, fréquence de "filmage", nombre de données interpolées et nombre de pseudo-films différents à chaque fréquence de "filmage"	28
4. Estimé de l'erreur d'interpolation selon la variance estimée à 200 IPS et l'ordre d'interpolation	40
5. CM des différents segments selon la fréquence du pseudo-film	41
6. CM moyen des différents segments selon la fréquence du pseudo-film	45
7. Fréquences liminales de filmage	50
8. Nombre de basses fréquences nécessaires pour recomposer chaque pourcentage de variance du signal pour chaque segment	61

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1. Site expérimental	19
2. Caméra Locam à droite, caméra Bell et Howell à gauche. La caméra Bell et Howell n'a pas été utilisée dans la présente étude	20
3. Le sujet, une fois les différents centres articulaires identifiés	22
4. Le geste de bascule faciale, exécuté sur la barre inférieure des barres asymétriques: filmé à 200 IPS, l'essai numéro quatre dure 2,45 secondes et comprend 491 images	32
5. Déplacement angulaire des segments du membre supérieur: avant-bras et bras	35
6. Déplacement angulaire des segments du membre inférieur: cuisse, jambe et pied	36
7. Carré moyen de l'avant-bras (A) et du bras (B) en fonction de la fréquence de filmage des dif- férents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS	42
8. Carré moyen du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C) en fonction de la fréquence de filmage des différents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS	43
9. CM moyen de l'avant-bras (A) et du bras (B) en fonction de la fréquence de filmage des dif- férents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS	46
10. CM moyen du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C) en fonction de la fréquence des dif- férents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS	47
11. Détermination de la fréquence liminale de fil- mage à l'oeil: (A) borne inférieure, (B) borne supérieure, (C) et (D) détermination de la fré- quence liminale à l'aide d'une droite	49

12.	Spectre de puissance de l'avant-bras (A) et du bras (B)	53
13.	Spectre de puissance du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C)	54
14.	Spectre de puissance démontrant une fréquence à 4 HZ (A) et une fréquence fractionnaire à 3,5 HZ (B)	63

TABLE DES MATIERES

	Page
RESUME	i
REMERCIEMENTS	iii
LISTE DES TABLEAUX	iv
LISTE DES FIGURES	v
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION	1
Problème	3
Objectifs et hypothèses	4
Cadre de l'étude	4
Limites de l'étude	4
II. RECENSION DES ECRITS	6
Fréquences de filmage suggérées	6
Sélection de la fréquence de filmage	7
Etudes cinématiques pertinentes	10
Analyse spectrale	13
Reconstitution du signal	14
Récapitulation	15
III. METHODOLOGIE	17
Sujets	17
Dispositif d'enregistrement	17
Site expérimental	18
Caméra	18
Séance de filmage	18

Préparation du sujet	18
Prises de vue	21
Extraction des données	23
Appareillage d'analyse	23
Préparation du film	23
Digitalisation	24
Analyse des données	24
Pseudo-film	25
Interpolation linéaire	26
Interpolation des pseudo-films	27
Carré moyen	29
Analyse spectrale	29
IV. RESULTATS	31
Description du geste	31
L'élan avant	31
Carpé	33
Rétropulsion	33
Positions angulaires	34
Représentation graphique	34
Membre supérieur	35
Membre inférieur	35
Estimé de la variance (200 IPS)	35
Estimé de l'erreur d'interpolation	38
Carré moyen des pseudo-films	39
Première image identique	39
Pseudo-films à fréquences (IPS) identiques	44

Fréquence liminale de filmage: bornes	
inférieure et supérieure	48
Chi-carré	51
Analyse spectrale	51
Spectre de puissance	51
Chi-carré	52
V. INTERPRETATION ET CONCLUSION	55
Estimé de l'erreur d'interpolation	55
CM moyen	57
Analyse spectrale	59
Conclusions et recommandations	64
ANNEXE	
A. Critères servant à la sélection de l'essai	67
B. Formule statistique pour estimer l'erreur	
d'interpolation	69
REFERENCES	72

CHAPITRE 1

Introduction

Différents systèmes de mesure sont actuellement disponibles pour l'étude du mouvement en biomécanique humaine. Parmi ceux-ci, la cinématographie semble l'une des méthodes les plus fréquemment employées, que ce soit dans le domaine de l'enseignement, de l'entraînement ou de la recherche en sport. La cinématographie est un instrument relativement commode pour l'utilisateur et très souple, pouvant servir lors de l'analyse qualitative ou quantitative d'un mouvement humain. On peut d'ailleurs l'utiliser seule ou comme technique auxiliaire, de concert avec d'autres systèmes d'enregistrement tels que la dynamographie, l'accélérométrie et l'électromyographie.

La cinématographie permet entre autres l'échantillonnage spatio-temporel des données de déplacement-temps. Par comparaison avec les autres systèmes de mesure, son atout est de permettre l'enregistrement d'un geste en situation compétitive ou en laboratoire, sans contraindre le sujet dans l'exécution de son mouvement. En effet, la cinématographie permet l'enregistrement du mouvement sans fixer d'appareillage sur le sujet, et même à son insu. Un document permanent de la performance, grâce auquel on peut procéder à loisir à une ou des analyses biomécaniques, demeure disponible.

Cependant la cinématographie comporte aussi certains désavantages. Parmi ceux-ci, il faut noter les erreurs de parallaxe, les erreurs de perspective inhérentes au système optique de la caméra, ainsi que les

erreurs provenant d'un mouvement effectué en trois dimensions mais enregistré sur deux.

Outre le filmage, la cinématographie implique une phase ultérieure d'extraction des coordonnées cartésiennes des différents segments du corps, la phase de "digitalisation": des erreurs provenant de l'opérateur lui-même au moment de l'extraction et d'autres erreurs imputables à l'imprécision des instruments de mesure s'ajoutent au passif de cette approche. Enfin, le temps consommé par la digitalisation et l'analyse subséquente des données obtenues devient souvent démesuré en raison du nombre élevé d'images que les chercheurs jugent nécessaire pour obtenir une description adéquate du geste. Bien que différents systèmes d'extraction et d'acquisition automatiques des données viennent compenser en quelque sorte ce désavantage, la consommation en heures-homme et le rendement s'avèrent souvent prohibitifs et certains y voient l'inconvénient principal de la méthode (Cavanagh, 1976; Grieve, Miller, Mitchelson, Paul et Smith, 1976; Miller et Nelson, 1973; Plagenhoef, 1971).

Au sujet des appareils d'enregistrement cinématographique, les caméras se divisent en trois grandes catégories selon la vitesse de tournage: les caméras permettant de tourner à une fréquence normale de 24 images par seconde (IPS), celles qui filment à des fréquences moyennes variant entre 64 IPS et 125 IPS et celles à hautes vitesses, permettant de filmer au-dessus de 150 IPS (Ketlinski, 1970).

L'utilisation d'une caméra à haute vitesse engendre des restrictions et des besoins spécifiques, notamment le coût élevé de la caméra, la nécessité d'un éclairage plus intense ainsi que l'utilisation de

longueurs plus considérables de film. A cet égard, mentionnons qu'un film de 30 mètres (16 mm) dure environ 95 secondes à une vitesse de tournage de 50 IPS mais qu'il ne dure que 27 secondes lorsque filmé à 150 IPS.

Est-ce que les avantages de tourner à vitesses élevées sont suffisamment bien établis pour compenser les coûts en temps et argent qui s'y rattachent?

Problème

Une consultation de certains travaux réalisés sur les techniques cinématographiques révèle que la fréquence de filmage est déterminée selon une gamme de critères très peu documentés. Il semble que souvent le chercheur opte pour une fréquence de filmage déterminée par des préférences personnelles ou simplement la disponibilité du matériel. L'on constate également que le tournage se fait généralement à des fréquences élevées. Cependant bon nombre de chercheurs n'exploitent qu'une fraction des images enregistrées, par exemple, une image sur deux ou une image sur trois. Ce fait nous semble paradoxal.

Le coût inhérent du film tourné à haute vitesse et l'inconvénient pratique qui en découle, seraient amoindris en filmant à des vitesses inférieures: c'est-à-dire en réduisant le nombre d'images filmées par seconde.

Est-ce que les analyses biomécaniques faites à partir d'un nombre plus restreint d'images sont affectées d'une perte de précision et, le cas échéant, comment peut-on quantifier la perte d'information encourue? Telles sont les préoccupations de base de la présente étude.

Objectifs et hypothèses

Les objectifs poursuivis par la présente étude sont donc, à travers l'analyse du film d'un geste sportif, les suivants:

1. de déterminer la fréquence liminale de filmage permettant de reproduire la bande réelle d'information qui décrit le mouvement sportif sous étude, et
2. de quantifier la perte d'information encourue par une réduction ultérieure de la fréquence de filmage.

A titre secondaire les hypothèses suivantes sont avancées:

1. la fréquence de filmage ordinairement choisie pour l'enregistrement d'une classe de mouvements donnée est souvent trop élevée, et
2. la fréquence de filmage liminale varie quelque peu selon le segment du corps sous étude.

Cadre de l'étude

Cette étude est limitée à l'analyse bi-dimensionnelle d'un mouvement de gymnastique artistique, "la bascule faciale", exécuté comme entrée sur la barre inférieure aux barres asymétriques. L'exécution à pieds joints rend ce mouvement parfaitement symétrique dans le plan sagittal.

Afin de réduire les variations personnelles d'interprétation, le même opérateur sera chargé de la digitalisation des coordonnées cartésiennes des différents centres articulaires. Les différentes positions angulaires obtenues pour le bras, l'avant-bras, la cuisse, la jambe et le pied seront retenues comme données pour fins d'analyse.

Limites de l'étude

Cette étude se limite à vérifier l'existence d'une fréquence de

filmage liminale permettant l'analyse cinématique d'un geste sportif. La démonstration d'une telle fréquence liminale de filmage pour le geste étudié ci-haut présuppose l'existence d'une fréquence liminale pour tout autre mouvement humain.

Il est possible que cette fréquence liminale soit unique pour une multitude de mouvements semblables à celui étudié. Par contre, il serait inapproprié de présumer l'existence d'une seule fréquence liminale déterminant la fréquence de filmage qui permette l'analyse cinématique de n'importe quel geste, en particulier pour les mouvements faisant appel à des situations d'impact.

La présente étude n'est qu'une première exploration dans la problématique des fréquences liminales. L'influence des mouvements ultra rapides ou des impacts sur la fréquence liminale dépasse les bornes du présent travail.

CHAPITRE 2

Recension des écrits

Plusieurs travaux publiés au cours de la dernière décennie traitent de l'utilisation des techniques cinématographiques pour l'analyse cinématique du mouvement humain (Grieve et coll, 1976; Miller et Nelson, 1973; Plagenhoef, 1971). La majorité de ces recherches concerne des facteurs peu pertinents pour la présente étude et vise une fonction particulièrement pratique: la préparation et l'identification du sujet, le choix de la lentille et du type de film à utiliser, le placement de la caméra, le système d'étalonnage et de chronométrage, l'éclairage et la préparation du site expérimental (Grieve et coll, 1976; Miller et Nelson, 1973; Plagenhoef, 1971). Quant à la sélection de la fréquence optimale de filmage, peu d'études abordent ce problème, à savoir, de déterminer le nombre minimum d'images par seconde permettant l'analyse cinématique précise du mouvement sous étude.

Fréquences de filmage suggérées

La sélection d'une fréquence de filmage particulière semble dépendre de ce que l'on désire analyser. Ainsi, selon Grieve et coll. (1976), l'utilisation de fréquences au-dessus de 300 IPS pour l'inscription de la majorité des gestes sportifs est futile. Par contre, l'analyse détaillée d'une situation d'impact prescrit une vitesse de tournage au-delà de 300 IPS puisque l'impact et ses conséquences peuvent être de très brève durée. Dans ce cas l'utilisation de hautes vitesses permet d'enregistrer et, en fait, d'étudier les moindres détails de l'impact

(Grieve et coll, 1976).

Plusieurs auteurs préconisent la réalisation de la majorité des analyses cinématiques selon des vitesses de tournage entre 32 IPS et 100 IPS (Grieve et coll, 1976; Northrip, Logan et McKinney, 1974; Plagenhoef, 1971). En effet, les fréquences suivantes sont conseillées dans une publication diffusée par Eastman Kodak: 16 IPS pour l'étude de la marche, 96 IPS pour l'analyse du mouvement des touches d'une machine numéro-mécanique et 215 IPS pour l'étude du mouvement de recul suivant un coup de pistolet automatique. Winter et Wells (1978) préconisent l'utilisation de 30 IPS et 60 IPS pour l'analyse cinématique de la marche et la course à pied. Par ailleurs, Plagenhoef (1971) recommande de filmer à 24 IPS pour les mouvements lents (la marche), à au moins 64 IPS pour les mouvements rapides (les lancers), et à 80 IPS pour les mouvements très rapides (balle de golf après impact), indications reprises par Northrip et coll. (1974). Selon ces derniers, les gestes sportifs exécutés à hautes vitesses peuvent être inscrits à des fréquences de filmage variant entre 64 IPS et 80 IPS.

Sélection de la fréquence de filmage

L'examen de plusieurs études réalisées sur la course à pied par la cinématographie révèle que la fréquence de filmage est choisie selon une gamme de critères fort mal définie sinon, presque inexistante. Notons d'abord, en faisant référence au Tableau 1, la diversité des vitesses de tournage exploitées. Ces dernières varient de 10 IPS (Murase, Hoshikawa, Amano, Ikegami et Matsui, 1981) à 206,2 IPS (Bates, Osternig, Mason et James, 1978) et ce, pour l'inscription d'un même geste, la course à pied.

La fréquence de filmage la plus souvent utilisée, parmi les diverses

Tableau 1
Fréquences de filmage servant à l'inscription sur film
de la course à pied selon différents chercheurs

Auteurs	Fréquence de filmage (IPS)
Adriane et Kreighbaum (1973)	64
Bates et Haven (1974)	100
Bates, Osternig, Mason et James (1978)	199,6 à 206,2
Cavanagh, Pollack et Landa (1977)	100
Dillman (1974) **	160 **
Elliot et Roberts (1980)	100
Fukunaga, Matsuo, Yuasa, Fujimatsu et Asahina (1978)	100 à 200
Girardin et Roy (1974)	100
Kaneko, Ito, Fuchimoto et Toyooka (1981) **	200 **
Luhtanen et Komi (1978)	100
Murase, Hoshikawa, Yasuda, Ikegami et Matsui (1976)	30
Murase, Hoshikawa, Amano, Ikegami et Matsui (1981)	10 à 64
Nelson et Gregor (1976)	160
Payne (1978)	45
Roy (1982)	100

**Ces chercheurs n'ont pas utilisé toutes les images filmées pour fins d'analyse.

fréquences répertoriées dans le Tableau 1, est de 100 IPS, ce nonobstant les recommandations de Northrip et coll. (1974), Plagenhoef (1971) et Winter et Wells (1978), soit de 60 IPS à 80 IPS pour l'inscription de la course à pied.

On peut se demander si certains chercheurs considèrent la course à pied comme un geste dépassant les bornes de ce que l'on qualifie généralement de "mouvement rapide": sinon comment expliquer l'inscription du mouvement à des fréquences de filmage supérieures à 80 IPS.

Considérons que la vitesse de tournage utilisée doit produire un enregistrement précis, permettant l'analyse détaillée du mouvement. Alors, comment peut-on définir et même obtenir un enregistrement précis?

Deux critères semblent délimiter la précision d'un enregistrement cinématographique. Premièrement, la mise au point de l'image qui dépend du facteur d'obturation et du nombre d'images filmées par seconde afin d'éviter le flou, sur l'image filmée, du segment se déplaçant le plus rapidement (Miller et Nelson, 1973; Plagenhoef, 1971). Dans un deuxième temps, selon la croyance populaire, il semble qu'un film tourné à 200 IPS fournit une précision supérieure au film tourné à 50 IPS, l'analyse étant basée sur une quantité plus grande d'images.

Etant donné la difficulté de quantifier "l'information" contenue sur une image, la sélection de la fréquence de filmage dépend alors de l'intuition, des habitudes et/ou du matériel disponible. Selon Winter (1979), l'erreur ne serait pas de filmer à des vitesses trop basses mais plutôt de tourner à des fréquences trop élevées en espérant réduire les risques de perte d'information.

Ainsi, certains chercheurs filment la course à pied à des vitesses

très élevées pour n'analyser par la suite qu'une fraction des images filmées (Tableau 1: Dillman, 1974; Kaneko, Ito, Fuchimoto et Toyooka, 1981). Ce phénomène paradoxal se voit répété lors de l'analyse de mouvements autres que la course à pied (Tableau 2). L'on observe entre autres le départ en sprint et la bascule en gymnastique artistique, filmés à des fréquences respectives de 200 IPS et 62 IPS tandis que les auteurs n'utilisent qu'une image sur cinq (40 IPS) et une image sur dix (6,2 IPS) pour fins d'analyse (Bauman, 1976; Hough, 1970). La fréquence de filmage moyenne est de 106,5 IPS tandis que la fréquence moyenne des images analysées se situe autour de 33,7 IPS (Tableau 2). Comment justifier cette procédure?

Doit-on en déduire que lorsqu'on tourne à des hautes vitesses, il nous serait possible de n'utiliser que toutes les troisièmes ou les quatrièmes images pour fins d'analyse? Selon Miller et Nelson (1973), oui, suivant l'importance du déplacement ayant lieu dans l'intervalle temporel sous investigation. Alors, une question se pose: l'enregistrement à haute vitesse est-il réellement nécessaire pour la réalisation des études cinématiques du mouvement humain?

