

Titre: Modélisation des données anthropométriques
Title:

Auteurs: Christian Fortin, & Robert Gilbert
Authors:

Date: 1987

Type: Rapport / Report

Référence: Fortin, C., & Gilbert, R. (1987). Modélisation des données anthropométriques.
Citation: (Rapport technique n° EPM-RT-87-35). <https://publications.polymtl.ca/9681/>

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/9681/>
PolyPublie URL:

Version: Version officielle de l'éditeur / Published version

Conditions d'utilisation: Tous droits réservés / All rights reserved
Terms of Use:

Document publié chez l'éditeur officiel

Document issued by the official publisher

Institution: École Polytechnique de Montréal

Numéro de rapport: EPM-RT-87-35
Report number:

URL officiel:
Official URL:

Mention légale:
Legal notice:

26 OCT. 1987

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
DÉPARTEMENT DE GÉNIE INDUSTRIEL
LABORATOIRE D'ERGONOMIE

Rapport technique

(MODÉLISATION DES DONNÉES ANTHROPOMÉTRIQUES)

par

Christian (Fortin)
Robert (Gilbert)

Sous la direction de

Robert Gilbert, Ph.D.
Professeur agrégé

(1987)

SOMMAIRE

Ce rapport rassemble les données et les équations nécessaires pour représenter le corps humain à l'aide de modèles mathématiques ou informatiques suffisamment flexibles et précis pour représenter des individus particuliers, réels ou fictifs, selon les besoins de l'usager. Il fait suite au rapport technique intitulé : "Anthropométrie et dimensionnement des postes de travail", par Fortin et Gilbert (1985).

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	i
LISTE DES TABLEAUX	iii
LISTE DES FIGURES	iv
1.0 Introduction	1
2.0 Sources et limites des données	1
3.0 Plans de référence principaux	4
4.0 Le système des chaînons	8
5.0 Choix et définition des chaînons et des pseudo-chaînons principaux	12
6.0 Estimation des chaînons à partir de la longueur des os	16
7.0 Estimation de la longueur des os des membres	27
7.1 À partir des repères osseux externes	27
7.2 À partir de mesures anthropométriques externes	33
7.2.1 Méthode des percentiles	33
7.2.2 Régression linéaire sur les longueurs des segments	34
7.2.3 Régression linéaire sur la stature	37

TABLE DES MATIÈRES

	<u>page</u>
8.0 Estimation de la longueur des segments corporels	37
8.1 Modèle multinormal	40
8.2 Ajustements successifs	40
8.3 Régression multilinéaire sur la stature et le poids	43
9.0 Extrapolation des données d'une population à une autre	44
9.1 Méthode des percentiles	44
9.2 Méthode du pourcentage	46
10.0 Augmentation ou déplacement des plages de réglage	46
CONCLUSION	48
BIBLIOGRAPHIE	49
APPENDICE 1	55
 ANNEXES	
A: Norme BNQ-0990-105:	
Systèmes biodynamiques de coordonnées	1
B: Définition des chaînons utilisés par Reynolds (1978	
26	26
C: Équations de régression de McConville et	
Churchill (1976)	32
C.1: Équations de régression multiple à partir du poids	
du poids et de la stature	33

TABLE DES MATIÈRES

	<u>page</u>
C.2: Comparaisons entre les percentiles, les moyennes de sous groupes et les estimés de régression	43
C.3: Distributions bivariables du poids et de la stature en fonction du sexe	52
D: Fiches anthropotechniques	59
D.1: Définitions et conventions	60
D.2 Fiches techniques	63
D.3 Index de la NASA	191
D.4 Figures de la NASA	212
D.4 Études anthropométriques: Résumés des références principales de la NASA	236

LISTE DES TABLEAUX

	<u>page</u>
Tableau 1: Estimation des chaînons du personnel de la force aérienne des États-Unis à partir des proportions mesurées sur des cadavres.	18
Tableau 2: Rapports entre la longueur des chaînons et la longueur des os des cadavres de l'Université du Michigan.	19
Tableau 3: Dimensions relatives des chaînons des membres.	20
Tableau 4: Équations de régression linéaire entre les membres inférieurs et supérieurs.	21
Tableau 5: Repères osseux pour la mesure des os de l'avant bras et de la jambe.	22
Tableau 6: Équations de régression de Gilbert (1986).	36
Tableau 7: Équations de régression pour estimer les longueurs des os.	38
Tableau 8: Longueurs des os, estimées pour la population américaine de 1985.	39
Tableau 9: Longueurs des chaînons des membres estimées pour la population américaine de 1985.	39
Tableau 10: Distribution des percentiles des variables utilisées par Goeffrey (1961).	42

LISTE DES FIGURES

	<u>page</u>
Figure 1: Chemin du centre instantanné de rotation de l'épaule lors de l'abduction de l'épaule.	7
Figure 2: Plans de segmentation chez les cadavres et chez les sujets vivants.	11
Figure 3: Système des chaînons principaux proposé par Reynolds (1978).	14
Figure 4: Système des chaînons de la main de Roebuck (1975).	15
Figure 5: Graphique points à partir des données brutes de Trotter et Gleser.	25
Figure 6: Graphiques de corrélation points à partir des données brutes de Trotter et Gleser.	26
Figure 7: Schémas de localisation des centres articulaires à partir de repères osseux externes.	30-32
Figure 8: Schéma du mannequin plat de Goeffrey (1961).	41
Figure 9: Schéma de la stature en fonction de l'inclinaison d'un dossier.	47

1.0 INTRODUCTION

Ce rapport rassemble les données et les équations nécessaires pour représenter le corps humain à l'aide de modèles mathématiques ou informatiques suffisamment flexibles et précis pour représenter des individus particuliers, réels ou fictifs, selon les besoins de l'usager.

2.0 SOURCES ET LIMITES DES DONNÉES

Les données, les équations et les méthodes utilisées dans le présent chapitre proviennent en partie d'abord de Reynolds (1978), puis de McConville et Churchill (1976), Roebuck, Kroemer et Thomson (1975), et enfin des travaux fondamentaux de Dempster, Shenn et Priest (1964), Dempster (1955), Trotter et Gleser (1958, 1952). Nous avons également consulté d'autres auteurs, notamment Roozbazar (1973), Krause et Kroemer (1973), Wisner et Rebiffé (1963).

Les coefficients et les équations de régression trouvés dans la littérature sont généralement basés sur de petits échantillons de sujets vivants ou de cadavres, représentatifs des américains de race blanche et de sexe masculin. Les travaux de Trotter et Gleser (1958, 1952) portant sur des milliers de squelettes constituent l'une des rares exceptions notables. Reynolds (1978) a effectué une revue des rares données disponibles sur les femmes, ainsi que sur les hommes et les femmes de certaines autres ethnies et les a incorporées dans ses tableaux.

En plus du manque général de données sur les populations, il n'existe pratiquement aucune donnée sur l'effet de l'accroissement séculaire de la taille sur les caractéristiques anthropométriques et morphologiques, en particulier sur les caractéristiques de la distribution de la masse corporelle. Cet accroissement semble lié principalement à un accroissement de la longueur du tronc et très peu à un accroissement des membres inférieurs. Néanmoins, la plupart des auteurs font l'hypothèse d'une relation

proportionnelle quand il s'agit de comparer deux études réalisées à des époques différentes. Si un accroissement de la stature de $\frac{1}{2}\%$ a été observé sur 10 ans, on supposera qu'il y a eu également un accroissement de $\frac{1}{2}\%$ de la longueur des segments corporels. De plus, on suppose alors également que les relations statistiques et les coefficients de corrélation entre la stature et chacune de ces longueurs sont demeurés constants. Reynolds (1978), par exemple, utilise ces hypothèses pour comparer les données de Dempster (1955) avec celles de Snyder, Chaffin et Schultz (1972) et pour arriver ainsi à construire ses tableaux.