Etudes cinématiques pertinentes

Eberhart et Inman entreprennent en 1951 une étude de certains facteurs cinématiques concernant la marche humaine. Utilisant la cinématographie comme méthode d'inscription des données, la vitesse de tournage est fixée à 48 IPS. Convaincus d'avoir raté certains détails importants du geste, ils refont la même étude en filmant, cette fois-ci, à des fréquences variant entre 400 IPS et 700 IPS. Les résultats de cette deuxième étude révèlent que l'utilisation de vitesses supérieures à 48 IPS n'ajoute

Tableau 2
Rapport des fréquences de filmage
au nombre d'images analysées

Auteur	Mouvement	Fréquences des images	
		filmées	: analysées
Bauman (1976)	départ en sprint	200 IPS	40,0 IPS
Dillman (1974)	course à pied	160 IPS	53,3 IPS
Dillman et Nelson (1968)	saut à la perche	64 IPS	12,8 IPS
Flowers (1978)	bascule faciale	64 IPS	8,0 IPS
Fukashiro, Iimoto, Kobayashi et Miyashita (1981)	triple saut	100 IPS	33,3 IPS
George (1967)	bascule faciale	64 IPS	12,8 IPS
Hough (1970)	bascule faciale	62 IPS	6,2 IPS
Kaneko et Yamazaki (1978)	cyclisme	64 IPS	32,0 IPS
Kaneko, Ito, Fuchimoto et Toyooka (1981)	course à pied	200 IPS	100,0 IPS
McLaughlin, Lardner et Dillman (1978)	haltérophilie	97 IPS	32,5 IPS

aucune information supplémentaire aux données quantitatives de déplacement obtenues pour les différents segments du corps. Ils postulent que l'unique avantage de films tournés à haute vitesse serait de capter les mouvements saccadés qui apparaissent couramment chez les amputés ou les gens souffrant de paralysie. Ces mouvements sont souvent très restreints en termes d'amplitude et de ce fait, étant donné qu'ils sont difficiles à circonscrire, peuvent engendrer des erreurs de mesure importantes. Par conséquent, l'interprétation judicieuse de ces données s'avère difficile, voire impossible.

En 1972 Smith réalise une étude sur le saut en longueur: départ debout à pieds joints. Un des objectifs poursuivis par son étude est de comparer les résultats enregistrés à différentes vitesses de tournage pour le même mouvement (saut en longueur). Le geste initialement filmé à 224 IPS est reconstitué en échantillonnant une image sur quatre, cinq, six, dix et vingt, ce qui lui fournit cinq "pseudo-films" de 56 IPS, 44,3 IPS, 37,3 IPS, 22,4 IPS et 11,2 IPS respectivement. Les courbes de déplacement, vitesse, accélération et de force sont calculées pour le centre de gravité du corps ainsi que les centres de masse des différents segments.

L'analyse des cinq pseudo-films, du film original (224 IPS) et des données recueillies à l'aide d'une plate-forme de force, révèle que le geste aurait pu être enregistré selon une fréquence de filmage de 11,2 IPS. De plus, Smith (1972) écrit que la courbe d'accélération, inscrite depuis le film de 224 IPS, ne supporte pas l'intuition générale qui voudrait que l'on obtienne une information plus exacte en filmant à des fréquences plus élevées. Selon lui, les effets provoqués par l'applica-

tion d'un très fort lissage aux données du film original sont obtenus avec beaucoup moins d'effort ainsi qu'une économie appréciable de temps et de matériel, lorsque la fréquence de filmage est réduite en-dessous de 224 IPS.

En conclusion, Smith (1972) déclare que si une activité énergétique, tel le saut en longueur, peut être analysée de façon satisfaisante en filmant à une fréquence d'environ 11 IPS, la plupart des autres gestes sportifs peuvent être analysés en utilisant des vitesses de tournage également basses.

Ces très basses fréquences semblent, à première vue, inacceptables. Le fait demeure néanmoins qu'à des vitesses de tournage élevées, et avec un lissage subséquent des données de déplacement, l'on n'obtient pas plus d'information (Smith, 1972; Winter et Wells, 1978).

Analyse spectrale

Si l'on considère la course à pied comme un mouvement de type répétitif, le déplacement angulaire du pied effectuant une foulée complète représente un cycle complet d'un signal périodique alors que dans le saut en longueur, le déplacement angulaire du pied est non-répétitif, produisant un signal apériodique (Jacobs, Skorecki et Charnley, 1972).

L'extraction des coordonnées cartésiennes sur film donne une série de mesures spatiales définies dans un intervalle de temps déterminé. Ces données discrètes constituent le "signal", périodique ou apériodique, qui représente le déplacement d'un ou plusieurs segments du corps. Ce signal, dont la fonction mathématique exacte est inconnue, peut être reproduit à l'aide de certaines techniques numériques (Considine, 1976; Hamming, 1962; Lanczos, 1967).

Reconstitution d'un signal

Tout signal peut être décomposé mathématiquement en une série de Fourier comprenant un certain nombre de termes sinusoidaux. Chacun de ces termes est caractérisé par une fréquence, une amplitude et une phase qui lui sont particulières (Considine, 1976; Hamming, 1962; Lanczos, 1967).

Le nombre de termes sinusoidaux de la série de Fourier nécessaires à la reconstitution d'un signal biomécanique dépend de la complexité du signal ainsi que du degré de précision voulu. Par exemple, le signal produit par une fonction mathématique connue à priori, ayant un terme sinusoidal, peut être représenté par une seule combinaison fréquence-amplitude-phase (Lanczos, 1967). Par contre, le déplacement angulaire du pied, lors d'une foulée complète à la marche, ne peut être reproduit en totalité avec un seul terme sinusoidal (Brandell et Williams, 1974; Winter, Sidwall et Hobson, 1974; Winter et Wells, 1978). L'utilisation d'une série de Fourier permet d'ajouter d'autres fréquences (termes sinusoidaux) rattachées à la fréquence fondamentale (terme sinusoidal de base, F_0) et de rendre l'approximation du signal plus exacte (Hamming, 1962, Jacobs et coll, 1972; Lanczos, 1967).

La fréquence fondamentale (F_0) représente la plus basse fréquence mesurable dans un signal échantillonné (Considine, 1976). A celle-ci peuvent être ajoutées d'autres fréquences (F_i) qui sont des multiples de la fréquence fondamentale (F_0). Chacune de ces fréquences (F_i) se retrouve dans un intervalle nommé "la bande des fréquences" (Hamming, 1962; Lanczos, 1967). La largeur de cette bande varie avec la fréquence d'échantillonnage (Considine, 1976; Lees, 1980). En augmentant la fréquence d'échantillonnage l'on élargit la bande de fréquences, ce qui conduit à un nombre

accru de termes sinusoïdaux disponibles pour reconstituer le signal.

En cinématographie la largeur de la bande de fréquences est déterminée par la vitesse de tournage. En augmentant la vitesse de tournage on élargit la bande de fréquences. D'où l'idée, qu'un film tourné à haute vitesse permet une approximation plus exacte puisqu'il y a plus de fréquences pouvant contribuer à la reconstitution du signal suite à la digitalisation du film.

Cependant, dans les gestes sportifs étudiés en biomécanique, les basses fréquences (4 à 5 cycles par seconde (HZ)) représentent le signal du déplacement alors que les hautes fréquences semblent être le reflet des erreurs expérimentales et autres contaminations de ce signal (Lees, 1980; Smith, 1972; Winter et coll, 1974). Donc, sauf exception, la contribution des hautes fréquences à la reconstitution du signal réel devrait tendre vers zéro (Jacobs et coll, 1972).

De ce fait, le signal original peut être reproduit précisément en ne s'en tenant qu'aux basses fréquences: on peut ainsi envisager de ne filmer qu'à des vitesses relativement lentes (Lees, 1980; Smith, 1972; Winter et Wells, 1978; Winter, 1979). A cet égard, Winter et Wells (1978) filment la marche et la course à pied à 30 IPS et à 60 IPS respectivement tout en admettant que leur échantillonnage est de cinq fois plus précis que ne le nécessiterait la fréquence maximale d'intérêt dans le signal.

Recapitulation

La sélection d'une fréquence de filmage dépend de ce que l'on veut analyser et la fréquence choisie doit procurer l'enregistrement exact du mouvement sous étude. L'enregistrement est considéré exact si le nombre d'images est suffisamment élevé pour inscrire le mouvement et si les

images sont claires. Mises à part ces deux recommandations:

1. il ne semble pas exister de critères reconnus permettant d'établir ou de choisir la vitesse de tournage selon le mouvement sous étude,
2. des vitesses de filmage élevées sont généralement choisies pour se donner une certaine marge de sécurité mal définie;
3. pour des raisons pratiques d'économie, souvent le pourcentage d'images analysées par rapport aux images filmées est restreint, et
4. les quelques études qui traitent de la vitesse requise de filmage s'accordent à préconiser des vitesses de filmage assez basses: de 11 IPS à 60 IPS pour le saut en longueur, la marche et la course à pied.

CHAPITRE 3

Méthodologie

Sujets

Une gymnaste, membre d'un club privé de la municipalité de Trois-Rivières, a participé comme sujet non rémunéré à la présente étude. Lors de la séance de filmage, le sujet avait 15 ans, mesurait 162 cm et pesait 50,5 kg. Suite à la période d'enregistrement, la gymnaste a participé aux Championnats Provinciaux 1981-82 du Programme Compétitif de Développement Féminin Québécois¹ dans la catégorie Cadette A² où elle se classa première aux barres asymétriques.

Dispositif d'enregistrement

L'équipement nécessaire à la séance de tournage consistait en une paire de barres asymétriques Spieth-Anderson, trois tapis de 2,20 m par 1,20 m par 5 cm d'épaisseur, trois tapis de 3,00 m par 1,50 m par 30 cm d'épaisseur, un tableau noir, une mesure-étalon de 0,914 m, six lampes quartz de 600 watts chacune, un trépied Hercules, une caméra Locam 16 mm et un posemètre Sekonic.

¹Au Québec, la gymnastique artistique féminine est divisée en deux volets compétitifs. Le premier, programme de performance, est réservé à l'élite. Le volet développement par contre, permet à toute gymnaste n'ayant pas accès aux meilleures conditions d'entraînement de faire de la compétition suivant quelques modifications des exigences internationales.

²La catégorie Cadette A est réservée aux meilleures gymnastes âgées de 14 à 16 ans, dans le programme de développement. Il existe aussi des Cadettes B et C ayant des normes de performance moins élevées.

Site expérimental Les barres asymétriques étaient installées dans le gymnase du Pavillon Michel-Sarrazin de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Les trois tapis de 2,20 m X 1,20 m X 5 cm recouvraient la surface de réception en-dessous de l'engin tandis que les trois autres tapis reposaient contre le mur afin de créer un arrière-plan contrastant avec le sujet filmé. Le tableau noir placé derrière les barres asymétriques servait à indiquer la date et le numéro de l'essai. L'éclairage normal du gymnase étant jugé insuffisant pour l'inscription du mouvement à hautes vitesses, six lampes de 600 watts chacune ont été installées, trois de chaque côté, obliquement en avant des barres asymétriques et en dehors du champ de vision de la caméra (Figure 1). La caméra Locam était montée sur une plaque métallique déjà fixée sur le trépied (Figure 2).

Caméra La caméra Locam, modèle 51, est actionnée par un moteur qui permet de filmer jusqu'à 500 IPS avec une précision de plus ou moins un pourcent. Cette caméra est munie d'un obturateur rotatif, ajustable entre 0 et 160 degrés. En plus, une miniscule diode lumineuse, réglable aux fréquences de 10, 100 et 1000 HZ, est incorporée au mécanisme interne de la caméra et marque le côté droit du film pour permettre la calibration réelle de la vitesse de tournage.

Séance de filmage

Préparation du sujet Le sujet vêtu d'un maillot sans manches, les cheveux attachés, avait des "mouches" apposées aux centres articulaires suivants: poignet, coude, épaule, hanche, genou et cheville. De plus, deux mouches supplémentaires étaient placées sur le talon et le centre articulaire métatarso-phalangien du petit orteil afin de faciliter l'identifica-

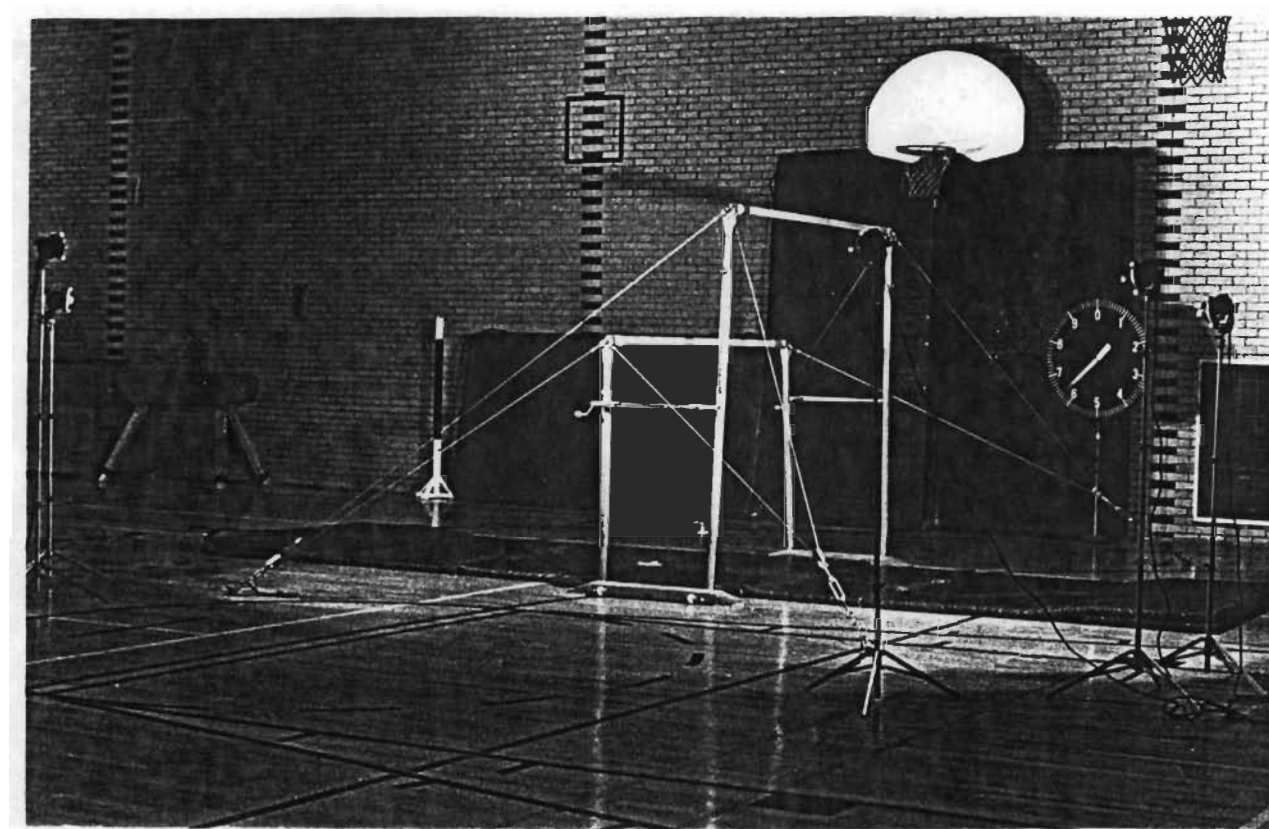


Figure 1. Site expérimental

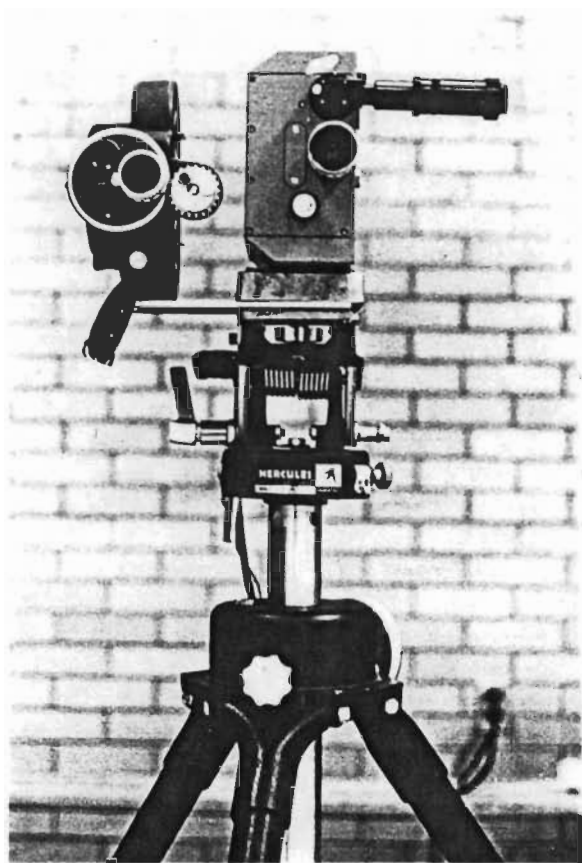


Figure 2. Caméra Locam à droite, caméra Bell et Howell à gauche.
La caméra Bell et Howell n'a pas été utilisée dans la présente étude.

tion du pied (Figure 3).

Une fois les centres articulaires identifiés, la gymnaste s'est échauffée pendant une vingtaine de minutes. Cet échauffement consistait en une légère mise en train ainsi que plusieurs répétitions du mouvement de bascule faciale, exécuté comme entrée sur la barre inférieure des barres asymétriques.

Des consignes verbales concernant l'exécution du mouvement ont été données au sujet: jambes tendues et collées, les pieds pointés et les bras tendus durant toute l'exécution du mouvement. Enfin, le sujet devait terminer la bascule faciale en appui facial sur la barre inférieure.

Prises de vue La caméra était munie d'une lentille de 25 mm centrée sur la barre inférieure, perpendiculairement au plan d'action principal. La distance caméra-sujet était de 12 m et la hauteur de l'objectif de 1,245 m. Trente mètres de film noir et blanc, Kodak Tri-X réversible, furent utilisés pour l'inscription du geste. L'obturateur rotatif était ouvert à 120 degrés, l'ouverture du diaphragme (F-stop) réglée à 1,4 et la diode lumineuse de calibration à une fréquence d'allumage de 10 impulsions par seconde.

L'étalon de mesure, placé au milieu du plan principal de mouvement, a été filmé au début et à la fin de la séance de tournage permettant de définir l'échelle de conversion des données extraites sur Gradicon en données réelles.

Six essais ont été filmés à une fréquence de 200 IPS. La mise en marche de la caméra se faisait deux secondes avant le début du mouvement afin d'atteindre la vitesse de tournage requise pour l'enregistrement du geste.

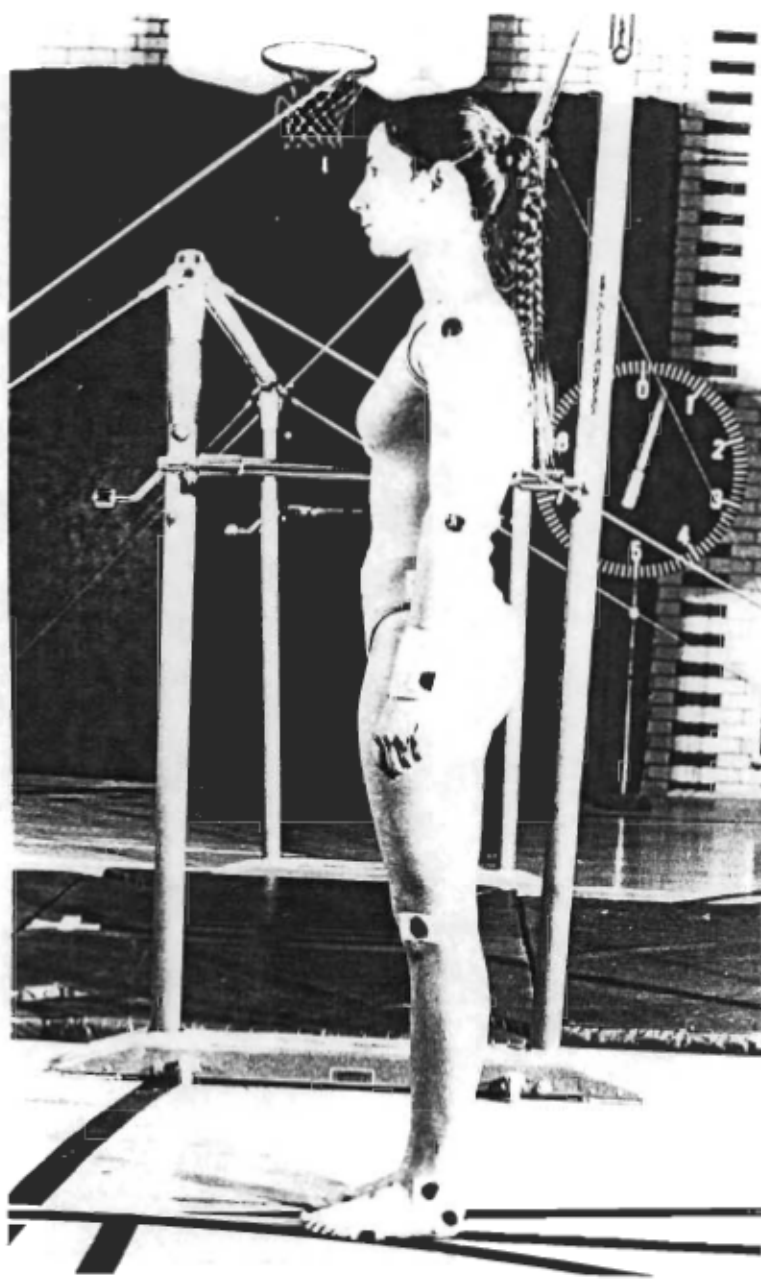


Figure 3. Le sujet, une fois les différents centres articulaires identifiés.

Extraction des données

Le film, une fois développé, a été projeté et seul l'essai démontrant la meilleure exécution technique, selon une gamme de critères déterminés d'après les études de Flowers (1978) et Hough (1970), le livre de George (1980) et un document publié par la Fédération de Gymnastique du Québec (1979)¹ fut retenu pour l'analyse².

Appareillage d'analyse Les données furent extraites à l'aide d'un projecteur 16 mm, Photo Optical Data Analyser, modèle 224 A et d'un système GRADICON (GRAPHic to DIGital CONverter).

Ce convertisseur graphique-numérique comporte trois unités principales: une table de 0,915 m par 1,22 m, inclinable jusqu'à 90 degrés, sur laquelle les images du film sont projetées, une console de conversion ainsi qu'une perforatrice de cartes. Un curseur extrêmement sensible, intégré à la table permet l'extraction des coordonnées cartésiennes selon sa position sur une grille codée. Le point zéro de l'abscisse et de l'ordonnée sur la grille est déterminé à priori par l'utilisateur. Les données extraites sont ensuite transmises, par l'intermédiaire de la console de contrôle, sur des cartes perforées.

Préparation du film La première et la dernière image de la séquence ont été établies comme suit: contact initial de la main sur la barre (première image) et l'instant où le centre articulaire de la hanche

¹Document publié en Novembre 1979 par la Fédération de Gymnastique du Québec, intitulé "Guide d'évaluation des tests du programme Pré-élite féminin".

²La gamme de critères utilisée lors de la sélection de l'essai pour l'étude se retrouve en annexe A.

passé à la verticale de la barre inférieure en appui facial (dernière image).

Chaque dixième image a été marquée d'un point de repère en marge droite pour faciliter l'étude séquentielle ultérieure. La vitesse réelle de tournage a été établie à partir des marques imprimées par la diode lumineuse ce qui a confirmé une vitesse de tournage exacte de 200 IPS. La séquence totale analysée comprenait 491 images à un intervalle de 0,005 seconde entre deux images successives pour une durée totale du geste de 2,45 secondes.

Digitalisation Le film a été projeté perpendiculairement à la table verticale, une image à la fois, en respectant un rapport grandeur réelle/grandeur de l'image projetée de 5 à 1.

Les coordonnées cartésiennes ont été extraites pour chaque image de l'exercice aux points suivants: bout de la main, le poignet, le coude, l'épaule, puis le bout du pied, la cheville, le genou et la hanche en ordre ascendant. Comme le mouvement était symétrique dans le plan sagittal, mais que seul le côté droit du sujet était visible, nous avons postulé un côté gauche en extrayant les mêmes coordonnées, aux mêmes points, mais en ordre descendant. Le changement de direction se faisait à l'épaule et à la hanche. Ceci a donc résulté en deux séries de 491 données brutes pour chaque segment sur cartes perforées: droit(1) et droit(2)(faux gauche). La digitalisation de cet essai a pris environ 10 heures sur un système semi-automatique.

Analyse des données

Les deux séries de données brutes ont été analysées selon les modalités du programme "Filmdat", conçu et développé par Bates (1973) et adapté

par la suite au Centre de calcul de l'Université du Québec à Trois-Rivières en 1975.

Ce programme d'analyse bi-dimensionnelle nous permet de définir les positions angulaires par rapport à l'horizontale, l'angle étant calculé, de la droite joignant l'articulation proximale au centre de masse du segment par rapport à la droite horizontale, dans le sens anti-horaire. Nous obtenons ainsi les positions angulaires du centre de masse de la main, l'avant-bras, le bras, le pied, la jambe et la cuisse pour les côtés droit(1) et droit(2).

Pseudo-films A l'instar de Smith (1972), trente-neuf "pseudo-films" ont été constitués en sélectionnant une fraction particulière des images obtenues à la fréquence de filmage de 200 IPS. Ces fractions étaient: 1:2, c'est-à-dire une image sur deux ou chaque deuxième image, 1:3, 1:4, 1:5, ... , 1:38, 1:39 et 1:40. En incluant le film de référence à sa fréquence de 200 IPS, nous disposons donc de "films" correspondant à des fréquences de filmage de 200 IPS, 100 IPS, 66,6 IPS, 50 IPS, 40 IPS, ... , 5,3 IPS, 5,1 IPS et 5 IPS, ce qui semblait représenter un échantillon réaliste des fréquences de filmage possibles.

Les 40 films (film de référence et 39 pseudo-films) ainsi obtenus sont quasi identiques. La fréquence de filmage est la seule variable puisque l'essai filmé et la position de la caméra sont les mêmes pour chacun des films.

L'effet provoqué par la réduction de la fréquence de filmage peut être observé en comparant les différents graphiques, représentatifs des courbes de positions angulaires des différents segments, du film de référence (200 IPS) à celles des pseudo-films. Mais ceci ne fournit qu'une

indication peu précise. Nous tenterons plutôt d'effectuer une comparaison quantifiée entre les pseudo-films et le film original (200 IPS). Mais comment compare-t-on des données réelles (film original) à des données nonexistantes, celles correspondantes aux images inutilisées lors de la création des pseudo-films?

Interpolation linéaire Nous postulons que les "données" interpolées sur une ligne droite, tracée entre deux données consécutives provenant du film de référence (200 IPS), ne modifient aucunement le "contenu d'information" du dit pseudo-film. Par conséquent, on peut reconstituer des films de 491 données, ou des films à pseudo-fréquence de 200 IPS, à partir des différents pseudo-films, ce qui permet d'évaluer la perte d'information encourue lors de la réduction de la fréquence de filmage.

Les techniques d'interpolation linéaire permettent de trouver les valeurs manquantes pour une fonction continue $f(x)$, définie pour une table numérique. Il s'agit d'évaluer une ou plusieurs valeurs de la fonction pour x comprises entre deux bornes a et b , répertoriées dans la table. La méthode linéaire consiste à remplacer la fonction $f(x)$ par un polynôme $P(x)$ du premier degré, soit:

$$P(x) = Ax + B$$

tel que:

$$P(a) = f(a) \text{ et } P(b) = f(b)$$

pour les constantes A et B :

$$P(a) = Aa + B \text{ et } P(b) = Ab + B$$

en solutionnant pour A et B :

$$A = \frac{f(b) - f(a)}{b - a} \quad \text{et} \quad B = \frac{bf(a) - af(b)}{b - a}$$

on vérifie immédiatement que:

$$f(x) = P(x) = f(a) + \frac{x - a}{b - a} |f(b) - f(a)|$$

si $H = b - a$ et $D = f(b) - f(a)$, alors:

$$P(x) = f(a) + \frac{x - a}{H} D$$

Interpolation des pseudo-films Une image sur deux, deux sur trois, trois sur quatre, ... , jusqu'à trente-neuf sur quarante ont été interpolées en référant au film original (200 IPS), pour les pseudo-films de 100 IPS, 66,6 IPS, 50 IPS, ... , et 5 IPS respectivement (Tableau 3).

L'interpolation a procédé de deux façons. Dans un premier temps l'image initiale pour chaque pseudo-film, de 100 IPS à 5 IPS, était la première image du film original (200 IPS). Dans un deuxième temps l'interpolation linéaire a été recommencée N fois avec l'image X_i comme point de départ: N correspondait au nombre de "données" qu'il fallait interpoler et i était égale à 1 jusqu'à N ($i = 1$ à N). Ceci permet la formation et l'utilisation d'un nombre accru de pseudo-films pour fins d'analyse.

Par exemple, une fraction d'une image sur quatre (1:4), à la fréquence de référence de 200 IPS, produit quatre pseudo-films différents de 50 IPS: l'interpolation du premier pseudo-film débute avec la première image du film original (200 IPS). L'interpolation du deuxième pseudo-film commence par la deuxième image du film de 200 IPS. L'interpolation du troisième pseudo-film débute à la troisième image du film de référence (200 IPS) tandis que l'interpolation du quatrième pseudo-film de 50 IPS part de la quatrième image du film original (200 IPS).

Tableau 3

Pseudo-films: fréquence d'analyse, fréquence de "filimage",
nombre de données interpolées et nombre de pseudo-films dif-
férents à chaque fréquence de "filimage"

Images analysées	Fréquence de filimage (IPS)	Nombre de données à interpoler	Nombre de pseudo-films à chaque fréquence (IPS)
1:2	100,0	1	2
1:3	66,6	2	3
1:4	50,0	3	4
1:5	40,0	4	5
1:6	33,3	5	6
1:7	28,6	6	7
1:8	25,0	7	8
1:9	22,2	8	9
1:10	20,0	9	10
1:11	18,2	10	11
1:12	16,6	11	12
1:13	15,3	12	13
1:14	14,2	13	14
1:15	13,3	14	15
1:16	12,5	15	16
1:17	11,8	16	17
1:18	11,1	17	18
1:19	10,5	18	19
1:20	10,0	19	20
1:21	9,5	20	21
1:22	9,1	21	22
1:23	8,7	22	23
1:24	8,3	23	24
1:25	8,0	24	25
1:26	7,7	25	26
1:27	7,4	26	27
1:28	7,1	27	28
1:29	6,9	28	29
1:30	6,6	29	30
1:31	6,5	30	31
1:32	6,3	31	32
1:33	6,1	32	33
1:34	5,9	33	34
1:35	5,7	34	35
1:36	5,6	35	36
1:37	5,4	36	37
1:38	5,3	37	38
1:39	5,1	38	39
1:40	5,0	39	40

Cette seconde approche, éliminant l'arbitraire du choix de l'image initiale, avait pour but premier d'obtenir une courbe moyenne d'ajustement plus lisse.

Carré moyen Une analyse des courbes de déplacement-temps a été faite entre les pseudo-films et le film original (200 IPS). Ces courbes ont été comparées entre elles au moyen d'une statistique d'ajustement, soit le carré moyen (CM) qui s'établit comme suit:

$$CM = \sum d_i^2 / N$$

Les différences (d_i) calculées entre le point observé (film original de 200 IPS) et le point interpolé (pseudo-film) sont élevées au carré (d_i^2) afin d'empêcher les différences négatives et positives de s'annuler. Ensuite on additionne toutes les différences qui sont élevées au carré et on divise cette somme par le nombre d'observations (N).

Pour un segment donné, nous prévoyons que la statistique du CM, de valeur zéro par définition pour 200 IPS, demeure stable jusqu'à une fréquence moindre de X IPS à partir de quoi le CM devrait augmenter positivement, témoignant d'une dégradation progressive d'information à des fréquences trop basses. C'est cette fréquence de X IPS que nous convenons de nommer la "fréquence liminale de filmage" pour le geste et le segment considéré.

Analyse spectrale La vérification principale, décrite au paragraphe précédent, a été appuyée par une analyse complémentaire. Cette analyse consiste en la décomposition spectrale du geste filmé à 200 IPS pour chaque segment, au moyen d'une analyse de Fourier. Par cette décomposition nous avons pu déterminer les fréquences significatives impliquées

dans le geste et estimer le pourcentage de variance contribué par chaque fréquence dans la composition du signal original et ce, pour chaque segment étudié. Ceci nous a permis de cerner d'une autre façon la fréquence liminale de filmage empiriquement démontrée par le CM.

CHAPITRE 4

Résultats

Le présent chapitre est divisé en quatre parties. La première donne une description du geste tandis que la deuxième traite des données de base, c'est-à-dire les positions angulaires. Enfin, la détermination de la fréquence liminale de filmage est présentée dans les deux dernières sections. On s'intéresse à la détermination de la fréquence liminale d'abord par l'approche du carré moyen (CM), puis selon l'analyse spectrale.

Description du geste

La bascule faciale aux barres asymétriques se divise en trois phases principales: l'élan avant, le carpé et la rétropulsion (Figure 4).

L'élan avant Cette phase débute avec la gymnaste debout à environ un mètre, face à la barre inférieure et se termine lorsque le corps est en pleine extension après avoir passé sous la barre (image 190).

Au départ, une impulsion simultanée des jambes permet de projeter le corps vers le haut-avant et de placer les mains sur la barre (image 1). A cet instant (contact mains-barre) la tête est en position normale. Les yeux fixent la barre inférieure et les deux angles formés par les bras et les jambes par rapport au tronc, l'angle tronc-bras et l'angle tronc-jambes, approchent 180 degrés.

Ensuite, il y a une légère fermeture de l'angle tronc-jambes lorsque la gymnaste passe sous la barre inférieure, ce qui permet le passage des pieds à quelques centimètres du sol, suivie d'une ouverture maximum de l'angle tronc-jambes (180 degrés) dès que les pieds ont passé sous la barre

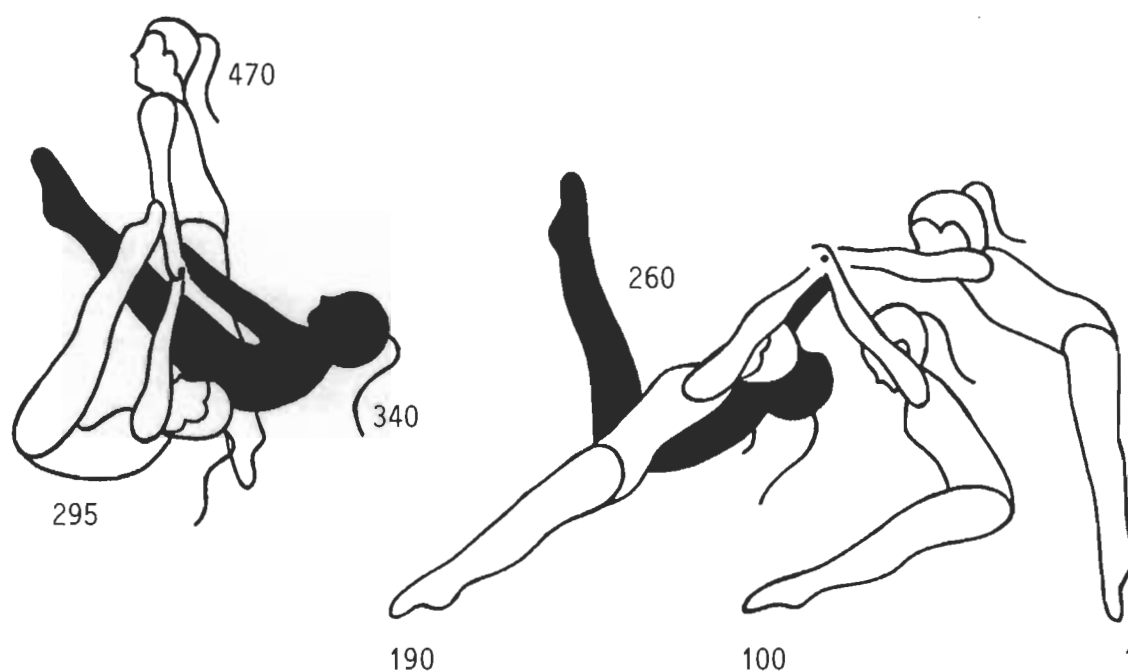


Figure 4. Le geste de bascule faciale, exécuté sur la barre inférieure des barres asymétriques: filmé à 200 IPS, l'essai numéro quatre dure 2,45 secondes et comprend 491 images.

inférieure (image 190).