Par ailleurs, les relations entre les données recueillies sur des sujets vivants et celles qui ont été prélevées sur des cadavres n'ont jamais été définies, à l'exception des relations établies indirectement par Trotter et Gleser (1952) entre la stature du sujet vivant et la stature du sujet mort. On ne sait donc pas précisément comment transférer les données sur des cadavres à des sujets vivants. De nombreux changements dans un cadavre, particulièrement ceux qui sont reliés à la distribution des fluides dans l'organisme, paraissent analogues à ceux observés chez le sujet vivant en état d'apesanteur (Thornton, 1978). Les erreurs des méthodes de mesure indirectes utilisées sur des sujets vivants, pour mesurer par exemple le volume et la masse de chacun des segments, ne sont pas connues non plus.

De nombreuses techniques différentes ont été utilisées pour mesurer les caractéristiques de la distribution des volumes ou de la masse corporels (Reynolds, 1978; Roebuck, Kroemer et Thomson, 1975; Dempster, 1955). Deux difficultés majeures se présentent dans ces études lorsque'elles sont réalisées sur des vivants:

- 1) les fluides et les tissus de l'organisme se déplacent ou se déforment au cours de la mesure;

2) les mesures de la position du centre d'inertie, de la position et de l'orientation des axes d'inertie du corps dans une posture donnée ne sont généralement valides que pour cette posture.

Pour contourner la seconde difficulté, il est préférable de modéliser chacun des segments et déduire ensuite les caractéristiques inertielles du corps dans la posture voulue.

La première difficulté est inhérente aux techniques indirectes utilisées le plus fréquemment:

- estimation par mesure volumétrique du poids ou de la masse des segments;
- estimation par variation des leviers d'équilibre d'une planche mobile lors du déplacement d'un segments;
- estimation volumétrique de la position du centre d'inertie de chaque segment à l'aide de formes géométriques simples;
- estimation par mesure indirecte du moment d'inertie par rapport à un seul axe passant par le centre moyen de rotation d'une faible plage angulaire.

La seule façon d'éviter cette difficulté est de recourir à des mesures directes:

- stéréophotogrammétrie;
- radiographie appareillée;
- densimétrie par diffusion de neutrons lents ou de rayons gammas.

L'imprécision des méthodes de mesure indirectes est généralement accrue par l'utilisation d'hypothèses sur la densité des segments, sur la position de leur centre d'inertie, ou sur celle de leurs centres de rotation, selon la variable étudiée.

La connaissance des hypothèses sur lesquelles reposent les données actuellement disponibles est essentielle afin de pouvoir évaluer adéquatement les limites de leur validité, ainsi que les possibilités de correction ou de mise à jour, à mesure que les connaissances se précisent ou que les caractéristiques des populations évoluent. On ne devrait donc pas hésiter en général:

- à consulter la littérature pertinente;
- à prendre des mesures sur des sujets de la population visée;
- à recourir à de l'expérimentation avec ces mêmes sujets, plutôt que de se contenter d'estimés ou d'approximations pas suffisamment satisfaisantes.

3.0 PLANS DE RÉFÉRENCE PRINCIPAUX

L'anatomie classique, pour décrire qualitativement les mouvements du corps utilise trois plans de référence principaux mutuellement perpendiculaires. Ces plans, dont le point d'intersection est généralement flottant, sont définis par rapport à la posture dite anatomique, c'est-à-dire la posture debout, droite, la face tournée vers l'avant, les bras pendant le long du corps, les paumes tournées vers l'avant. Il s'agit:

- du plan frontal: tout plan vertical et parallèle à la ligne des épaules (ou du front);
- du plan sagittal: tout plan vertical et perpendiculaire à un plan frontal;

- du plan transverse: tout plan horizontal dans la station debout; tout plan perpendiculaire à un plan frontal et à un plan sagittal.

Les directions de ces plans sont également définies par rapport au corps (ou à certaines de ses parties) dans la posture anatomique. Citons ici:

- inférieure, supérieure;
- postérieure, antérieure;
- gauche, droite.

L'anatomie classique a également développé tout un vocabulaire pour décrire les mouvements par rapport à ces plans. Cependant, malgré son apparence bien structurée, ce vocabulaire présente de nombreux problèmes (voir Roebuck (1975), pages 77 à 81, et Reynolds (1978), pages 3 à 6). Les textes d'anatomie sont souvent équivoques ou inconsistants dans l'utilisation de certains termes. Les auteurs dans ce domaine redéfinissent souvent les termes ou les systèmes descriptifs (combinaisons de termes) employés. De nombreux termes sont en fait trompeurs ou inappropriés, et certains sont même basés sur le mauvais modèle de mouvement (Roebuck, 1968). Ces derniers suggèrent en effet (ou du moins semblent supposer) que les segments corporels se déplacent essentiellement par translation dans un réseau cubique, plutôt que par rotation comme c'est effectivement le cas. Seuls les segments distaux, parce qu'ils ont plusieurs degrés de liberté par rapport au tronc, peuvent se déplacer par translation; mais, au niveau des articulations, les mouvements du corps sont essentiellement des mouvements de rotation par rapport à des centres instantanés de rotation, lesquels se déplacent à mesure que le mouvement progresse. Ces déplacements s'effectuent le long d'une ligne courbe. Dans certains cas, comme celui de l'épaule dans le simple mouvement d'abduction du bras, cette ligne peut

prendre des formes très compliquées dans l'espace tri-dimensionnel (voir figure 1, tirée de Dempster (1955)). On peut remarquer ici que pour être capable de suivre un tel chemin, il est nécessaire d'avoir un système de coordonnées d'origine fixée plutôt que flottante.

Un autre problème avec les notations utilisées en anatomie classique réside dans le manque de définitions précises de l'orientation relative des parties du corps, en termes de distances entre des repères anatomiques et des plans particuliers et en termes d'orientation angulaire des structures corporelles dans l'espace. La notion de posture anatomique de référence est une notion purement qualitative, une simple représentation picturale. Un tel manque a déjà conduit des chercheurs à rapporter des amplitudes angulaires, mais sans indiquer à partir d'où partaient les mouvements (Roebuck, 1975). Leurs résultats étaient ainsi inutilisables pour la conception des postes de travail.

Pour des besoins de la biocinématique et pour ceux de la conception en ingénierie (machines, outils, poste de travail, produits), il est donc nécessaire de choisir un système de coordonnées, cartésien ou non, fixé par rapport à des repères anatomiques précis et stables, donc osseux de préférence.

De nombreux auteurs ont proposés divers systèmes de coordonnées, ainsi que divers systèmes de notation des mouvements (Reynolds (1978), page 4).

Le point d'origine initial du système de coordonnées choisi devrait être situé au niveau du bassin et être facile à localiser par rapport à des repères osseux du bassin ou de la colonne vertébrale. Plusieurs raisons militent pour cette recommandation. D'abord, le centre de masse du corps entier dans une posture quelconque est relativement proche du bassin. Ensuite, ce dernier peut être considéré comme un corps rigide. Enfin, l'orientation spatiale et le positionnement du bassin par rapport au corps et aux surfaces d'appui constituent des facteurs majeurs dans la détermination des postures et des mouvements du corps.