Carpé Cette phase commence lorsque le corps est en pleine extension à la fin de l'élan avant et se termine juste avant que les pieds heurtent la barre inférieure en position carpée (image 295).

Au cours de cette phase, l'angle tronc-bras est réduit de 180 à environ 130 degrés et les jambes sont vivement projetées vers la barre inférieure. Cette fermeture de l'angle tronc-jambes, de 180 à environ 65 degrés, permet d'accentuer la vitesse de rotation.

Selon le théorème des axes parallèles:

$$I_{\text{barre}} = I_{\text{C.M.}} + Md^2$$

où M = masse du sujet et d = distance entre les deux axes parallèles (l'un passant par le centre de masse (C.M.) et l'autre par la barre).

La flexion du corps réduit $I_{\text{C.M.}}$ et "d" ce qui augmente la vitesse de rotation en réduisant le moment d'inertie par rapport à l'axe de rotation.

Au dernier instant, le mouvement des jambes est arrêté brusquement, avant que les pieds ne heurtent la barre, provoquant ainsi un transfert de momentum des jambes au tronc.

Rétropulsion La troisième phase débute à l'instant où les jambes sont arrêtées et prend fin lorsque la gymnaste arrive en position d'appui facial sur la barre inférieure (image 470).

Dès que les épaules de la gymnaste repassent sous la barre, les bras exercent une traction entraînant une fermeture de l'angle tronc-bras (rétropulsion). Par la suite, il y a une ouverture de l'angle tronc-jambes qui, synchronisée avec la rétropulsion, diminue d'avantage le moment d'inertie par rapport à l'axe de rotation et permet de basculer le corps au-dessus de la barre. Ce mouvement de bascule se termine en appui facial:

les deux bras sont droits, l'angle tronc-bras est de zéro degré, les épaules sont surélevées et la tête est droite. Les jambes sont tendues avec les pieds pointés et, à ce moment l'angle tronc-jambes est ouvert au maximum (180 degrés) avec les hanches qui reposent sur la barre inférieure.

Positions angulaires

Le programme Filmdat, spécifiquement conçu par Bates (1973) pour l'analyse bi-dimensionnelle du mouvement humain, a servi pour transformer les données extraites à partir du Gradicon. Les positions angulaires des différents segments ont été recueillies pour chacune des 491 images de l'essai sous étude et retenues.

Dans le cas de la main cependant, comme l'une des attaches retenant les barres asymétriques au sol cachait fréquemment son mouvement, l'opérateur se trouvait souvent contraint d'en estimer la position "réelle" pendant la digitalisation. De plus, ce segment et la barre étant de couleurs semblables sur film noir et blanc, la localisation précise en était difficile aux moments où la main devait apparaître. En comparaison avec les autres segments, un examen préliminaire des positions angulaires a démontré une importante erreur d'extraction. La reprise de la digitalisation a confirmé les résultats antérieurs. Nous avons donc jugé préférable d'exclure les centres de masse de la main de toute analyse subséquente.

Représentation graphique (film de 200 IPS) Les positions angulaires des segments ont été placées dans des fichiers individuels: cinq fichiers pour les segments côté droit(1) et droit(2) respectivement. Le déplacement angulaire des membres supérieurs et inférieurs, par rapport au temps,

a été reproduit à partir de ces fichiers et apparaît sous forme graphique dans les Figures 5 et 6.

Les erreurs d'extraction et de conversion, présentes dans les données brutes, entraînent une légère rugosité des courbes. Outre cet aspect, les deux courbes reproduisant le déplacement angulaire du membre supérieur (avant-bras et bras) se talonnent de près (Figure 5), tout comme les trois courbes du membre inférieur (cuisse, jambe et pied: voir Figure 6). Cette tendance est imputable à la configuration de la gymnaste lors de l'exécution du mouvement de bascule faciale. Comme les jambes et les bras restent toujours tendus, les différents segments du même membre, supérieur ou inférieur, parcourent essentiellement le même trajet.

Membre supérieur (Figure 5) Les deux courbes représentant le déplacement angulaire du bras et de l'avant-bras sont relativement simples. Légèrement décalées l'une de l'autre, ces courbes décrivent un mouvement de type pendulaire. L'axe de rotation est défini par la barre inférieure. Le membre supérieur, agissant comme un balancier suspendu par la main, décrit un aller-retour dans lequel le mouvement de retour est plus ample que le mouvement d'aller.

Membre inférieur (Figure 6) Les trajectoires de la cuisse, de la jambe et du pied sont légèrement plus complexes. En prenant la hanche comme axe de rotation et la jambe comme balancier, le membre inférieur décrit deux mouvements d'aller-retour: le premier de petite envergure suivi d'un second, de grande amplitude.

Estimé de la variance (200 IPS)

Les courbes résultant des deux digitalisations du même segment, soit droit(1) et droit(2), sont comparées en calculant la différence entre

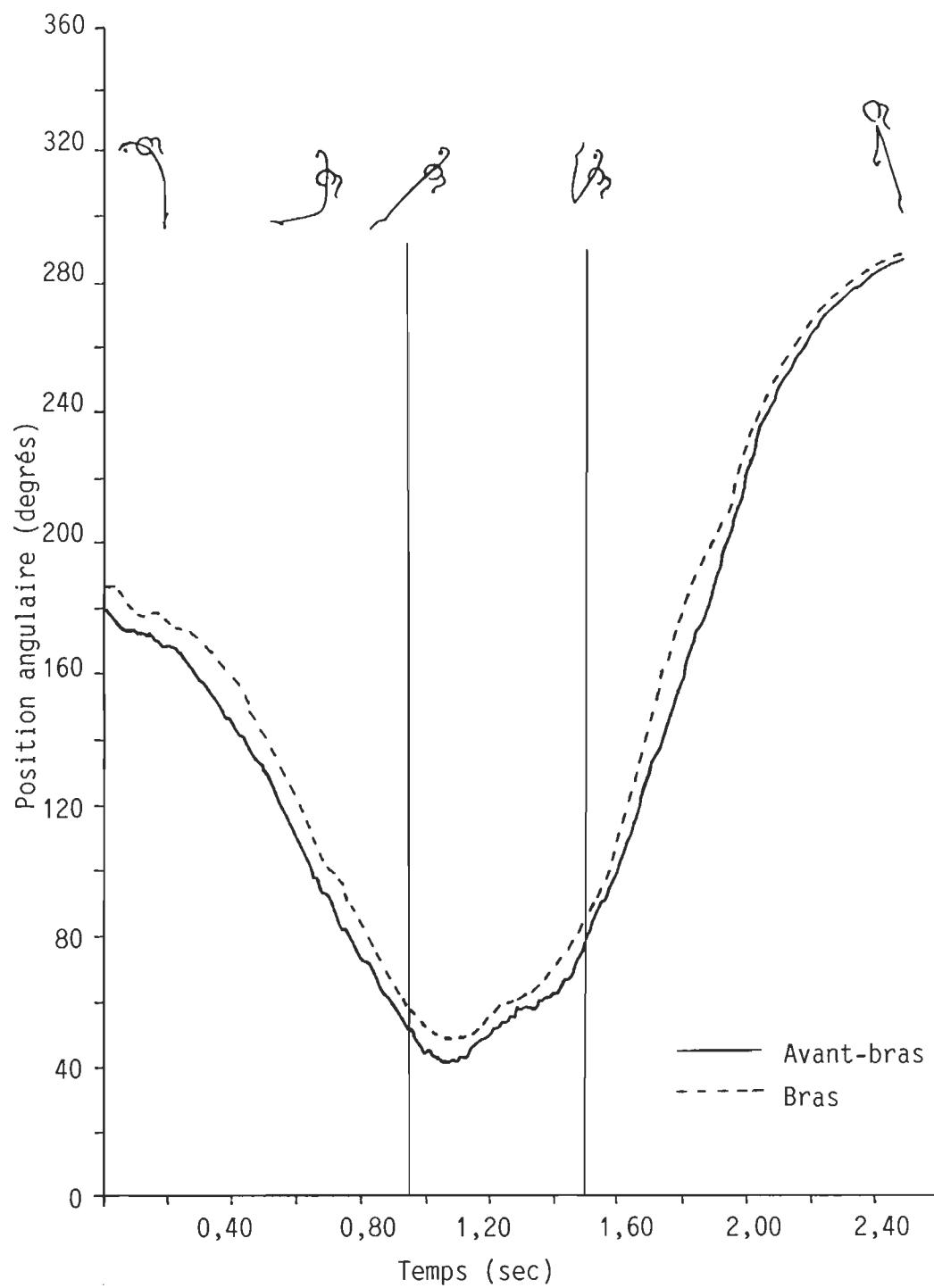


Figure 5. Déplacement angulaire des segments du membre supérieur: avant-bras et bras.

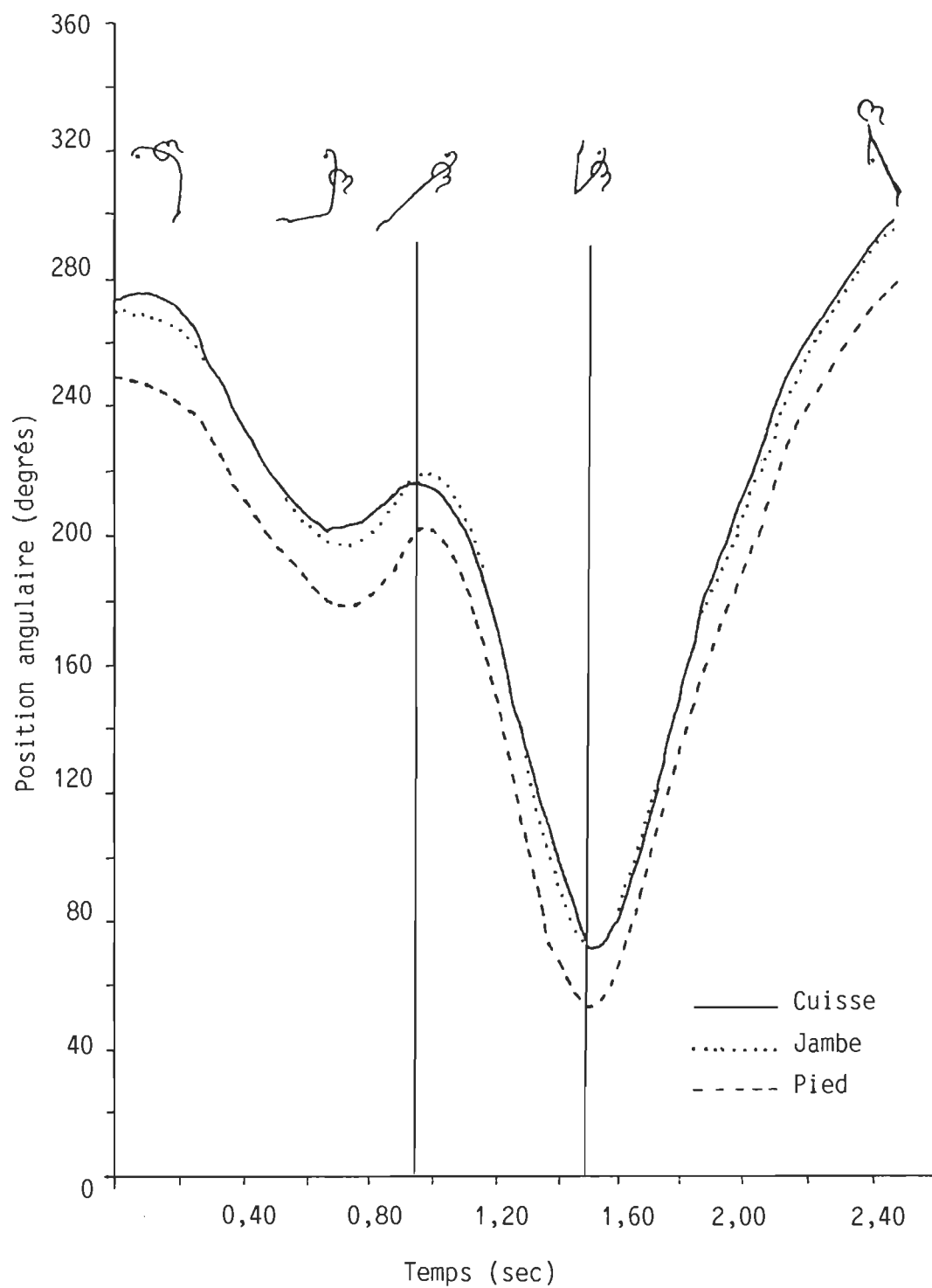


Figure 6. Déplacement angulaire des segments du membre inférieur: cuisse, jambe et pied.

les données correspondantes, en élevant ces différences au carré, en les additionnant et en les moyennant. Ceci nous donne un carré moyen (CM) que nous designons "estime de la variance (200 IPS)". Cet estimé représente en principe la variation des mesures due aux erreurs d'extraction et de digitalisation. Les valeurs obtenues sont, en degrés, de 0,6204, 0,3719, 0,1560, 0,2983 et 2,3974 pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied respectivement.

L'estimé de variance (200 IPS) élevée du pied (2,3974 degrés) est attribuable à quelques causes. Le centre de masse du pied est déterminé selon la digitalisation des deux points, le bout du pied et la cheville. Le pied, à quatre reprises, est complètement perdu de vue sur le film enregistré et les deux données digitalisées à ces occasions ne sont qu'estimées intuitivement par l'opérateur.

Bien que les autres segments passent également deux fois derrière les deux poteaux de soutien des barres asymétriques, ces mêmes difficultés ne sont pas reconstruites. Ces segments étant plus longs, l'une des deux extrémités est toujours visible sur le film permettant ainsi d'estimer, par projection, la position du centre articulaire invisible. Ceci entraîne une courbe droit(1) mieux ajustée à la courbe droit(2) pour les segments longs et, en conséquence, un estimé de variance (200 IPS) considérablement réduit par rapport à celui du pied.

Estimé de l'erreur d'interpolation

Les 39 pseudo-films créés pour chacun des cinq segments se composent d'un nombre prédéterminé de données extraites du film original (200 IPS) et de données interpolées. Un estimé ajusté en fonction du nombre de données linéairement interpolées fut calculé d'après une formule statistique

conçue pour cette étude par le docteur Louis Laurencelle du Département des Sciences de l'Activité Physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières¹. Ce terme d'erreur dépend à la fois de la variance brute (estimée ici à 200 IPS) et de la bande d'interpolation, c'est-à-dire du nombre de données interpolées entre chacune des images du film original (200 IPS). Le terme d'erreur fut calculé pour les 39 pseudo-films des différents segments étudiés.

Les résultats (Tableau 4, Figures 7 à 9) démontrent que l'erreur estimée augmente légèrement en fonction de la bande d'interpolation pour aboutir à une valeur spécifique quand le nombre de données interpolées est suffisamment grand. Cette ligne servira comme référence à l'une des analyses ultérieures.

Carré moyen des pseudo-films

Première image identique La première étape concernait l'ordre de l'ajustement entre le film original (200 IPS) et les 39 pseudo-films pour les différents segments, en prenant comme point de départ la première image du film original. Un carré moyen fut utilisé pour évaluer l'écart entre les courbes. Les résultats sont présentés pour le carré moyen (CM) en fonction de la fréquence de filmage, dans le Tableau 5 et les Figures 7 et 8.

Nonobstant la présence de fluctuations, les cinq courbes désignées ont toutes la même forme générale. Le CM augmente lentement, témoignant d'une dégradation progressive au fur et à mesure que la fréquence de filmage est réduite, pour augmenter subitement entre les fréquences de 30 IPS

¹La formule pour l'estimation de l'erreur en fonction de l'ordre d'interpolation se retrouve en annexe B.

Tableau 4
 Estimé de l'erreur d'interpolation selon la variance
 estimée à 200 IPS et l'ordre d'interpolation

ordre de l'interpolation	pied	jambe	cuisse degrés ²	bras	avant-bras
1	3,596	0,447	0,233	0,557	0,931
2	3,729	0,464	0,243	0,578	0,965
3	3,796	0,472	0,247	0,588	0,982
4	3,836	0,477	0,250	0,594	0,993
5	3,862	0,481	0,251	0,598	0,999
6	3,882	0,483	0,253	0,601	1,004
7	3,896	0,485	0,253	0,604	1,008
8	3,904	0,486	0,254	0,605	1,011
9	3,916	0,487	0,255	0,607	1,013
10	3,923	0,488	0,255	0,608	1,015
11	3,929	0,489	0,256	0,609	1,017
12	3,934	0,489	0,256	0,609	1,018
13	3,939	0,490	0,256	0,610	1,019
14	3,942	0,491	0,256	0,611	1,020
15	3,946	0,491	0,257	0,611	1,021
16	3,949	0,491	0,257	0,612	1,022
17	3,951	0,492	0,257	0,612	1,023
18	3,954	0,492	0,257	0,612	1,023
19	3,956	0,492	0,257	0,613	1,024
20	3,958	0,492	0,257	0,613	1,024
21	3,959	0,493	0,258	0,613	1,025
22	3,961	0,493	0,258	0,614	1,025
23	3,962	0,493	0,258	0,614	1,025
24	3,964	0,493	0,258	0,614	1,026
25	3,965	0,493	0,258	0,614	1,026
26	3,966	0,493	0,258	0,614	1,026
27	3,967	0,494	0,258	0,615	1,027
28	3,968	0,494	0,258	0,615	1,027
29	3,969	0,494	0,258	0,615	1,027
30	3,970	0,494	0,258	0,615	1,027
31	3,970	0,494	0,258	0,615	1,028
32	3,971	0,494	0,258	0,615	1,028
33	3,972	0,494	0,258	0,615	1,028
34	3,973	0,494	0,258	0,615	1,028
35	3,974	0,494	0,259	0,616	1,028
36	3,974	0,494	0,259	0,616	1,028
37	3,975	0,495	0,259	0,616	1,029
38	3,975	0,495	0,259	0,616	1,029
39	3,976	0,495	0,259	0,616	1,029

Tableau 5
CM des différents segments selon
la fréquence du pseudo-film

Fréquence (IPS)	pied	jambe	cuisse degrés ²	bras	avant-bras
100,0	2,701	0,266	0,252	1,322	0,851
66,6	2,799	0,298	0,274	1,438	0,897
50,0	3,035	0,367	0,268	1,448	0,927
40,0	3,319	0,410	0,268	1,499	1,018
33,3	3,388	0,394	0,324	1,568	0,991
28,6	3,378	0,405	0,301	1,559	1,090
25,0	3,035	0,444	0,363	1,655	1,163
22,2	3,178	0,529	0,348	1,670	1,137
20,0	3,668	0,590	0,338	1,669	1,446
18,2	3,854	0,700	0,358	1,703	1,182
16,6	4,443	0,683	0,475	1,591	1,568
15,3	2,987	0,777	0,565	2,109	1,317
14,2	4,007	0,766	0,651	2,308	1,476
13,3	4,396	0,833	0,701	2,279	1,458
12,5	4,392	1,050	0,937	2,267	1,971
11,8	5,085	1,263	0,885	2,933	1,610
11,1	4,638	1,052	1,138	2,857	1,836
10,5	5,272	1,474	1,272	3,018	1,596
10,0	6,431	2,171	1,428	2,72	2,067
9,5	6,092	2,960	1,774	3,463	2,572
9,1	6,472	2,028	2,071	2,967	1,380
8,7	7,347	3,280	2,296	3,373	2,074
8,3	7,265	3,739	3,426	2,790	1,846
8,0	6,742	4,233	3,204	4,645	2,826
7,7	8,238	4,241	4,621	3,330	1,689
7,4	8,139	5,317	4,095	4,848	1,843
7,1	6,439	5,379	5,422	4,247	3,970
6,9	9,861	7,048	6,593	3,695	2,397
6,6	11,624	7,104	6,486	5,189	3,946
6,5	13,952	7,110	7,907	4,134	4,119
6,3	14,929	9,636	8,694	4,604	3,862
6,1	12,366	10,748	7,643	6,101	3,972
5,9	15,787	9,797	10,019	5,122	4,989
5,7	19,968	14,828	12,082	5,462	4,178
5,6	23,456	14,932	13,328	7,087	3,727
5,4	18,991	16,454	12,642	7,827	3,549
5,3	18,247	14,516	13,706	8,437	7,685
5,1	12,687	19,521	18,918	6,586	8,099
5,0	25,054	23,814	22,047	6,251	5,528

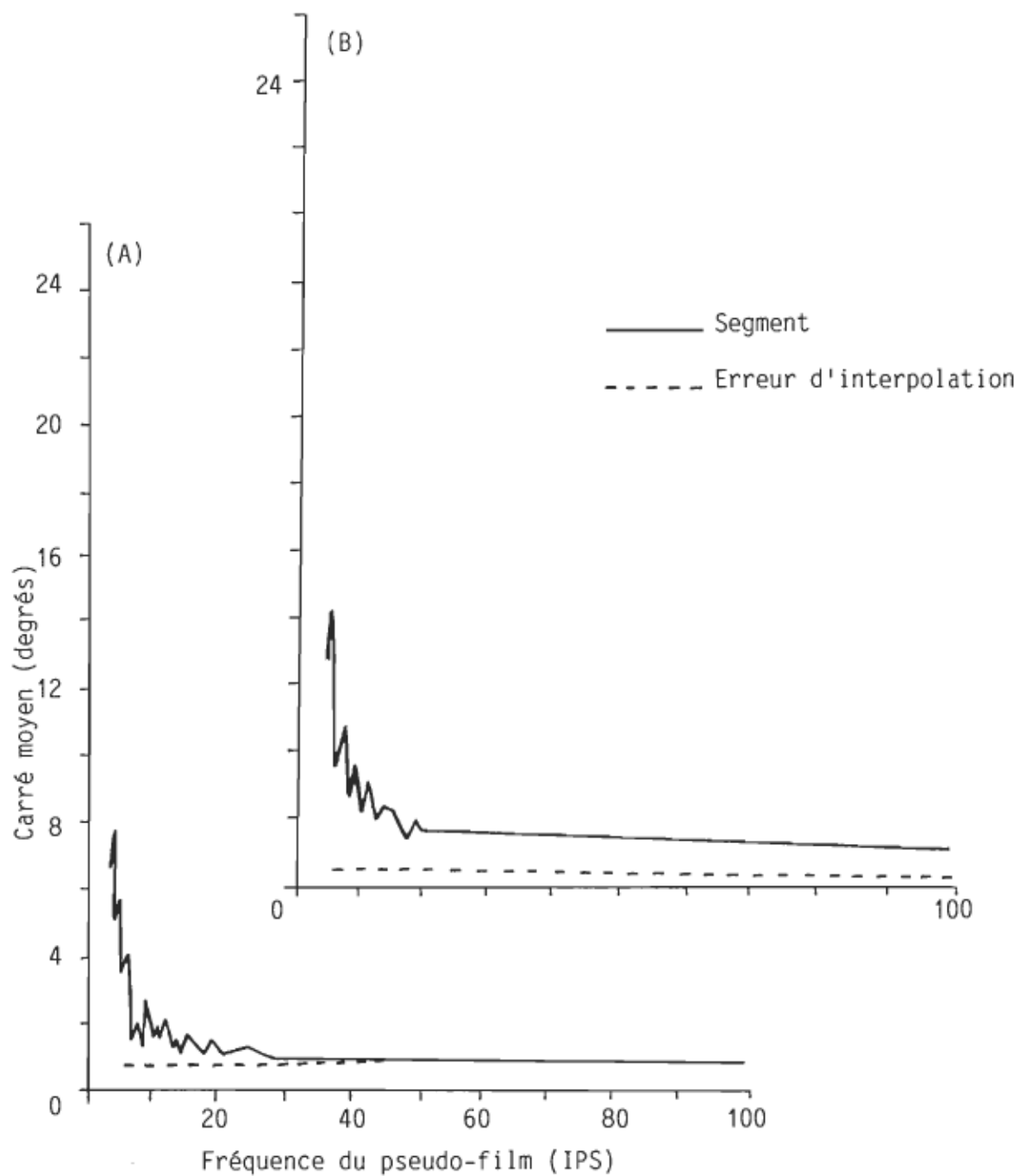


Figure 7. Carré moyen de l'avant-bras (A) et du bras (B) en fonction de la fréquence de filmage des différents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS.

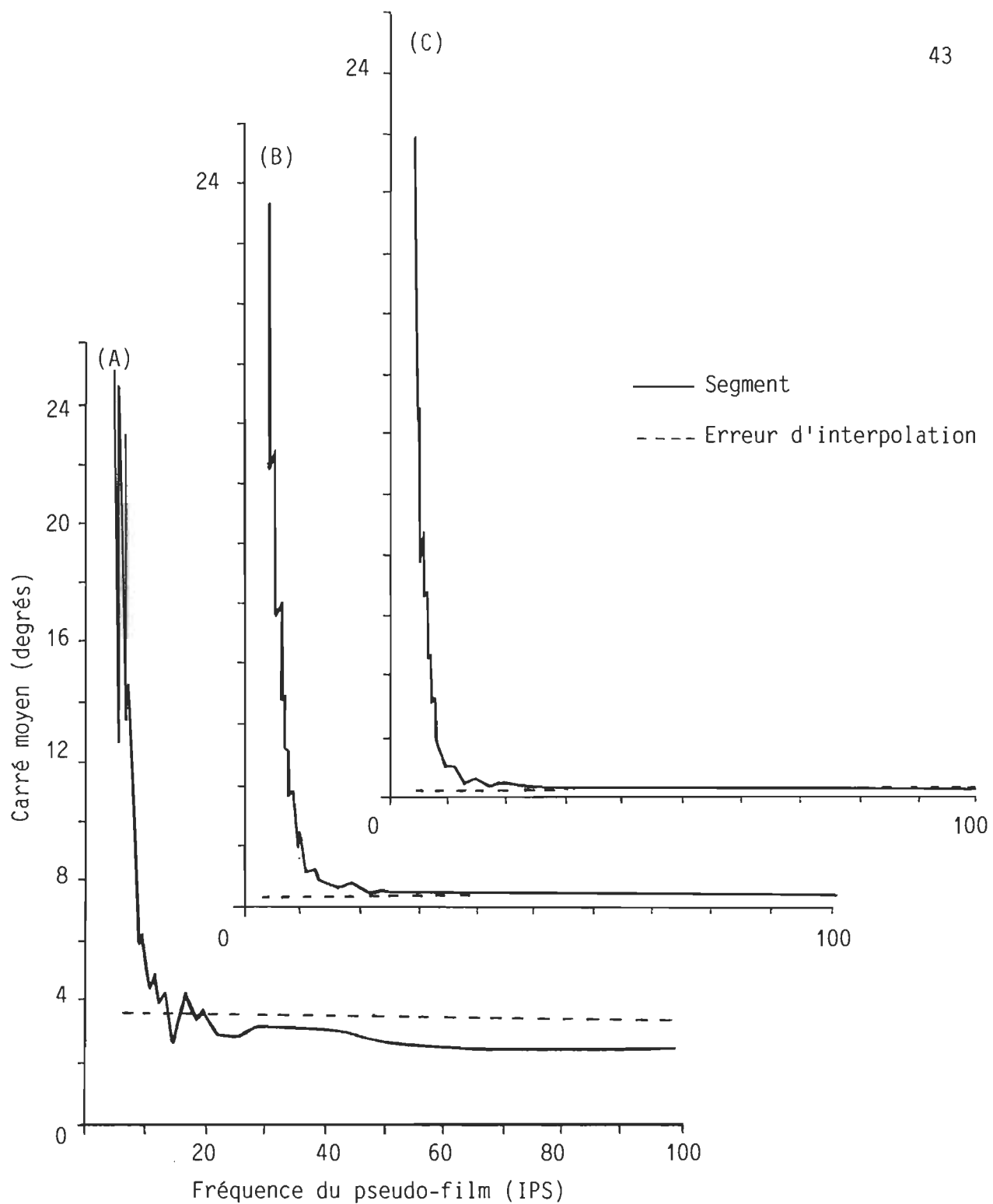


Figure 8. Carré moyen du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C) en fonction de la fréquence de filmage des différents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS.

et 10 IPS selon le segment étudié.

Pseudo-films à fréquences (IPS) identiques Dans un deuxième temps, nous avons tenté d'atténuer les fluctuations observées dans le CM calculé auparavant, afin de pouvoir repérer plus clairement la fréquence liminale de filmage. La façon la plus simple consistait à calculer le CM de tous les pseudo-films associés à la même fréquence de filmage et d'en trouver la moyenne pour chaque segment.

Par exemple, la fraction d'une image sur dix, à la fréquence de filmage de 200 IPS, produit dix pseudo-films différents ayant la fréquence 20 IPS. Les CM calculés pour chacun de ces pseudo-films de 20 IPS sont additionnés ensembles puis divisés par leur nombre, qui dans ce cas est dix. Une mesure moyenne du CM, qui sera appelée le "CM moyen" du pseudo-film de 20 IPS pour le segment x, en résulte.

L'intérêt de cette méthode est bien démontré. Effectivement, les fluctuations observées précédemment disparaissent et les courbes décrivant le phénomène sous étude sont très lisses (Tableau 6, Figures 9 et 10).

Malgré une amplitude finale à 5 IPS considérablement élevée pour le CM moyen des segments inférieurs par rapport aux segments supérieurs, les cinq courbes sont presque identiques. On note une légère augmentation du CM moyen entre 100 IPS et environ 30 IPS. Puis, l'augmentation est amplifiée et le CM moyen "décolle" à proximité de 10 IPS pour chacun des segments.

La fréquence liminale de filmage se retrouve dans cette région d'accroissement, entre 30 IPS et 10 IPS. Peut-on arriver à une localisation plus précise de cette quantité?

Tableau 6
CM moyen des différents segments selon
la fréquence du pseudo-film

Fréquence (IPS)	pied	jambe	cuisse degrés ²	bras	avant-bras
100,0	2,828	0,277	0,253	1,326	0,849
66,6	2,938	0,310	0,274	1,430	0,914
50,0	3,052	0,339	0,284	1,458	0,932
40,0	3,219	0,361	0,287	1,526	1,018
33,3	3,328	0,386	0,294	1,632	1,025
28,6	3,474	0,413	0,311	1,677	1,081
25,0	3,434	0,443	0,335	1,765	1,139
22,2	3,482	0,475	0,365	1,847	1,179
20,0	3,590	0,516	0,393	1,850	1,252
18,2	3,704	0,579	0,452	1,961	1,291
16,6	3,784	0,648	0,510	2,051	1,355
15,3	3,882	0,736	0,584	2,108	1,397
14,2	4,022	0,839	0,666	2,158	1,442
13,3	4,287	0,987	0,786	2,260	1,486
12,5	4,425	1,136	0,916	2,371	1,536
11,8	4,635	1,320	1,084	2,487	1,598
11,1	4,845	1,505	1,250	2,642	1,678
10,5	5,153	1,770	1,490	2,789	1,754
10,0	5,401	2,032	1,734	2,956	1,847
9,5	5,801	2,337	2,011	3,115	1,933
9,1	6,154	2,693	2,331	3,245	2,026
8,7	6,579	3,016	2,715	3,419	2,149
8,3	7,160	3,587	3,151	3,646	2,285
8,0	7,744	4,137	3,662	3,832	2,444
7,7	8,496	4,793	4,261	4,079	2,643
7,4	8,907	5,278	4,705	4,184	2,784
7,1	9,834	6,098	5,456	4,460	2,995
6,9	10,860	7,068	6,341	4,779	3,224
6,6	11,534	7,727	6,935	4,949	3,411
6,5	12,841	8,955	8,063	5,338	3,726
6,3	13,689	9,733	8,765	5,532	3,919
6,1	15,398	11,297	10,179	5,994	4,257
5,9	16,302	12,203	11,081	6,211	4,507
5,7	17,318	13,211	11,919	6,408	4,754
5,6	19,526	15,289	13,826	6,998	5,258
5,4	20,724	16,442	14,852	7,281	5,563
5,3	23,470	19,122	17,248	7,828	6,011
5,1	25,017	20,509	18,539	8,226	6,422
5,0	26,446	21,912	19,810	8,621	6,827

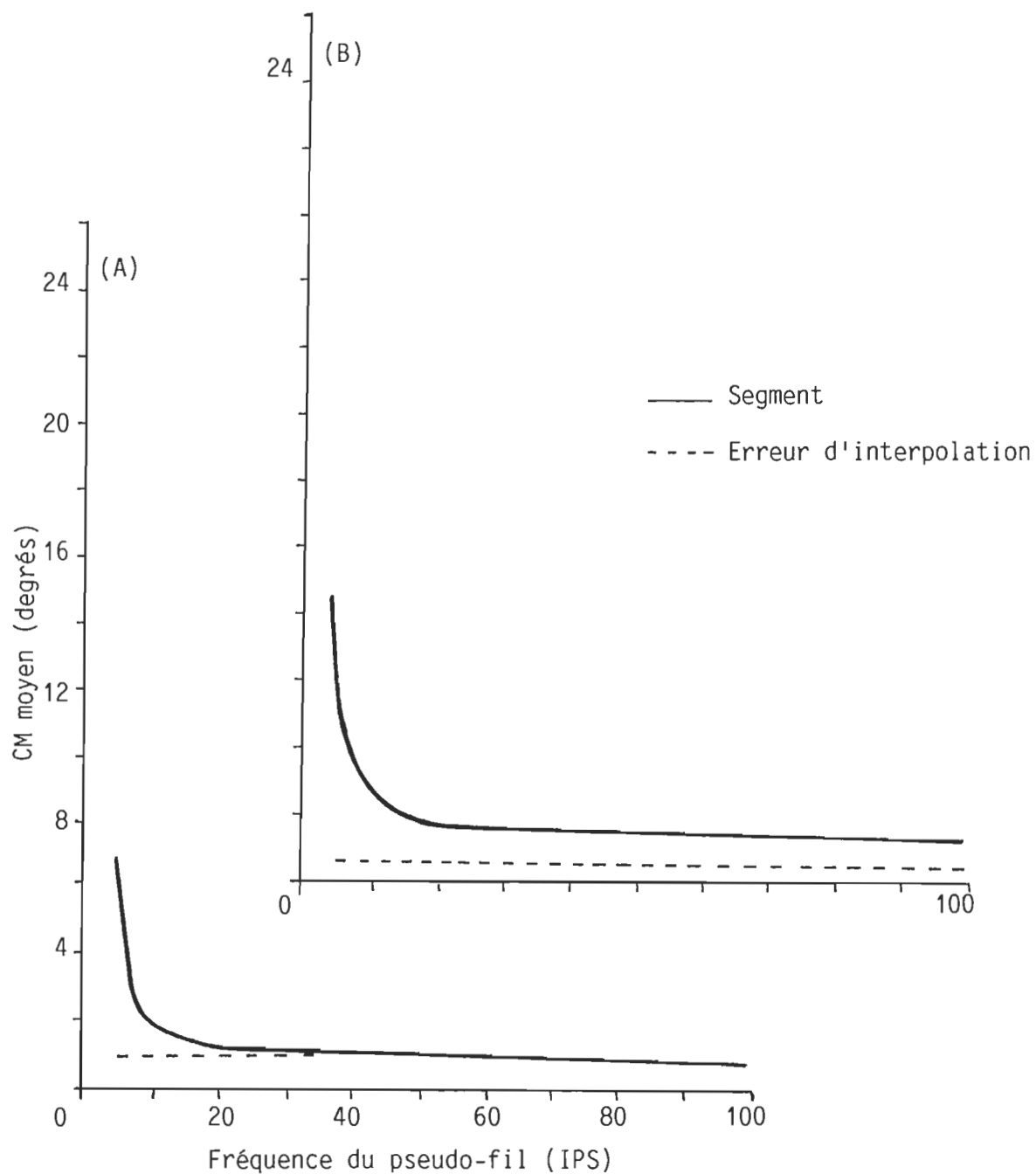


Figure 9. CM moyen de l'avant-bras (A) et du bras (B) en fonction de la fréquence de filmage des différents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS.