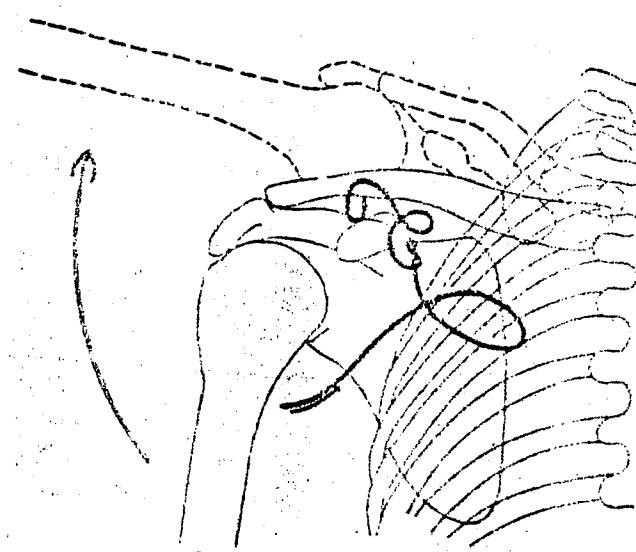


Figure 1 Chemin du centre instantanné de rotation de l'épaule lors de l'abduction de l'épaule observé par Reuleaux à l'aide de la cinéfluorographie.

Source: Dempster (1955), p. 89.

Le corps humain est cependant très complexe et hautement variable sous divers aspects. Il peut être intéressant, - voire nécessaire, - d'utiliser simultanément plusieurs systèmes de coordonnées d'origines différentes. Ces repères devraient alors pouvoir être rapportés à une même origine commune, qu'on a appellée ci-dessus l'origine initiale. On pourrait songer, par exemple, à utiliser un système différent pour chaque articulation. Dans le cas de systèmes cartésiens, les axes pourraient être orientés parallèlement aux axes principaux du segment distal immédiat. Dans le cas de systèmes sphériques, l'axe radial pourrait être orienté parallèlement au chaînon représentant le segment distal immédiat, tandis que les axes curvilignes pourraient être choisis pour s'aligner aux mieux avec les mouvements naturels de ce segment dans chacune des articulations considérées.

Le point d'origine initial pourrait être déterminé, par exemple, par l'intersection du plan médiogittal (séparant la gauche de la droite) avec le plan transverse passant par le sommet des crêtes illiaques et avec le plan frontal passant par la ligne des épaules. Ce point pourrait aussi, plus simplement, être placé au milieu de l'espace entre la cinquième lombaire et la première sacrée. La numérotation des segments pourrait être celle proposée par Roebuck (1975, pages 81 à 88, 423 à 425). Enfin, il pourrait être avantageux à maints égards, notamment du point de vue des communications interdisciplinaires, de suivre le plus possible les normes proposées récemment en ce domaine, soit au niveau international (ISO), soit du niveau du Québec (BNQ). C'est pourquoi on trouvera à l'annexe A du présent rapport la norme BNQ 9990-105 intitulée: "Systèmes biodynamiques de coordonnées".

4.0 LE SYSTÈME DES CHAÎNONS

L'appareil locomoteur humain peut être considéré comme un mécanisme indéterminé à chaîne ouverte:

- indéterminé, parce qu'il y a généralement plus de degrés de liberté que d'équations;
- à chaîne ouverte, parce que les segments corporels ne sont pas astreints à suivre des chemins précis et prédictibles dans l'espace.

Ce qui pose d'ailleurs des problèmes de méthodologie quand il s'agit de modéliser certains mouvements, d'atteintes par exemple, à l'aide de l'informatique. Il faut alors soit recourir directement à l'observation ou à l'expérimentation, soit utiliser des fonctions ou des procédures de minimisation de l'effort et de maximisation du confort. Dans ce dernier cas, pour établir ces fonctions, il faudra vraisemblablement recourir à des mesures sur des sujets en laboratoire ou en situation réelle.

L'appareil locomoteur humain est en réalité si complexe, si variable et de nature si indéterminée qu'il est nécessaire, pour étudier son fonctionnement, de recourir à certaines simplifications. Le système des chaînons est l'une de ces simplifications. Ce système est une abstraction (un modèle) utilisée en biocinématique. Elle consiste à remplacer les os du squelette par un ensemble de lignes solides imaginaires joignant chacune deux centres instantanés de rotation, sauf pour les chaînons les plus distaux qui relieront un centre de rotation à un autre point, généralement le centre de gravité du dernier segment. Chacune de ces lignes est appellée un chaînon. Selon le niveau de détails désiré et le type de problème à traiter, l'ensemble utilisé comportera plus ou moins de chaînons, ainsi que plus ou moins de centres de rotation. Le tronc, par exemple, pourra comprendre autant de chaînons que de vertèbres mobiles, ou seulement trois, ou deux, ou même un seul chaînon. Les chaînons ne doivent généralement pas être confondus avec des os du squelette ou des segments du corps. Le chaînon représentant l'avant bras, par exemple, sera plus long qu'un os et plus court que l'autre, selon la posture, et les traversera d'ailleurs obliquement l'un et l'autre. Dans le cas des membres, les chaînons et les

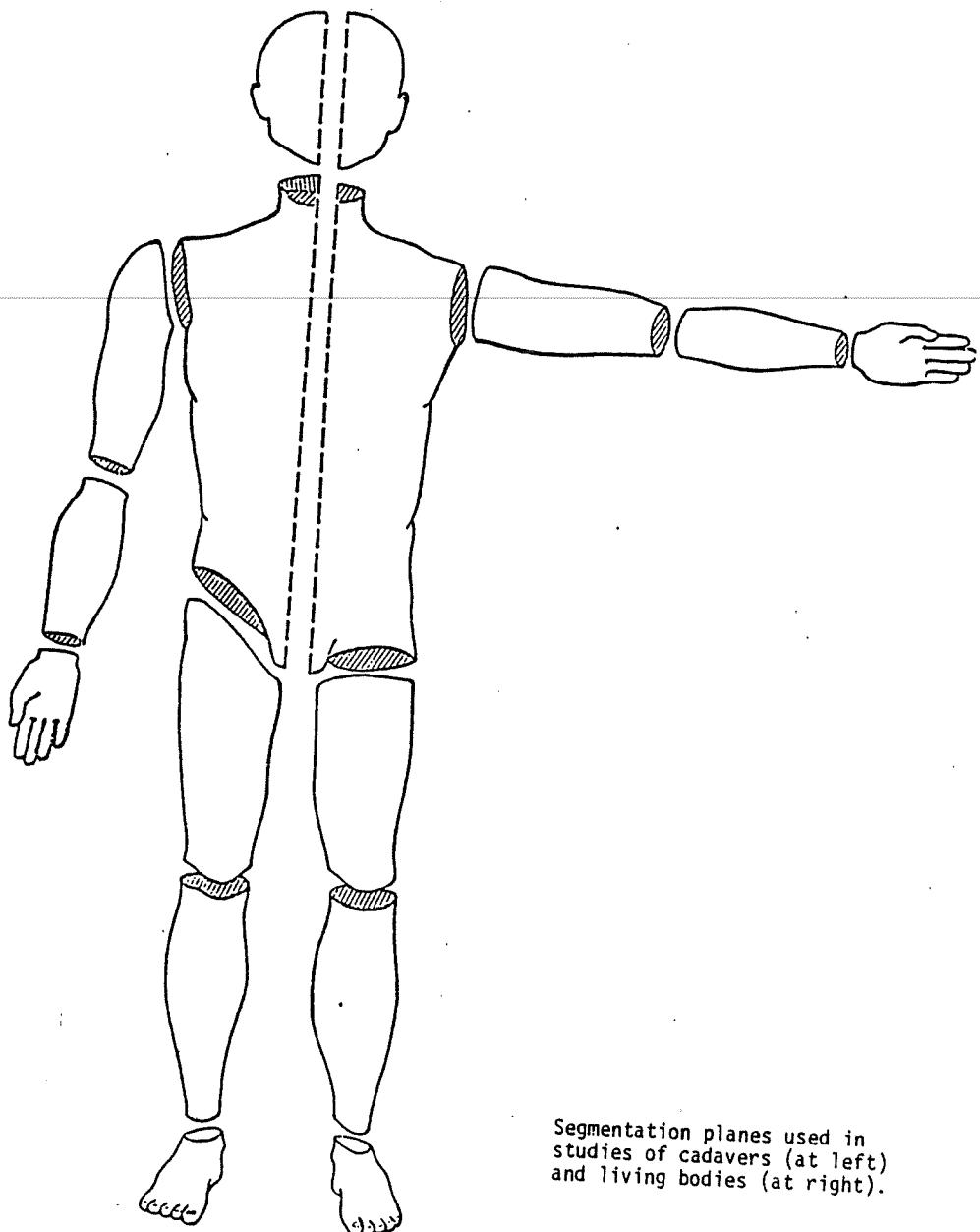
segments correspondent néanmoins approximativement, du moins dans la mesure où les plans de segmentation passent par les centres articulaires et que ceux-ci ne sont guère éloignés des centres de rotation instantanés. Il faut noter cependant que les plans de segmentation utilisés pour des cadavres ne sont généralement pas les mêmes que ceux utilisés chez les vivants (voir figure 2, tirée de Reynolds (1978), page 7).

On aura aussi remarqué que la longueur et l'orientation d'un chaînon varient par définition avec la position relative des centres qu'il relie. Les rapports simples établis par Dempster (1955) entre la longueur de certains chaînons et celle de certains os ou de certains segments corporels, ne sont donc valables en principe que pour la longueur moyenne du chaînon considéré dans les plages angulaires de faibles amplitudes étudiées par Dempster (1955) et pour les positions moyennes dans ces plages des centres instantanés de rotation, dans le petit échantillon de sujets de Dempster (1955). Ce dernier admet d'ailleurs lui-même que l'intervalle de variation de la longueur des chaînons pourrait être de 2 à 3 cm dans les plages étudiées.

Il pourrait donc s'avérer nécessaire pour certaines études de suivre les déplacements des centres instantanés de rotation par rapport à une origine commune, à l'aide par exemple des méthodes décrites par Dempster (1955) ou par Roebuck (1975). On peut songer à certaines applications de la biomécanique et de la biocinématique dans le domaine du travail, dans celui de la réadaptation et dans celui des sports:

- évaluations précises des efforts, des contraintes et des risques:

- pour une population donnée,
- pour un individu en particulier,



Segmentation planes used in
studies of cadavers (at left)
and living bodies (at right).

Figure 2 Tirée de Reynolds (1978).

- adaptation et améliorations des techniques gestuelles ou du matériel:
 - pour une population donnée,
 - pour un individu en particulier,

Dans la plupart des études d'ingénierie et notamment dans les études de conception de postes de travail, il semble cependant qu'on pourrait se contenter d'utiliser des centres de rotation immobiles par rapport aux articulations considérées, ainsi que des longueurs fixes pour les chaînons. Ceci, d'autant plus que les plages angulaires étudiées par Dempster (1955) se situent au voisinage de la bissectrice de l'amplitude angulaire maximale, de même que les plages de confort généralement choisi est dans les études de poste. Par contre, il faudra tenter de compenser ces limites en utilisant les mannequins ainsi obtenus avec souplesse et intelligence. Il serait préférable aussi d'utiliser comme dimensions critiques des mannequins des dimensions correspondant en réalité à des percentiles plus faibles ou plus élevés, selon le cas, que les extrêmes de la population visée.

5.0 CHOIX ET DÉFINITION DES CHAÎNONS ET DES PSEUDO-CHAÎNONS PRINCIPAUX

Nous considérons aux fins de ce chapitre que l'appareil locomoteur humain peut être représenté idéalement, par 26 chaînons principaux correspondant:

- aux pieds gauche et droit;
- aux jambes gauche et droite;
- aux cuisses gauche et droite;
- au bassin, pour trois chaînons:
 - le transpelvien et les iliopelvien gauche et droit;
- à la colonne lombaire;
- à la colonne thoracique;
- à la colonne cervicale;
- à la tête;

- aux mains gauche et droite;
- aux avant-bras gauche et droit;
- aux bras gauche et droit;
- aux scapulaires gauche et droit;
- aux clavicules gauche et droite;
- à l'assemblage thoraco-sternal constitué lui aussi de trois chaînons:
~~le transsternal et les transthoraciques gauche et droit.~~

La figure 3 illustre la disposition de ces chaînons. Une définition plus précise de chacun est donnée à l'annexe B du présent rapport. Ces définitions proviennent également de Reynolds (1978). En fonction des besoins des études en cours, et plus particulièrement si ce modèle est informatisé, on devrait laisser à l'usager la possibilité de redéfinir ce système de chaînons, soit pour le simplifier, soit pour le rendre encore plus précis. Le chaînon de la main, par exemple, devrait pouvoir être remplacé par l'ensemble illustré par la figure 4. De même, la colonne lombaire devrait pouvoir être remplacée par plusieurs chaînons, voire plusieurs formes, représentant les vertèbres avec davantage de réalisme.

Au système des chaînons, il est nécessaire, particulièrement pour la conception de postes de travail, d'avoir un certain nombre de pseudo-chaînons. Ces derniers sont des lignes droites imaginaires permettant de repérer des points d'intérêt particulier par rapport aux centres articulaires les plus proches ou à d'autres repères connus. Ils sont nécessaires pour représenter notamment:

- la position de chacun des yeux par rapport au centre de gravité de la tête ou par rapport à l'extrémité distale du chaînon représentant la colonne lombaire;

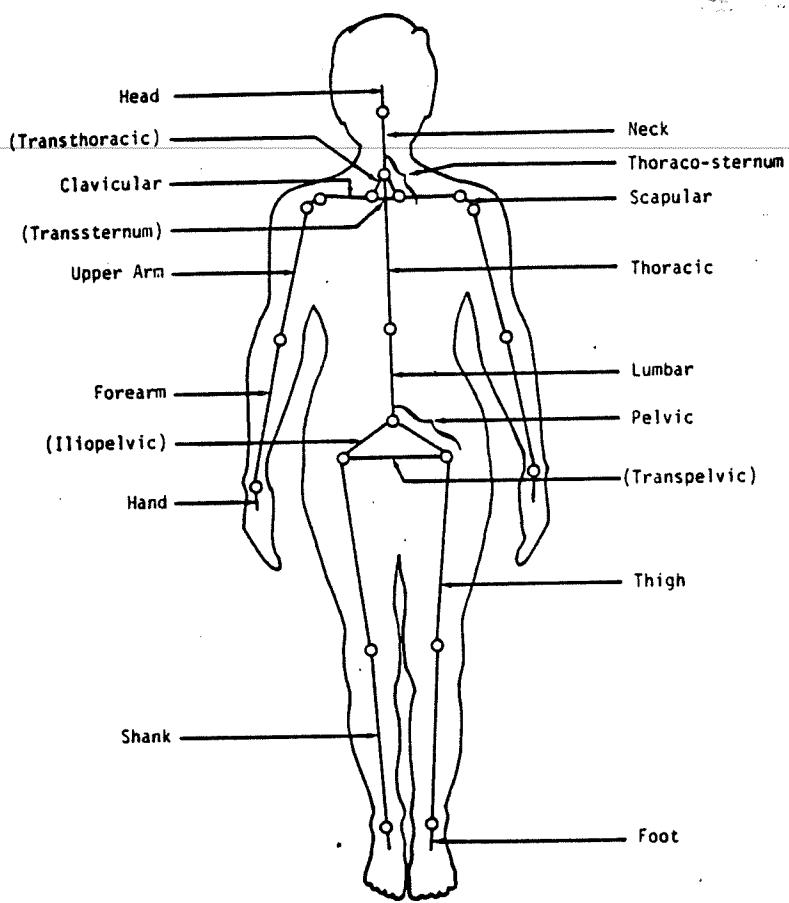


Figure 3 Système des chainons principaux proposé par Reynolds (1978).