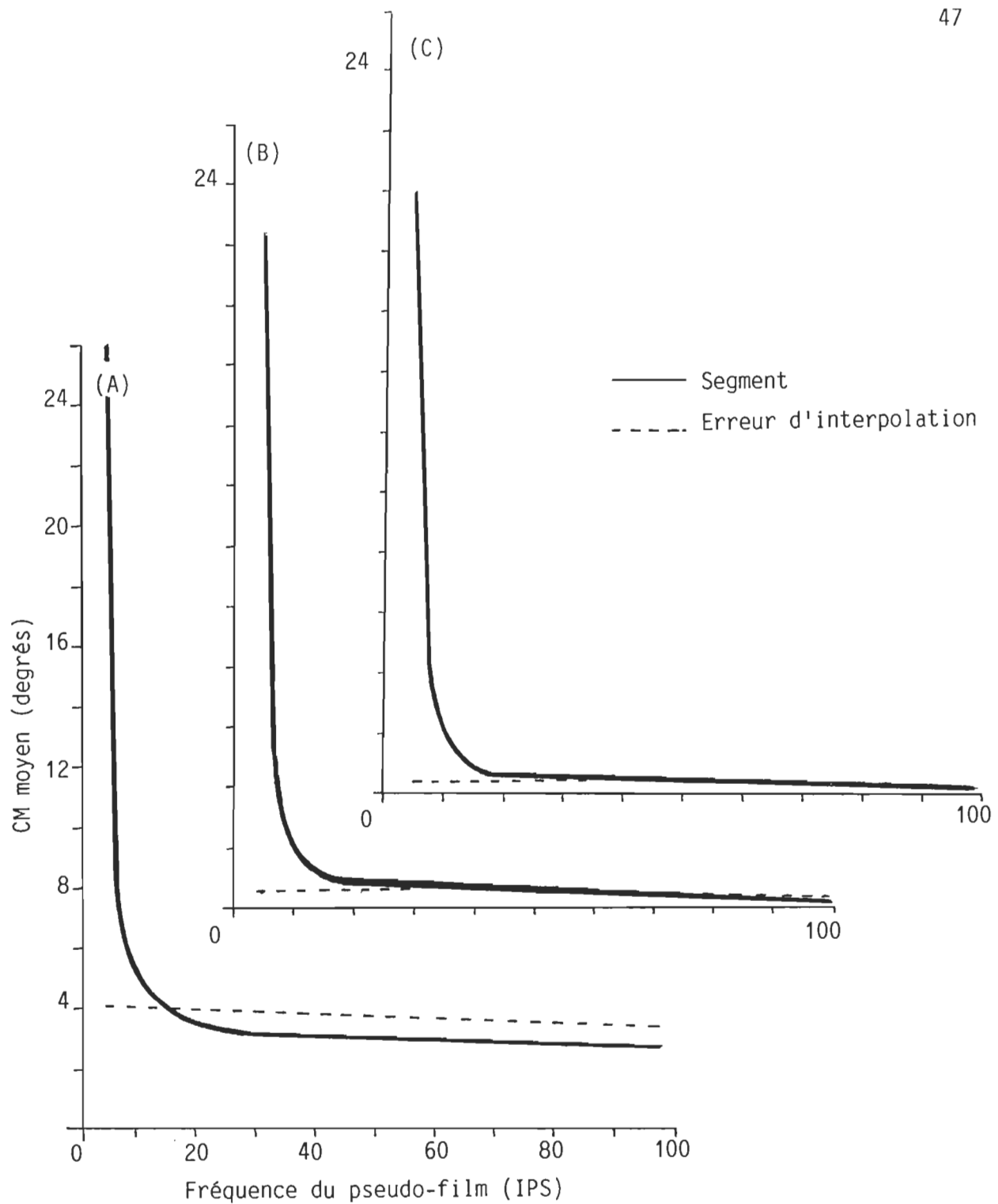


Figure 10. CM moyen du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C) en fonction de la fréquence de filmage des différents pseudo-films de 100 IPS à 5 IPS.

Fréquence liminale de filmage: bornes inférieure et supérieure Dans un premier temps, la borne inférieure de la fréquence liminale de filmage de chaque segment fut établie comme suit: une ligne droite fut tracée asymptotiquement à la section "verticale" de la courbe du CM moyen (Figure 11 A). La borne inférieure de la fréquence liminale de filmage fut déterminée comme le point d'intersection de l'asymptote avec l'abscisse pour donner 7 IPS, 7,5 IPS, 7,5 IPS, 8 IPS et 8,5 IPS pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied respectivement (Tableau 7).

La borne supérieure de la fréquence liminale de filmage fut déterminée en traçant une droite asymptotique à la section quasi "horizontale" de la courbe du CM moyen (Figure 11 B). Ensuite, une ligne perpendiculaire à l'abscisse fut tracée au point de dissociation de l'asymptote et la courbe du CM moyen. Le point d'intersection à l'abscisse délimite la borne supérieure de la fréquence liminale de filmage: 21 IPS, 27 IPS, 20 IPS, 21 IPS et 24 IPS respectivement pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied (Tableau 7).

Enfin, nous avons tracé une droite, nommée "droite A", dans le creux de la courbe du CM moyen, allant du point de séparation de l'asymptote et la section "horizontale" au point de dissociation de la deuxième asymptote et la section "verticale" (Figure 11 C). Une autre droite, la "droite B", fut tracée du point milieu de la droite A jusqu'à l'abscisse. Le point d'intersection de la droite B sur l'abscisse a été nommé sommairement "fréquence liminale à l'oeil (CM)": 14 IPS, 17 IPS, 14 IPS, 15 IPS et 16 IPS pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied respectivement (Tableau 7, Figure 11 D).

Cet estimé, qui présente un biais négatif par rapport à la fréquence

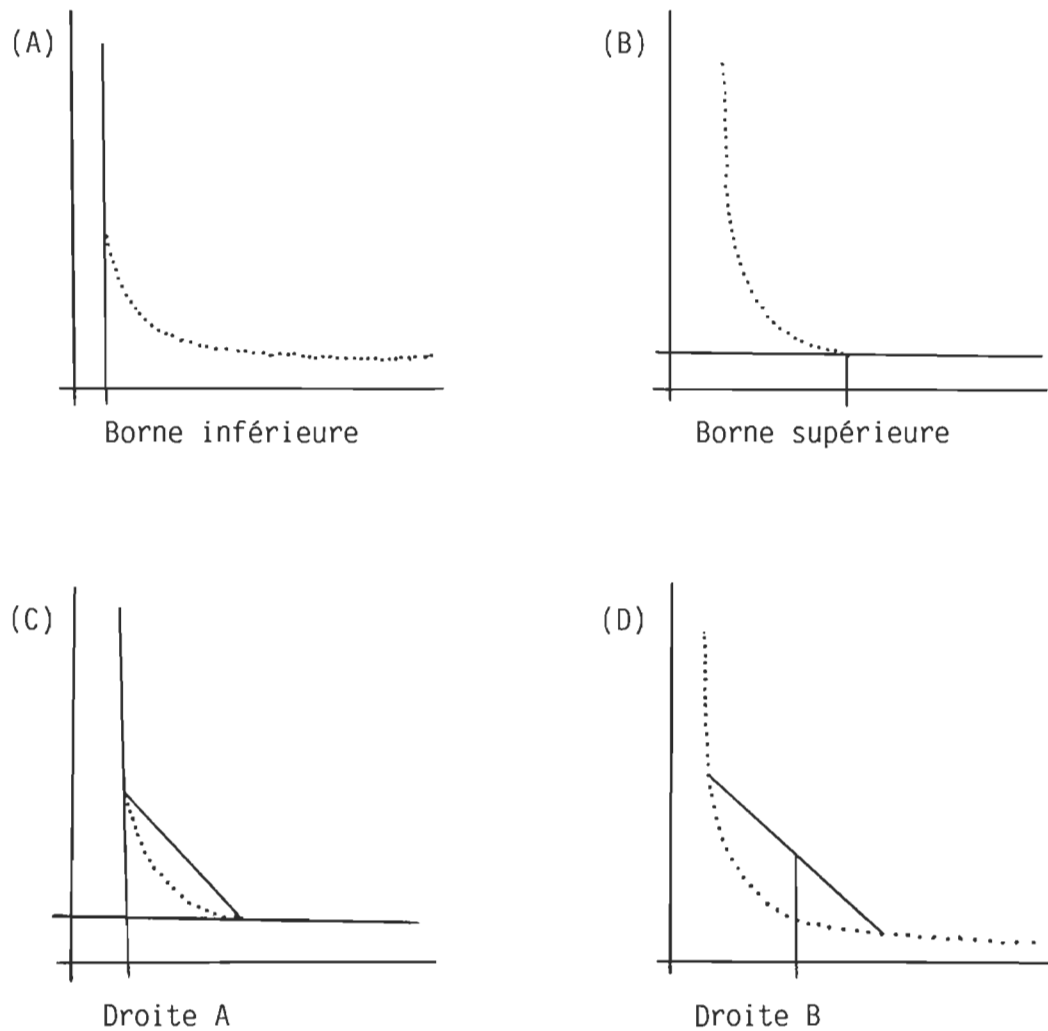


Figure 11. Détermination de la fréquence liminale de filmage à l'oeil: (A) borne inférieure, (B) borne supérieure, (C) et (D) détermination de la fréquence liminale de filmage à l'aide d'une droite.

Tableau 7

Fréquences liminales de filmage

Méthode	avant-bras	bras	cuisse	jambe	pied
borne inférieure CM moyen (IPS)	7,0	7,5	7,5	8,0	8,5
borne supérieure CM moyen (IPS)	21,0	27,0	20,0	21,0	24,0
CM à l'oeil (IPS)	14,0	17,0	14,0	15,0	16,0
CM avec un chi-carré de 0,75 (IPS)	13,5	14,0	16,0	17,5	13,0
Spectre avec un chi- carré de 0,75 (IPS)	37,0	33,0	13,0	15,0	13,0
Fréquence maximale d'intérêt dans le signal (HZ) **	18,5	16,5	6,5	7,5	6,5

** Pour trouver la fréquence de filmage, on doit multiplier la fréquence maximale d'intérêt dans le signal par deux.

liminale (représentée en principe par la "borne supérieure"), paraît plus consistant puisqu'il dépend d'une opération géométrique relativement peu affectée par le positionnement des asymptotes.

Chi-carré Hormis l'influence possible des facteurs de contenu les cinq courbes décrites par le CM moyen sont construites d'estimés de variance ayant une composante aléatoire. Si les données ne contiennent que de l'erreur de mesure, les courbes apparaîtraient presque horizontales avec des fluctuations obéissant à une loi Chi-carré ayant un degré de liberté. Cela nous permet d'établir un intervalle de confiance afin de cerner la fréquence liminale de filmage, selon une valeur prédéterminée dans les tables numériques du chi-carré.

Dans un premier temps une droite asymptotique à la section "horizontale" de la courbe du CM moyen fut tracée et les deux valeurs extrêmes de l'asymptote extrapolées. Ensuite une deuxième droite "horizontale", délimitant un intervalle de confiance de 0,75 selon un chi-carré, établi depuis les valeurs extrapolées antérieurement, fut tracée.

La fréquence liminale de filmage est déterminée au moment où la courbe du CM moyen dépasse de manière systématique le seuil, c'est-à-dire la borne du chi-carré établie précédemment. Ces dernières fréquences liminales de filmage, portant le nom "fréquence liminale chi-carré", sont: 13,5 IPS, 14 IPS, 16 IPS, 17,5 IPS et 13 IPS pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied (Tableau 7).

Analyse spectrale

Spectre de puissance Un spectre de puissance réalisé depuis le film original (200 IPS) à l'aide de l'analyse de Fourier pour chaque segment, côtés droit(1) et droit(2), révèle les fréquences significatives néces-

saires à la reconstitution du signal en question (Figures 12 et 13)¹.

Chi-carré Dans un premier temps l'échelle des graphiques a été agrandie afin de mieux examiner la section "horizontale" des différents spectres. Ensuite, une asymptote à la section horizontale de la courbe du spectre a été tracée et les deux valeurs extrêmes de l'asymptote extrapolées. Ceci permet de calculer un seuil de coupure selon un intervalle chi-carré de 0,75.

Les fréquences dont la puissance se situe en-dessous de ce seuil sont considérées comme étant non significatives, c'est-à-dire relevant du bruit, tandis que les fréquences significatives sont celles dont la puissance dépasse le seuil. Par contre, une fréquence dont la puissance dépasserait le seuil mais qui serait isolée parmi un groupe de fréquences en-dessous du seuil, ne sera pas jugée significative.

La dernière fréquence significative, nommée la "fréquence maximale d'intérêt (chi-carré)" dans le signal, détermine la fréquence liminale de filmage: 18,5 HZ, 16,5 HZ, 6,5 HZ, 7,5 HZ et 6,5 HZ pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied (Tableau 7).

¹Cette analyse s'est faite grâce au programme FFTCC de la banque IMSL, version 9,1.

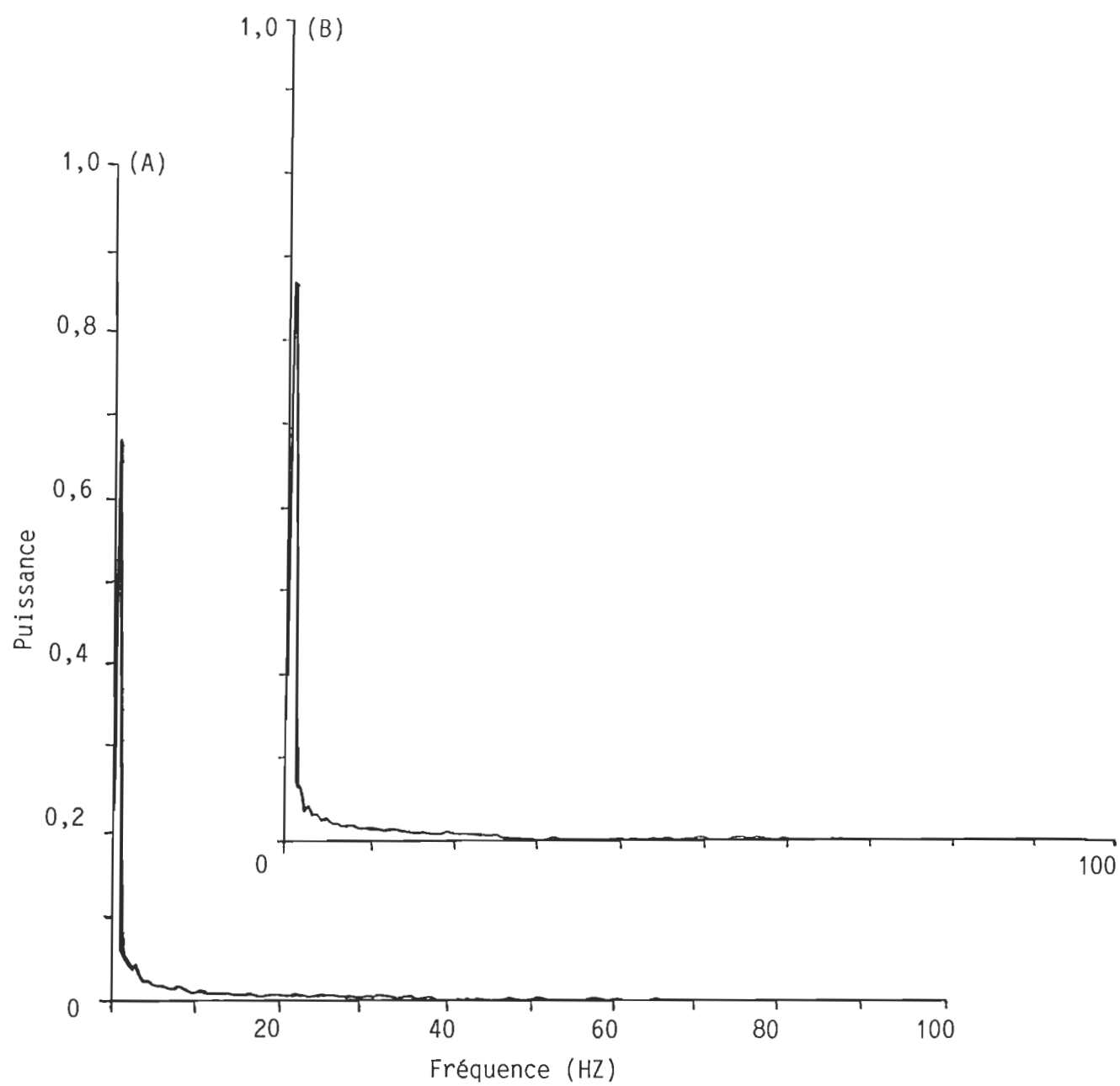


Figure 12. Spectre de puissance de l'avant-bras (A) et du bras (B).