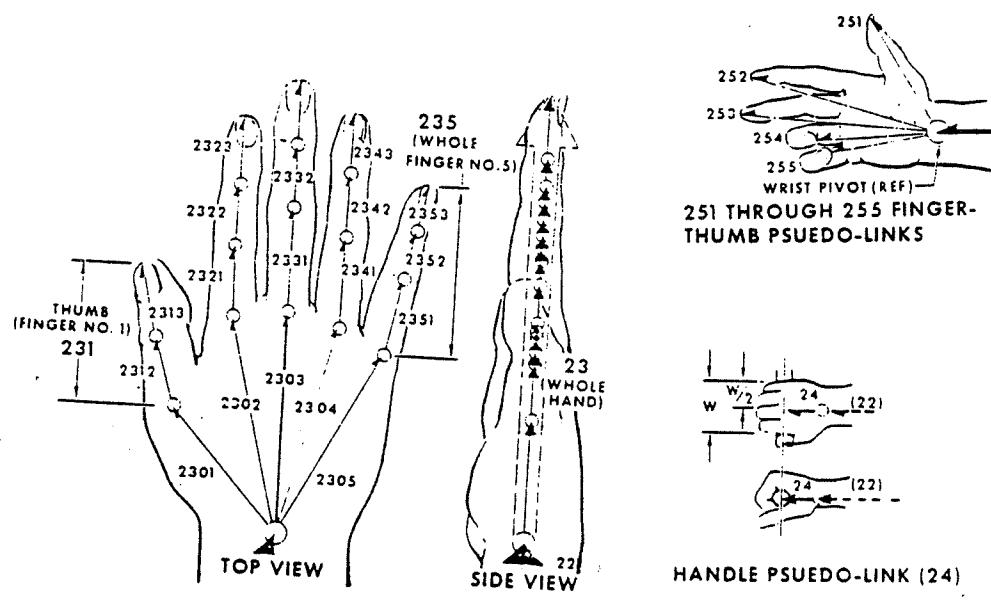


Figure 4 Système des chaînons de la main. (Tirée de Roebuck (1975), page 83).

- la position du centre de la prise de la main par rapport au centre articulaire du poignet;
- la position du bout d'un doigt (le plus court ou le plus long), du pouce ou de chacun des doigts, par rapport au centre articulaire du poignet ou par rapport au centre de gravité de la main;
- la forme du champ de vision de chaque œil en fonction de la zone considérée: centrale, proximale et périphérique;
- la forme et la taille des enveloppes des distances d'atteinte, en fonction de la zone considérée: optimale (vis-à-vis la précision, la vitesse ou le confort des mouvements), sous optimale et maximale.

Il est également important là aussi de laisser à l'usager d'un modèle informatique la possibilité de modifier ou de définir aisément les pseudo-liens qui l'intéresse dans une étude spécifique.

6.0 ESTIMATION DES CHAÎNONS À PARTIR DE LA LONGUEUR DES OS

Les longueurs des chainons généralement utilisées sont estimées à partir de la longueur des os, à l'aide des proportions moyennes établies par Dempster (1955) entre la longueur des chainons et celle des os qui leur sont apparentés. Ces proportions apparaissent au tableau 1. Elles y sont exprimées en pourcentage. Le tableau 2 fournit en plus les estimés des variances de certaines de ces propositions. Au tableau 3 figurent les proportions entre les longueurs de divers chainons des membres. Le tableau 4 complète les précédents en donnant les équations de régression établies par Dempster, Shrr et Priest (1964) entre les longueurs de certains os telles qu'on peut les mesurer chez les vivants par voie non sanglante et les longueurs des chainons.

Il faut noter qu'en dérivant ces équations, les auteurs supposent que les proportions moyennes établies par Dempster étaient correctes, c'est-à-dire qu'ils ont négligé les écart-type correspondants. Cela leur apparaissait valable par suite de la petitesse de ceux-ci.

La base échantillonnale des résultats de Dempster (1955) est de nature variée, assez complexe et de taille très variable. Certains résultats quantitatifs importants ne reposent souvent que sur des échantillons de trois ou quatre éléments. Par exemple, le chaînon transpelvien n'en a été déterminé à partir de trois bassins seulement; de même, l'emplacement du "centre articulaire moyen" de chaque articulation a été choisi à partir de trois ou quatre spécimens de chaque type d'articulation.

La procédure utilisée par Dempster et son équipe consista à étudier d'abord les articulations d'une trentaine de cadavres (23 embaumés et 7 "frais") de sujets de race blanche, de sexe masculin et âgés de 50 à 90 ans au moment du décès. Pour déterminer l'emplacement des centres de rotation, les points articulaires furent manipulés systématiquement, après avoir cloués des épingles ou des clous à travers les os adjacents. Après chaque mouvement, l'une de ces épingles était rapprochée le plus près possible du point mort, jusqu'à ce qu'elle paraisse pratiquement immobile. On remarqua, à propos des centres de rotation ainsi déterminés:

- a) qu'ils ne le sont pas avec précision mais, au contraire, avec une incertitude considérable, étant donné que les mouvements de retour ne s'effectuent pas nécessairement dans le même plan que ceux d'aller;
- b) qu'ils ne sont valides que pour des déplacements angulaires de l'ordre de quelques degrés seulement;

ESTIMATION OF LINK DIMENSIONS OF AIR FORCE FLYING PERSONNEL
BASED ON RATIOS FROM CADAVER MEASUREMENTS

	95th Percentile cm	50th Percentile cm	5th Percentile cm
Clavicle length	17.6	16.3	15.1
(40.7% of biacromial width)			
Biacromial width	43.1	40.1	37.0
<u>Clavicle Link</u>	15.2	14.1	13.1
(86.4% of clavicle length)			
<u>Scapula Link</u>		+3.5	
Humerus length	35.9	33.9	32.1
<u>Humerus Link</u>	32.0	30.2	28.6
(89.0% of humerus length)			
Radius length	26.6	25.4	24.0
<u>Radius Link</u>	28.5	27.2	25.7
(107.0% of radius length)			
Hand length	20.4	19.0	17.6
<u>Hand Link</u> (wrist center to center of gravity)	7.4	7.0	6.7
(20.6% of humerus length)			
<u>Transpelvic Link</u>		17.1	
(37.2% of femur length)			
Femur length	50.3	47.5	44.3
<u>Femur Link</u>	46.0	43.4	40.5
(91.4% of femur length)			
Tibial length	39.9	37.2	34.5
<u>Tibial Link</u>	43.9	40.9	38.0
(110.0% of tibial length)			
Foot length	28.6	26.7	24.8
(heel to toe I)			
<u>Foot Link</u> (talus center point to center of gravity)	8.8	8.2	7.6
(30.6% of foot length)			
Vertical distance from midtalus to floor level		8.2	

Tableau 1 Estimation of link dimensions of air force flying personnel based on ratios from cadaver measurements.

*Ratios of link length to bone length for University of Michigan
cadaver specimens*

RATIO OF LENGTHS	N	MEAN %	STANDARD DEVIATION (AS %)
Arm Link/Humerus Length	32	89.44	1.59
Forearm Link/Ulna Length	32	98.70	2.66
Forearm Link/Radius Length	26	107.09	3.53
Thigh Link/Femur Length	32	90.34	0.88
Shank Link/Tibia Length	33	107.76	1.81

Tableau 2 Ratios of link length to bone length for University
of Michigan cadaver specimens.

RELATIVE DIMENSIONS OF EXTREMITY LINKS

Expressed as Ratios of One Dimension to Another

	Thigh	Leg	Foot	Arm	Fore-arm	Hand	Clavicular	Transpelvic
Thigh	(15:15) 161%	(16:5) 53%	(10:7) 144%	(3:5) 161%	(6:1) 62%	(3:1) 31%	(5:2) 25%	
Leg	(15:16) 94%	(5:1) 500%	(4:3) 135%	(3:2) 150%	(6:1) 500%	(3:1) 250%	(7:5) 25%	
Foot	(3:16) 19%	(1:5) 20%		(3:8) 27%	(3:10) 30%	(7:6) 117%	(4:7) 58%	(1:2) 40%
Arm	(7:10) 69%	(3:4) 74%	(8:3) 36%		(10:9) 111%	(15:5) 45%	(15:7) 214%	(7:4) 178%
Forearm	(5:8) 62%	(2:3) 66%	(10:5) 532%	(9:10) 90%		(4:1) 308%	(2:1) 195%	(8:5) 159%
Hand	(1:6) 16%	(1:6) 17%	(6:7) 85%	(3:13) 23%	(1:4) 26%		(1:2) 50%	(2:5) 41%
Clavicular	(1:3) 32%	(1:5) 54%	(7:4) 172%	(7:15) 47%	(1:2) 52%	(2:1) 201%		(5:6) 82%
Transpelvic	(2:5) 39%	(3:7) 42%	(2:1) 20%	(4:7) 57%	(5:8) 63%	(5:2) 244%	(6:5) 121%	

*Figures in parentheses represent simple proportions, which figure to the approximate percentage values immediately below. Links listed in the column to the left are numerators; those of the transverse row are denominators. Hand-and-foot links terminate in centers of gravity of the segments.

Tableau 3 Relative dimensions of extremity links

Regression equations relating to the upper and lower limbs

EMPIRICAL EQUATION	STANDARD ERROR OF ESTIMATE	CORRELATION COEFFICIENT
Ulna Length = 23.7922 + (0.9810 \times Radius Length)	4.58	.94
Humerus Length = 64.4829 + (0.9683 \times Radius Length)	9.97	.81
Forearm-link Length = 1.0709 \times Radius Length *	—	—
Arm-link Length = 58.0752 + (0.9646 \times Radius Length)	8.92	.94
Radius Length = 7.9728 + (0.9002 \times Ulna Length)	4.39	.94
Humerus Length = 74.0856 + (0.9688 \times Ulna Length)	11.07	.76
Forearm-link Length = 0.9870 \times Ulna Length *	—	—
Arm-link Length = 66.2621 + (0.8665 \times Ulna Length)	9.90	.94
Femur Length = 125.6879 + (0.9067 \times Tibia Length)	18.39	.73
Fibula Length = 31.3653 + (0.9252 \times Tibia Length)	5.28	.97
Shank-link Length = 1.0776 \times Tibia Length *	—	—
Thigh-link Length = 132.8253 + (0.8172 \times Tibia Length)	16.57	.73
Femur Length = 101.8815 + (0.9629 \times Fibula Length)	11.45	.87
Tibia Length = 8.6266 + (1.0119 \times Fibula Length)	5.53	.97
Shank-link Length = 8.2184 + (1.0904 \times Fibula Length)	5.95	.97
Thigh-link Length = 92.0397 + (0.8699 \times Fibula Length)	10.34	.87

* Ratio from Table 2.

Tableau 4 Regression equations relating to the upper and lower limbs.

- c) qu'ils peuvent néanmoins représenter "raisonnablement bien" les centres de rotation approximatifs de plages angulaires d'environ 10 à 20 degrés;
- d) qu'ils ont tendance à se regrouper à l'intérieur d'une certaine région par rapport aux contours articulaires, de telle sorte qu'il est possible de choisir un centre moyen représentatif pour chaque type d'articulation en surimposant les uns aux autres les nuages de points provenant de plusieurs spécimen;
- e) que la position du centre articulaire moyen finalement retenue pour chaque articulation doit être considéré, en conséquence des items précédents, comme une approximation grossière mais "raisonnable", à tout le moins utile en pratique lorsqu'utilisée avec souplesse et discernement.

Dempster (1955), pages 11, 121, 122 et 123).

Dempster et ses collaborateurs définirent alors la position de chaque centre articulaire moyen en prenant un point dans la région centrale du nuage de points obtenus en surimposant les uns aux autres les nuages provenant de trois ou quatre spécimens différents pour chaque articulation. Ils vérifièrent ensuite que les variations des rayons de courbure des têtes articulaires en fonction de la taille des os n'avaient pas d'effets significatifs sur les rapports entre la longueur des os et celle des chainons apparentés:

- soit parce qu'il existait une relation linéaire entre ces rayons de courbures et la longueur de l'os, comme dans le cas du fémur;
- soit parce que l'effet était négligeable, comme dans le cas de l'humérus (erreur-type de 2 mm ou moins);

- soit parce que l'approximation faite en négligeant l'effet demeurerait encore acceptable, ou ne requérant qu'une légère correction.

La longueur des chaînons correspondant au fémur et à l'humérus fut ensuite estimée à partir d'un échantillon de 30 fémurs et 25 humérus provenant de la collection ostéologique de l'Université du Michigan (Dempster 1955), pages 6 et 121). Cette collection comprenait alors jusqu'à 400 exemplaires et plus de chacun des os principaux du corps. Aucune donnée cependant n'accompagnait ce matériel quant au sexe, à l'âge et à la condition physique des sujets. La distribution et l'intervalle des dimensions des os ne correspondaient pas aux jeunes militaires blancs américains de sexe masculin pour lesquels l'étude était réalisée. Il y avait trop d'individus petits. On peut donc se demander si les femmes y étaient surreprésentées. Cela pourrait expliquer pourquoi les coefficients de Dempster semblent fournir, ainsi que l'affirme Reynolds (1978, page 11), des estimés plus cohérents pour les chaînons des femmes. Quoiqu'il en soit, un certain pourcentage des os disponibles pouvaient être considérés comme suffisamment représentatifs, quant à leur longueur, des jeunes militaires blancs, américains et de sexe masculin. En réalité cependant, les différences entre les sexes et les ethnies se trouvaient effacées ou incertaines. De plus, on ne voulait retenir pour l'étude que des os libres de tout dommage et de toute trace de pathologie importante. Les 30 fémurs et les 25 humérus furent ainsi finalement choisis parmi des échantillons d'environ 150 os seulement. Les échantillons furent sélectionnés de manière à représenter les intervalles de variation de la longueur des os correspondant à trois statures de référence, soient respectivement 1650 mm. 1750 mm et 1850 mm de haut. Ces intervalles furent par ailleurs déterminés à partir de données non publiées de Dupertuis et des données brutes de Gleser et Trotter (Dempster, 1955), page 118).