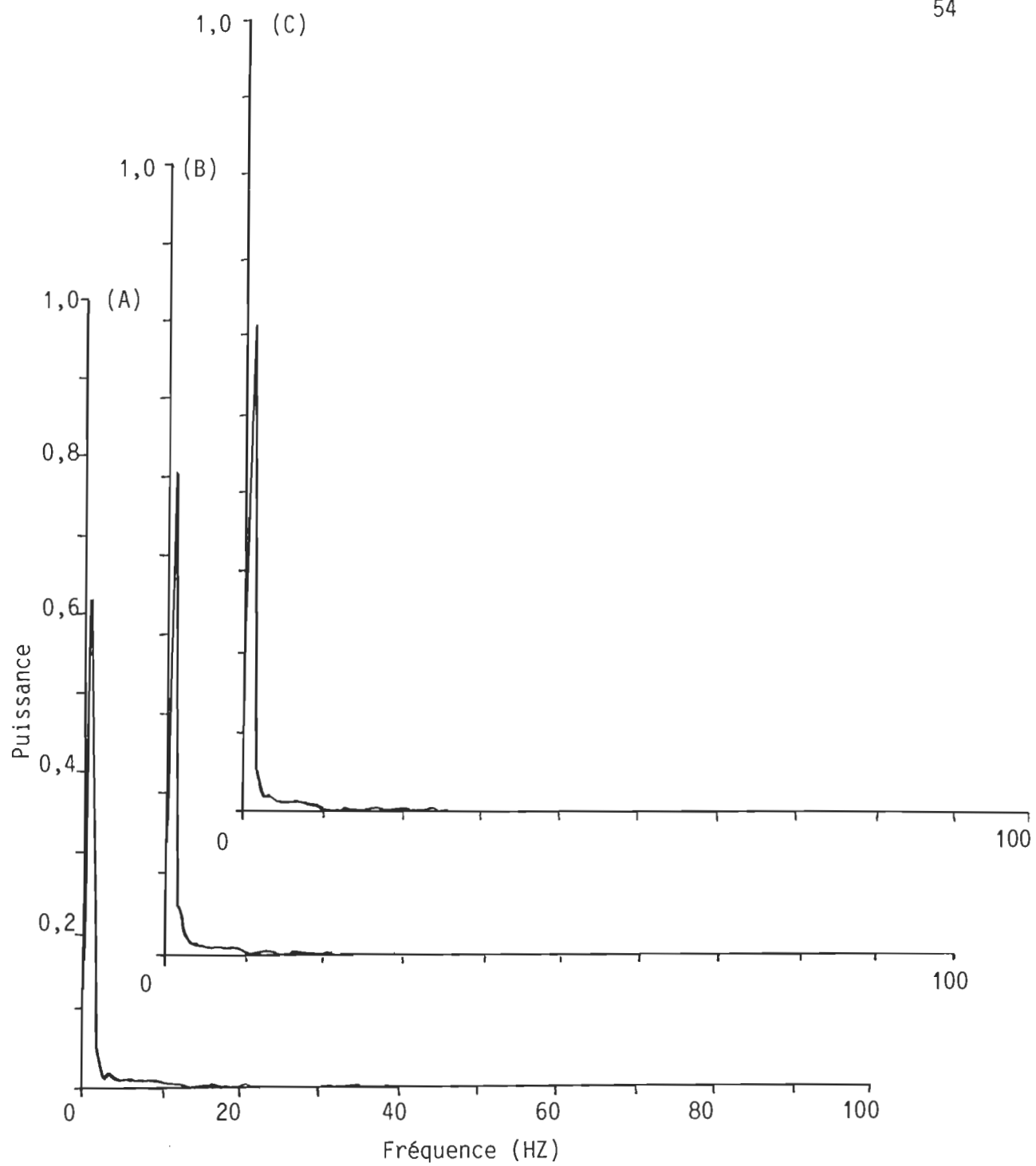


Figure 13. Spectre de puissance du pied (A), de la jambe (B) et de la cuisse (C).

CHAPITRE 5

Interprétation et conclusion

Estimé de l'erreur d'interpolation

La différence entre le film original, à 200 IPS, et chaque pseudo-film est mesurée par le CM moyen, lequel se décompose en deux termes: un terme qui reflète seulement l'erreur d'interpolation, et un autre qui mesure un écart réel dû à l'information sacrifiée dans le pseudo-film. En contrepartie, l'estimé de l'erreur d'interpolation (estimé de EI) dépend de la variance calculée à 200 IPS, entre les deux courbes droit(1) et droit(2), et de l'ordre d'interpolation.

La courbe du CM moyen devrait être très bien ajustée à la courbe de l'estimé de EI tant et aussi longtemps que les deux variances se ressemblent, c'est-à-dire que les lignes interpolées représentent encore la réalité. Dès que la fréquence de filmage est trop réduite, une dissociation devrait être observée entre les courbes du CM moyen et de l'estimé de l'erreur d'interpolation.

La courbe reproduisant l'estimé de EI est presque parfaitement parallèle à la courbe du CM moyen dans l'intervalle de 100 IPS à environ 30 IPS (Figures 9 et 10). Elle est même superposée pour les segments de la cuisse, la jambe et l'avant-bras. Par contre, bien que demeurant quasi parallèles l'une à l'autre, l'estimé de EI semble avoir été sous-estimé par rapport au CM moyen du bras et surévalué par rapport au pied.

Un bref retour à la phase de digitalisation s'avère révélateur. L'extraction des coordonnées cartésiennes du membre supérieur se faisait

dans l'ordre suivant: bout de la main, poignet, coude, épaule (droits), épaule, coude, poignet et bout de la main (gauches). Le côté gauche étant invisible et le mouvement parfaitement symétrique, un côté "faux gauche" avait été postulé et les mêmes points digitalisés. Le changement de direction, du segment droit au segment gauche, se faisait à l'épaule, qui fut digitalisée deux fois consécutivement sans déplacer le curseur. Donc, les centres de masse du bras, droit(1) et droit(2)(faux gauche), étaient calculés selon deux données identiques (épaule) et deux données légèrement différentes (coude). Ceci se traduit en deux courbes très ajustées l'une à l'autre. Un estimé de variance à 200 IPS restreint s'ensuit et l'erreur d'interpolation, dépendant de cette variance, est sous-estimée à son tour par rapport au CM moyen.

En ce qui concerne le pied, le phénomène inverse se produit. L'extraction des coordonnées cartésiennes se faisait dans l'ordre suivant: bout du pied, cheville, genou, hanche (droits), hanche, genou, cheville et bout du pied (gauches). Le pied étant perdu de vue à quatre reprises au cours de la digitalisation, la position relative des points, bout du pied et cheville, a été déduit intuitivement. La divergence entre les deux courbes de 200 IPS, droit(1) et droit(2), s'avère plus importante et, par conséquent, l'erreur d'interpolation, déterminée selon l'estimé de variance (200 IPS), est surestimée par rapport au CM moyen.

On peut envisager un ajustement manuel, à l'oeil, de ces deux courbes pour le bras et le pied ce qui permettrait de calculer le point de séparation entre la courbe du CM moyen et celle de l'erreur de EI. Une fois cette opération réalisée, la séparation des deux courbes s'observe à 32 IPS, 32 IPS, 33 IPS, 30 IPS et 34 IPS pour l'avant-bras, le bras, la

cuisse, la jambe et le pied.

Dans un premier temps, nous avons pensé utiliser ce point de dissociation comme fréquence liminale de filmage. Le fait d'obtenir cinq points de dissociation si proches l'un de l'autre est fort intéressant. En contrepartie, ces résultats semblent légèrement surestimés, particulièrement quand on les compare aux fréquences liminales de filmage qui ont été obtenues pour le CM moyen à l'oeil et le CM moyen avec un intervalle de confiance de 0,75 au chi-carré, soit 17 IPS et 17,5 IPS.

CM moyen

Le CM moyen mesure les changements provoqués par une réduction de la fréquence de filmage. Dans le cas présent, cette dernière a été réduite 39 fois et le CM moyen calculé à chaque reprise.

En comparant les Figures 9 et 10, il apparaît que les CM moyens à 5 IPS des segments du membre inférieur sont beaucoup plus élevés que les CM moyens correspondants des segments du membre supérieur. De plus, les segments proximaux du même membre ont un CM moyen à 5 IPS plus petit que les segments distaux: ils sont entre autres, en degrés, de 19,81, 21,91 et 26,45 pour la cuisse, la jambe et le pied contre 6,83 et 8,62 pour l'avant-bras et le bras.

Un examen des courbes de déplacement angulaire permet d'expliquer ce phénomène (Figures 5 et 6). D'une part, l'on observe cinq régions minimum-maximum pour le membre inférieur contre trois régions minimum-maximum pour le membre supérieur dans le même intervalle temporel. Le pseudo-film de 5 IPS était composé par l'échantillonnage d'une image sur quarante du film original (200 IPS) et 39 données interpolées linéairement entre chacune de ces dernières.

L'interpolation étant linéaire, ces régions minimum-maximum étaient affectées substantiellement par la réduction à 5 IPS de la fréquence de filmage. Conséquemment, les segments du membre inférieur, comportant un nombre plus élevé de régions minimum-maximum, devraient faire preuve d'un CM moyen plus élevé que les segments du membre supérieur, particulièrement lorsque la fréquence de filmage est sérieusement réduite.

D'autre part, le CM moyen plus élevé du segment distal, relativement au segment proximal du même membre, est fort probablement une conséquence du geste étudié. Comme les membres demeurent en extension et que le mouvement est circulaire, les segments distaux auraient forcément un déplacement angulaire identique mais un déplacement linéaire plus important que celui des segments proximaux, dans le même intervalle temporel. Ceci résulte en des régions minimum-maximum plus abruptes pour les segments distaux. Normalement, une région minimum-maximum à grande acuité devrait provoquer un CM moyen plus élevé qu'une région minimum-maximum peu aiguë.

Il est possible que la fréquence de filmage liminale soit dépendante du nombre et de l'acuité de régions minimum-maximum présents dans l'intervalle temporel sous investigation. En d'autres mots, un geste ayant de nombreuses inflexions très abruptes devrait avoir une fréquence liminale de filmage plus élevée qu'un geste comportant seulement quelques régions minimum-maximum de faible envergure.

Nous pouvons alors proposer que la fréquence liminale de filmage devrait être plus élevée pour les segments du membre inférieur puisqu'ils ont plus de régions minimum-maximum et bougent plus rapidement que les segments du membre supérieur.

L'objectif principal de cette étude était de trouver la fréquence

liminale de filmage. Dans un premier temps, les bornes inférieures et supérieures de cette fréquence furent identifiées. Ensuite, la fréquence liminale de filmage elle-même: une fois à l'oeil puis selon un intervalle de confiance de 0,75 selon un chi-carré. Les résultats obtenus ont été de 14 IPS, 17 IPS, 14 IPS, 15 IPS et 16 IPS à l'oeil et 13,5 IPS, 14 IPS, 16 IPS, 17,5 IPS et 13 IPS avec le chi-carré pour l'avant-bras, le bras, la cuisse, la jambe et le pied.

Comme le film enregistré doit permettre l'analyse du segment ayant la fréquence liminale de filmage la plus élevée, nous allons devoir filmer la bascule faciale à une fréquence de 17 IPS (l'oeil) ou à une fréquence de 17,5 IPS (chi-carré). C'est-à-dire que les résultats de l'examen du CM moyen laissent présager qu'un film tourné à approximativement 17,5 IPS permettrait d'analyser précisément ce mouvement.

Analyse spectrale

L'intérêt de l'analyse spectrale est de pouvoir déterminer les composantes significatives du signal sous étude. En ce qui concerne la bascule faciale, la manifestation d'une ou deux fréquences très significatives à l'intérieur des trois premières est incontestable (Figure 12 et 13).

Les trois spectres de puissance des segments du membre inférieur témoignent d'une chute abrupte qui se termine avant la cinquième fréquence (HZ) suivie de quelques oscillations très petites (Figure 13). Par contre, les deux spectres de puissance du membre supérieur diffèrent légèrement (Figure 12). La chute de puissance, tout en étant abrupte au départ, est plus graduelle et se termine vers la vingt-cinquième fréquence (HZ) et, par le fait même, suggère une fréquence liminale de filmage plus élevée pour le membre supérieur.

Quoique concevable, ce résultat était complètement inattendu puisque tout ce que nous avons vu jusqu'à présent supporte une fréquence de filmage plus élevée pour les segments du membre inférieur.

De plus, l'analyse précise d'un geste requiert une fréquence liminale de filmage qui est de deux fois plus grande que la fréquence maximale d'intérêt dans le signal. Ceci voudrait dire une fréquence liminale de 50 IPS pour filmer le membre supérieur. De tous points de vue, ceci est invraisemblable, puisque même le point de dissociation (34 IPS) entre les courbes du CM moyen et l'estimé de l'erreur d'interpolation serait plus petit que cette dernière valeur.

La contribution cumulative des fréquences fut calculée dans une tentative d'éclaircir cette situation. Le "bruit" introduit par la digitalisation et la conversion des données, engendre une certaine variance de sorte que moins que 100 pourcent de variance soit nécessaire pour reconstituer tout le signal. Comme le bruit se retrouve réparti à travers toutes les fréquences mais proportionnellement plus dans les hautes fréquences, ce sont ces dernières qui ont été éliminées. Le point de coupure a été établi pour recouvrer 99,1 pourcent de la variance totale du signal original et nous voyons que les données de la cuisse, la jambe et le pied seraient reconstituées avec les 3, 4 et 4 premières fréquences (HZ) tandis que pour l'avant-bras et le bras ce serait avec les 12 et 10 premières fréquences (HZ) (Tableau 8). Ce qui voudrait dire une fréquence de filmage de 8 IPS (deux fois la fréquence maximale d'intérêt) pour le membre inférieur contre une fréquence liminale de 24 IPS pour le membre supérieur.

Face à ces derniers résultats nous restons quand même perplexes. La fréquence liminale de filmage, déterminée par le pourcentage de contribu-

Tableau 8

Nombre de basses fréquences nécessaires pour
recomposer chaque pourcentage de variance du
signal original pour chaque segment

pourcentage de de variance	fréquences (HZ) contribuant à la reconstitution du signal				
	avant-bras	bras	cuisse	jambe	pied
90,0	1	1	0	2	2
95,0	2	2	2	2	2
97,0	3	3	3	3	3
98,0	5	5	3	3	3
99,0	11	9	3	3	3
99,1	12	10	3	4	4
99,5	21	20	4	4	4

tion des fréquences significatives à la reconstitution du signal est trois fois plus élevée pour le membre supérieur que pour le membre inférieur.

Comment expliquer ces résultats? Surtout, quand on sait à l'avance que le membre inférieur comporte un plus grand nombre de régions minimum-maximum aiguës que le membre supérieur.

Après maintes réflexions, nous n'avons qu'une explication conjecturale. La chute graduelle du spectre de puissance de l'avant-bras et du bras est peut-être due à la présence d'une ou plusieurs fréquences "fractionnaires": dans la présente étude, une fréquence fractionnaire représente une fréquence à cycle incomplet, c'est-à-dire par exemple, 3,2 ou 2,9 cycles par seconde au lieu de 3 cycles par seconde.

Il suffit de comparer les deux spectres reproduits à partir de 100 fréquences dans la Figure 14: le spectre A représente une fréquence de 4 HZ tandis que le spectre B représente une fréquence fractionnaire de 3,5 HZ. Il n'y a aucun doute pour le spectre A. La seule et unique fréquence d'intérêt est à 4 HZ. Par contre, le spectre B est différent. Si l'on tient compte de la partie inférieure du spectre on aurait tendance à surestimer la fréquence maximale d'intérêt. Il est fort possible que le même phénomène soit présent, et reflété lors de la reconstitution du signal du membre supérieur.

Si l'on essaie de trouver la fréquence maximale d'intérêt dans les spectres de puissance du membre supérieur, a posteriori, en tenant compte du spectre produit par la fréquence fractionnaire, une estimation à l'oeil de la fréquence fractionnaire résulte en 3,2 HZ et 3,5 HZ pour l'avant-bras et le bras. Ces derniers résultats produisent une fréquence liminale de filmage de 6,4 IPS et 7 IPS pour l'avant-bras et le bras, ce qui semble

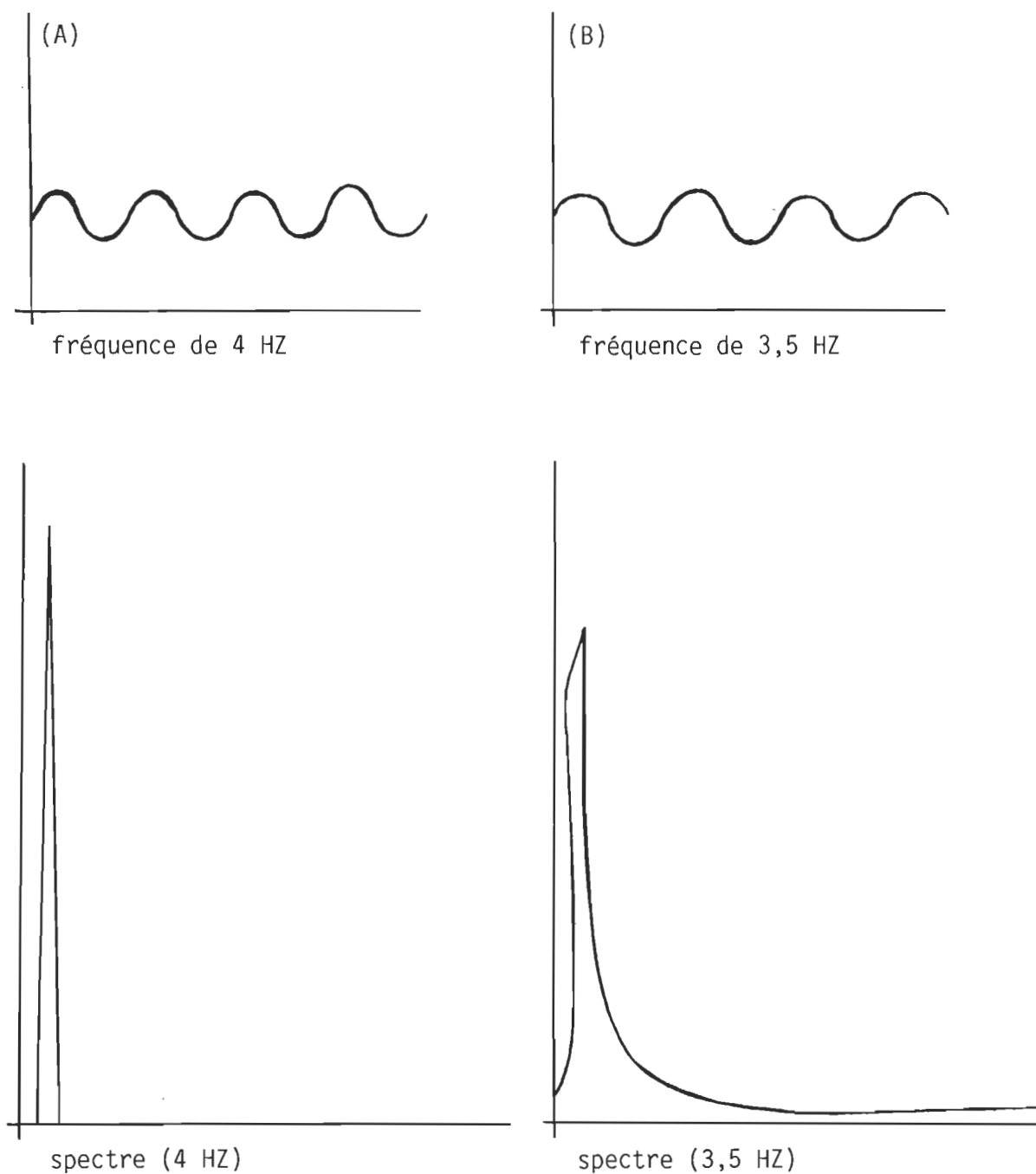


Figure 14. Spectres de puissance démontrant une fréquence à 4 HZ (A) et une fréquence fractionnaire à 3,5 HZ (B).

raisonnable. Chose certaine, ces derniers résultats concordent bien avec ceux déjà obtenus pour le membre inférieur lors de la reconstitution du signal. A 99,1 pourcent, la cuisse, la jambe et le pied étaient reconstitués avec 6 IPS, 8 IPS et 8 IPS respectivement.