Dempster (1955), après avoir établit que:

a) la longueur des membres tend à s'accroître avec la stature,

et que:

- b) la longueur d'un os ou d'un segment tend à s'accroître avec celle d'un autre,

estime que:

- c) l'écart-type de la longueur du fémur pour une stature donnée est de 2 cm environ,

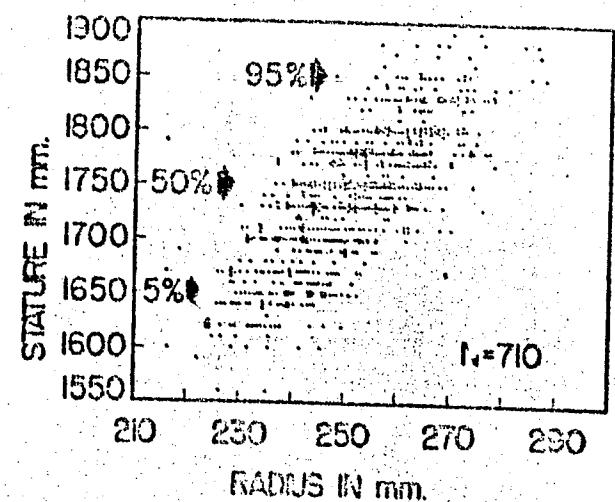
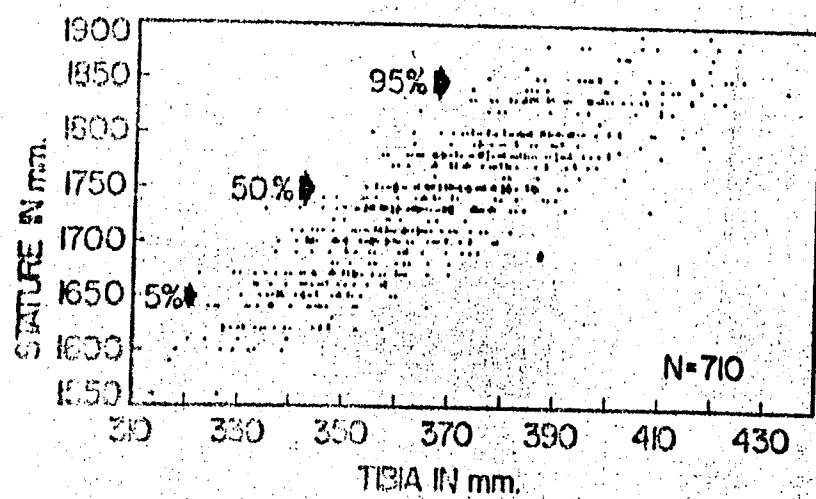
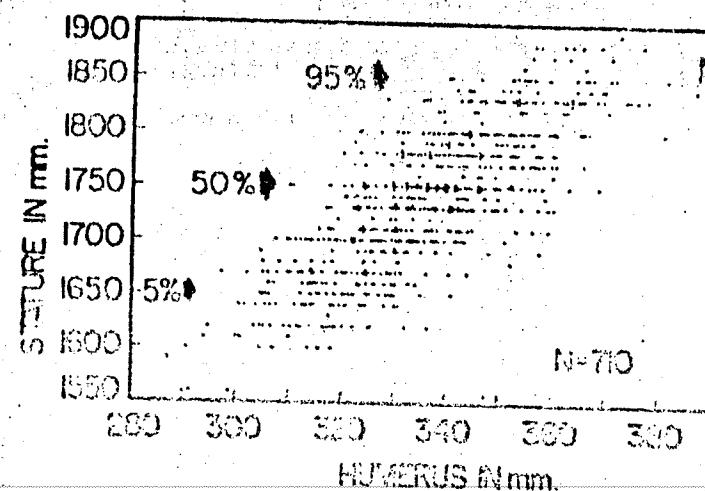
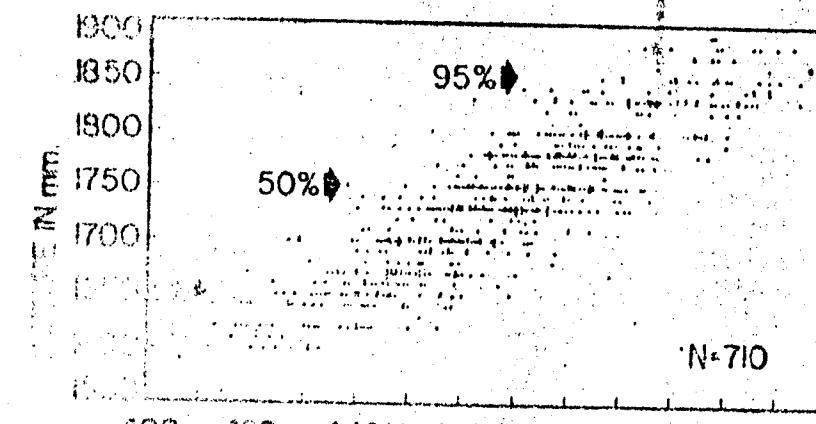
alors que:

- d) celui du radius est de 1,5 cm environ.

En prenant deux écarts-types comme référence, on aboutit donc à des intervalles de variation intrinsèque de 3 à 4 cm autour de la moyenne prédictive, selon l'os considéré. Dempster (1955, page 123) souligne qu'à cette variation naturelle, s'ajoute une erreur systématique variable, estimée au maximum de ± 2 à ± 3 cm, et provenant de ce qu'en réalité ses coefficients de proportionnalité ne s'appliquent qu'aux longueurs moyennes entre les centres de rotation moyens d'une faible plage angulaire autour de la médiane de la plage maximale. Or, ces longueurs, ainsi que la position moyenne de ces centres, varient généralement d'un individu à l'autre et d'une plage angulaire à l'autre. Elles varient également à l'intérieur d'une même plage angulaire si on considère les valeurs instantanées.

Par ailleurs, il convient de rappeler ici que Dempster et son équipe se sont constamment servi, tout au long de leur étude à des fins de comparaison et de modélisation, notamment qualitative, non seulement des données puisées dans la littérature disponible à l'époque, mais aussi d'un échantillon témoin d'une quarantaine de personnes. Ces dernières furent sélectionnées soigneusement de façon à représenter la dispersion somato-typique de la population visée en quatre classes distinctes: endomorphique, mésomorphique, ectomorphique et médiane. Un second groupe de contrôle, plus restreint, fut également utilisé: il comprenait des membres du premier groupe, notamment de la classe médiane, ainsi que quelques expérimentateurs représentatifs eux aussi de cette dernière classe.