D'autre part ces résultats confirment ceux de Smith (1972) et de Winter et Wells (1978) qui ont trouvé des fréquences liminales de filmage se situant autour de 11 IPS, 12 IPS et 24 IPS pour le saut en longueur, la marche et la course à pied respectivement.

Une comparaison avec les résultats du CM moyen s'avère intéressante. La fréquence liminale de filmage avait été établie à environ 17,5 IPS avec une borne inférieure de 8,5 IPS et une borne supérieure de 27 IPS. On remarque que la borne inférieure de la fréquence liminale de filmage déterminée selon le CM moyen, correspond avec la fréquence liminale de filmage déterminée selon la présence d'une fréquence fractionnaire, tandis que la borne supérieure de la fréquence liminale de filmage déterminée selon le CM moyen, correspond avec la fréquence liminale de filmage de 24 IPS, déterminée selon le pourcentage de contribution des fréquences significatives à la reconstitution du signal. Par contre, on ne peut expliquer ces résultats.

Conclusions et recommandations

Nous pouvons tout de même conclure avec certitude en se référant aux objectifs poursuivis par la présente étude. Il est évident que la fréquence de filmage, ordinairement choisie pour l'enregistrement d'une classe de mouvements, est trop élevée: la bascule faciale aurait pu être filmée à partir d'une fréquence de 24 IPS en se basant sur le pourcentage de contribution des fréquences significatives. Cette dernière représente la plus

grande valeur que nous avons obtenue pour la fréquence liminale de filmage.

Ensuite, la fréquence liminale de filmage varie quelque peu selon le segment sous étude. Par contre, il est impossible de préciser exactement comment. Le nombre de régions minimum-maximum observé dans la courbe de déplacement ainsi que l'acuité de ces régions semblent être des facteurs importants. Mais jusqu'à quel point?

Les méthodes d'analyse en series de Fourier permettent de quantifier la perte d'information encourue par une réduction ultérieure de la fréquence de filmage. En filmant à une fréquence de 24 IPS, le signal original (200 IPS) est reconstruit à 99,1 pourcent, ce qui voudrait dire une perte d'information de 0,9 pourcent. Considérant la réduction de la fréquence de filmage, de 200 IPS à 24 IPS, cette perte d'information, correspondant au bruit aléatoire contenue dans le signal, est minime.

En ce qui concerne la fréquence liminale de filmage, nous pouvons en établir positivement l'existence. Par contre, la préciser, est plus difficile puisque nous avons l'embarras du choix entre les valeurs de 8 IPS, 17,5 IPS et 24 IPS obtenues pour les fréquences fractionnaires, le CM moyen et le pourcentage de contribution des fréquences (HZ). Pour des raisons sécuritaires, il faudrait choisir la fréquence de filmage la plus élevée (24 IPS) comme fréquence liminale mais, si le raisonnement des fréquences fractionnaires tient bon, la fréquence liminale de filmage pourrait être aussi basse que 8 IPS.

Plusieurs questions méritant une étude approfondie ont été soulevées lors de la réalisation de la présente. Dans un premier temps, la mise au point de l'image, qui dépend du nombre d'images filmées par seconde et du facteur d'obturation, influence l'erreur d'extraction lors de la digitali-

sation des coordonnées cartésiennes. Cette erreur se propage dans l'analyse subséquente (déplacement, vitesse, accélération) et peut fausser les résultats. Une étude traitant de l'effet d'un changement du facteur d'obturation sur la mise au point de l'image filmée, permettrait d'évaluer la variation du terme d'erreur tout en précisant le critère "mise au point de l'image filmée" utilisé lors de la sélection de la fréquence de filmage pour un geste donnée.

Dans un deuxième temps, il serait intéressant d'étudier comment l'acuité et le nombre de régions minimum-maximum influencent la reconstruction de différents signaux biomécaniques et, par le fait même, la fréquence liminale de filmage.

L'analyse spectrale nous a permis de reconstituer le signal, déplacement angulaire, des différents segments. Lors de la reconstitution du signal de l'avant-bras et du bras, nous avons soulevé l'existence possible de "fréquences fractionnaires". Etant donné le caractère non répétitif de beaucoup de gestes humains, il est fort possible que les signaux de déplacement de ces derniers contiennent des fréquences fractionnaires aussi. Comment peut-on les reconnaître et les dépister? Quel est l'effet de leur présence dans le signal lors de la reconstitution de ce dernier et sur la détermination de la fréquence liminale de filmage?

Ensuite, la présente étude se limitait aux données de déplacement angulaire tirées d'un film tourné à 200 IPS. Qu'auraient donné des pseudo-films de 400 ou 500 IPS à l'analyse spectrale ou au CM? Enfin, la détermination et la stabilité de la "fréquence liminale" pour les données de vitesse et d'accélération méritent aussi une investigation particulière.

ANNEXE A

Critères servant à la sélection de l'essai

Critères servant à la sélection de l'essai pour fins d'analyse

1. La hauteur verticale du bassin au moment du contact mains-barre.
2. Le degré de flexion tronc-jambes au moment du contact mains-barre.
3. La distance horizontale hanches-barre au moment du contact mains-barre.
4. L'ouverture au niveau des angles tronc-bras et tronc-jambes au moment:
 - A) directement en-dessous de la barre, et
 - B) à la fin de l'élan avant.
5. L'angle du corps-barre à la fin de l'élan avant.
6. Le degré de flexion maximale au niveau de l'angle tronc-jambes durant la phase de rétropulsion.
7. La distance horizontale des pieds-barre au moment de fermeture maximum de l'angle tronc-jambes.
8. Position de la tête pendant le mouvement.
9. La phase de rétropulsion accomplie en gardant les bras droits.
10. L'ouverture de l'angle tronc-jambes à la fin de la bascule.
11. La tenue des jambes pendant le mouvement.

ANNEXE B

Formule statistique pour estimer l'erreur d'interpolation

Estimation de l'erreur en fonction de l'ordre d'interpolation

nous avons différents points, interpolés sur une ligne, entre les points

0 et r: $P_0, P_1, P_2, \dots, P_{r-1}, P_r$

le point interpolé (P_i) comprend la valeur exacte interpolée plus ou moins un terme d'erreur rattaché à cette valeur exacte:

$$P_i = \mathcal{M} + e_i$$

nous voulons trouver l'espérance mathématique du point interpolé, ou:

$$E(P_i - P)^2 \text{ sur l'intervalle } 0 < i < r$$

l'interpolation se fait entre les bornes P_0 et P_r , alors:

$$\begin{aligned} P_i &= P_0 + \frac{(P_r - P_0)i}{r} \\ &= P_0 + (i/r)P_r - (i/r)P_0 \\ &= (r-i/r)P_0 + (i/r)P_r \end{aligned}$$

par substitution:

$$P_i - P_i = (\mathcal{M} + e_i) - (r-1/r)(\mathcal{M} + e_0) - (i/r)(\mathcal{M} + e_r)$$

si $k = r-1$:

$$P_i - P_i = (e_i) - (k/r)(e_0) - (i/r)(e_r)$$

au carré:

$$(P_i - P_i)^2 = e_i^2 - (k^2/r^2)(e_0^2) - (i^2/r^2)(e_r^2)$$

si l'espérance de l'erreur:

$$E(e_i^2) = E(e_0^2) = E(e_r^2)$$

alors:

$$E(P_i - P_i)^2 = \text{var } E[1 + (k^2/r^2) + (i^2/r^2)]$$

et:

$$E(i^2) = \frac{1^2 + 2^2 + \dots + (r-1)^2}{r-1}$$

$$E(r^2) = \frac{(r-1)^2 + (r-2)^2 + \dots + 1^2}{r-1}$$

alors:

$$E(P_i - \hat{p}_i)^2 = \text{var} | 1 + (2/r^2)E(i^2) |$$

quand:

$$E(i^2) = \frac{(2r^2 - r)}{6}$$

$$\begin{aligned} E(P_i - \hat{p}_i)^2 &= \text{var} | 1 + (2/r^2) \frac{(2r^2 - r)}{6} | \\ &= \text{var} | 1 + \frac{(2r - 1)}{3r} | \end{aligned}$$

où var = estimé de l'erreur (200 IPS) et r = nombre de données à interpoler

REFERENCES

- Adriane, M. & Kreighbaum, E. Mechanics of distance running during competition. Dans: S. Cerquiglioni, A. Vernerando & J. Waterweiler (Eds.), Medicine and Sport (vol 8). Baltimore: University Park Press, 1973.
- Bates, B.T. The development of a computer program with application to a film analysis: the mechanics of female runners. Thèse de doctorat non-publiée, Indiana University, 1973.
- Bates, B.T. & Haven, B.H. Effects of fatigue on the mechanical characteristics of highly skilled female runners. Dans: R.C. Nelson & C.A. Morehouse (Eds.), Biomechanics IV. Baltimore: University Park Press, 1974.
- Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B., & James, S.L. Lower extremity function during the support phase of running. Dans: E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds.), Biomechanics VI-B. Baltimore: University Park Press, 1978.
- Bauman, W. Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. Dans: P.V. Komi (Ed.), Biomechanics V-B. Baltimore: University Park Press, 1976.
- Brandell, B.R. & Williams, K. An analysis of cinematographic and electromyographic recordings of human gait. Dans: R.C. Nelson & C.A. Morehouse (Eds.), Biomechanics IV. Baltimore: University Park Press, 1974.

- Cavanagh, P.R. Recent advances in instrumentation and methodology of biomechanical studies. Dans: P.V. Komi (Ed.), Biomechanics V-B. Baltimore: University Park Press, 1976.
- Cavanagh, P.R., Pollack, M.L. & Landa, J. A biomechanical comparison of elite and good distance runners. Ann. N.Y. Academy of Science, 1977, 328-345.
- Considine, D.M. (Ed.). Van Nostrand's Scientific Encyclopedia (5^e édition). New York: Van Nostrand Reinhold Compagny, 1976.
- Dillman, C.J. Effect of leg segmental movements on foot velocity during the recovery phase of running. Dans: R.C. Nelson & C.A. Morehouse (Eds.), Biomechanics IV. Baltimore: University Park Press, 1974.
- Dillman, C.J. & Nelson, R.C. The mechanical energy transformations of pole vaulting with a fiberglass pole. J. of Biomechanics, 1968, 1, 175-183.
- Eastman Kodak. High Speed Photography. Numéro G-H.
- Eberhart, H.D. & Inman, V.T. An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion. Ann. N.Y. Academy of Science, 1951, 5, 1213-1228.
- Elliot, B.C. & Roberts, A.D. A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle distance running. Can. J. of App. Sciences, 1980, 5(4), 203-207.
- Fédération de Gymnastique du Québec. Guide d'évaluation des tests du programme Pré-élite féminin. Montréal: Fédération de Gymnastique du Québec, 1979.
- Flowers, L.L. A kinematic analysis of the glide kip mount on the parallel bars. Thèse de maîtrise non-publiée, Springfield College, 1978.
- Fukashiro, S., Iimoto, Y., Kobayashi, H. & Miyashita, M. A biomechanical

- study of the triple jump. Medicine and Sc. in Sports and Ex., 1981, 13(4), 233-237.
- Fukunaga, T., Matsuo, A., Yuasa, K., Fujimoto, H. & Asahina, K. Mechanical power output in running. Dans: E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds.), Biomechanics VI-B. Baltimore: University Park Press, 1978.
- George, G.S. A cinematographical and mechanical analysis of the arched kip on the horizontal bar. Thèse de maîtrise non-publiée, Springfield College, 1967.
- George, G.S. Biomechanics of women's gymnastics. New York: Prentice-Hall, 1980.
- Girardin, Y. & Roy, B. Effects of a nondirective type of training program on the running patterns of male sedentary subjects. Dans: R.C. Nelson & C.A. Morehouse (Eds.), Biomechanics IV. Baltimore: University Park Press, 1974.
- Grieve, D.W., Miller, D.I., Mitchelson, D., Paul, J.P. & Smith, A.J. Techniques for the analysis of human movement. New Jersey, Princeton Book Company, 1976.
- Hamming, R.W. Numerical methods for Scientists and Engineers. New York: McGraw-Hill, 1962.
- Hough, J.E. A film analysis of the glide kip. Thèse de maîtrise non-publiée, University of Tennessee, 1970.
- International Mathematical and Statistical Library (IMSL), Programme FFTCC, version 9,1.
- Jacobs, N.A., Skorecki, J. & Charnley, J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. J. of Biomechanics, 1972, 5(1), 11-34.

- Kaneko, M. & Yamazaki, T. Internal mechanical work due to velocity changes of the working limb on a bicycle ergometer. Dans: E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds.), Biomechanics VI-A. Baltimore: University Park Press, 1978.
- Kaneko, M., Ito, A., Fuchimoto, T. & Toyooka, J. Mechanical work and efficiency of young distance runners during level running. Dans: A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior & A. Wit (Eds.), Biomechanics VII-B. Baltimore: University Park Press, 1981.
- Ketlinski, R. Can high speed photography be used as a tool in biomechanics? Dans: J.M. Cooper (Ed.), Selected Topics in Biomechanics, Proceedings of the CIC Symposium on Biomechanics, Indiana University, 1970.
- Lanczos, C. Applied Analysis. New Jersey: Prentice-Hall, 1967.
- Lees, A. An optimized film analysis method based on finite difference techniques. J. of Human Mov't Studies, 1980, 6, 165-180.
- Luhtanen, P. & Komi. P.V. Mechanical factors influencing running speed. Dans: E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds.), Biomechanics VI-B. Baltimore: University Park Press, 1978.
- McLaughlin, T.M. Lardner, T.J. & Dillman, C.J. Kinetics of the parallel squat. Research Quarterly, 1978, 49(2), 175-189.
- Miller, D. & Nelson, R.C. Biomechanics of sport: a research approach. Philadelphia: Lea & Febeger, 1973.
- Murase, Y., Hoshikawa, T., Yasuda, N., Ikegami, Y. & Matsui, H. Analysis of the changes in progressive speed during 100 meter dash. Dans: P.V. Komi (Ed.), Biomechanics V-B. Baltimore: University Park Press, 1976.
- Murase, Y.m Hoshikawa, T., Amano, Y., Ikegami, Y. & Matsui, H. Biomechani-

- cal analysis of sprint running in identical twins. Dans: A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior & A. Wit (Eds.), Biomechanics VII-B. Baltimore: University Park Press, 1981.
- Nelson, R.C. & Gregor, R. Biomechanics of distance running: a longitudinal study. Research Quarterly, 1976, 47(3), 417-427.
- Northrip, J.W., Logan, G.A. & McKinney, W.C. Introduction to biomechanical analysis of sport. Iowa: WM. C. Brown Company Publishers, 1974.
- Payne, A.H. A comparaison of the ground forces in race walking with those in normal walking and running. Dans: E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds), Biomechanics VI-A. Baltimore: University Park Press, 1978.
- Plagenhoef, S. Patterns of human motion: a cinematographic analysis. New Jersey: Prentice-Hall, 1971.
- Roy, B. Caractéristiques biomécaniques de la course d'endurance. Can. J. of App. Sciences, 1982, 7(2), 104-115.
- Smith, A.J. A study of forces on the human body in the athletic activities with particular reference to jumping. Thèse de doctorat non-publiée, University of Leeds, 1972.
- Winter, D.A. Biomechanics of human movement. Toronto: John Wiley and Sons, 1979.
- Winter, D.A., Sidwall, G.H. & Hobson, D.A. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. J. of Biomechanics, 1974, 7, 157-159.
- Winter, D.A. & Wells, R.P. Proper sampling and filtering frequencies in kinematics of human gait. Communication présentée au 7^e Congrès Canadien de Médecine et Biologie, Vancouver, Août, 1978.