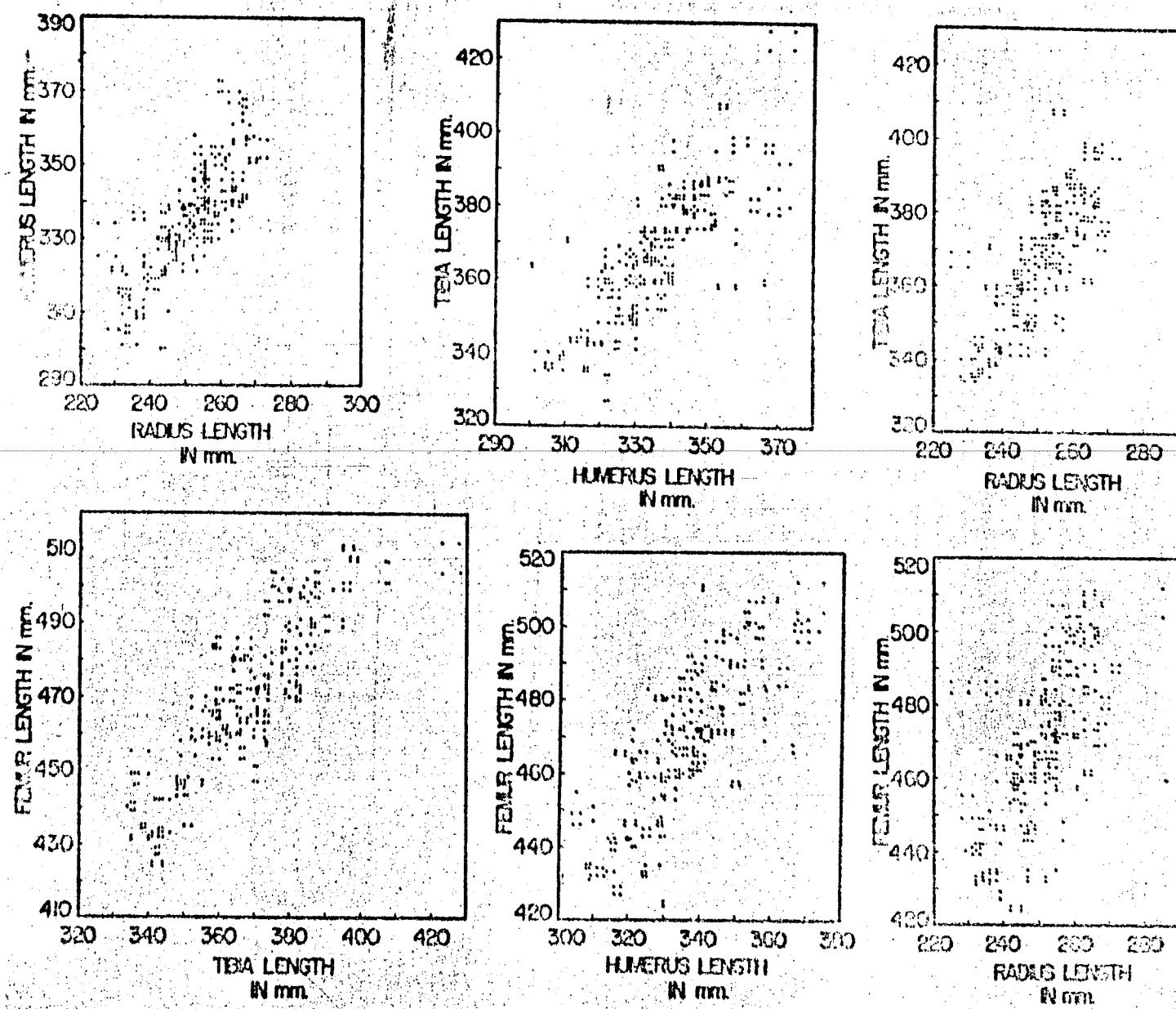
Figure 5



Plot of raw data of Trotter and Gleser on the relationships between the length of 4 skeletal limb bones and living stature; the data apply to 710 white army males. Arrows point to statures corresponding to the 5th, 50th, and 95th percentiles of Air Force flying personnel.

Source: Dempster, (1955).

Figure 6



Correlation plots of bone lengths for individuals of selected statures (comparable to 5th, 50th, and 95th percentiles of Air Force flying personnel) from raw data of Trotter and Gleser.

Source: Dempster, (1955).

7.0 ESTIMATION DE LA LONGUEUR DES OS DES MEMBRES

7.1 À partir des repères osseux externes

La longueur des os de l'avant-bras: radius et cubitus, et de la jambe: tibia et péroné, peut être estimée facilement et avec précision (1 à 2% d'erreur) à l'aide du compas et d'une simple palpation, à la surface des membres, de points extrêmes particuliers. Ces points sont définis au tableau 7. En fait, en procédant soigneusement, on obtient pratiquement des résultats identiques à ceux des techniques ostéométriques normalisées utilisant la planche ostéométrique (Trotter et Gleser, 1952; Montagu, 1960; Dempster, Sherr et Priest, 1964).

Si on désire que ces mesures soient rigoureusement comparables à celles obtenues sur des os macérés, il faudra en principe soustraire des longueurs, mesurées les épaisseurs convenables de cartilage recouvrant la tubérosité interne du tibia et l'extrémité proximale du radius. Comme ces corrections sont minimes et du même ordre de grandeur, on se contente en pratique de soustraire la même valeur, soit 0,15 cm. Les autres extrémités des os de l'avant-bras ou de la jambe ne requièrent pas cette correction.

L'humérus et le fémur ne peuvent pas être mesurés aussi aisément et avec une précision comparable, à partir de repères osseux palpables. D'après Dempster, Sherr et Priest (1964), la distance entre le plateau du tibia et le grand trochanter et celle entre le plateau du radius et l'acromion ne sont que des approximations grossières pour, respectivement, la longueur du fémur et celle de l'humérus.

Il est possible d'améliorer la précision de ces approximations en effectuant certaines corrections. Ainsi, on peut considérer que le centre articulaire inférieur du fémur se situe environ à 2,5 cm au-dessus du plateau du tibia, alors que le centre supérieur se situe à environ 3,0 cm au-dessus du grand trochanter. De manière analogue, le centre articulaire

Tableau 5

End points for measuring bones of the forearm and shank

BONE	PROXIMAL END POINT	DISTAL END POINT
<i>Radius</i> (forearm semiprone, elbow nearly extended & relaxed)	The palpable sulcus between the circumference of the radius and the capitulum of the humerus at the humeroradial articulation in the dimple posterolateral to the elbow = <i>radiale</i>	The palpable tip of the radial styloid process at the lateral border of the wrist = <i>radial stylium</i>
<i>Ulna</i> (elbow flexed 90° ; forearm semiprone)	The proximal end of the olecranon process ignoring the skin, subcutaneous tissue, and triceps tendon. (The adjacent posteromedial subcutaneous border of the olecranon process = olecranon)	The tip of the ulnar styloid process at the medial border of the wrist = <i>ulnar stylium</i>
<i>Tibia</i>	The palpable anterior border of the lateral condyle lateral to the patellar ligament; essentially a lateral displacement of the tibiale of the medial condyle	The palpable distal extremity of the medial malleolus
<i>Fibula</i>	The palpable upper tip of the fibula	The palpable lower tip of the external malleolus

Source: Dempster, Sheer et Priest (1964).

supérieur de l'humérus est à 5,0 cm environ au-dessous de l'acromion, tandis que le centre inférieur se situe à environ 1,5 cm au-dessus du plateau du radius. Ce dernier centre peut être trouvé par simple palpation des épicondyles latéral et médian de l'humérus. Le centre précédent peut s'élever de 8,0 cm environ par rapport au sol lorsque le bras est élevé à la verticale (voir figures 5 à 10 aux pages suivantes). Ces corrections proviennent d'études par radiographie de petits groupes de sujets. Il est difficile de savoir ce qu'elles valent réellement.

L'obtention des centres articulaires plutôt que des extrémités ne constitue pas un problème, puisque ce que nous désirons c'est précisément la distance interarticulaire. La longueur des os ne nous intéresse ici que parce que nous pouvons à partir d'elle estimer cette distance. Par conséquent, si les corrections indiquées ci-dessus sont valables, on devrait obtenir des estimés des distances interarticulaires entachés d'une erreur statistique de l'ordre de 1 cm. Ce qui serait alors comparable aux autres méthodes d'estimation.

Il faut pourtant avouer que les repères osseux, les uns par rapport aux autres et d'un individu à un autre, ne sont pas tous aussi faciles à localiser correctement et de manière répétitive.

Pour différentes raisons, on pourra donc juger utile de recourir aux équations de régression établies par Dempster, Sherr et Priest (1964) à partir des données brutes de Trotter et Gleser en leur possession, afin de prédire la longueur d'un os d'un membre en fonction de celle d'un autre os. Ces équations, comme on peut le constater au tableau 4, indiquent qu'il y a une relation beaucoup plus étroite entre les deux segments des membres supérieurs et les deux segments des membres inférieurs, qu'entre un segment d'un membre supérieur et un autre d'un membre inférieur. Il est donc préférable de se servir, autant que possible, des deux équations suivantes seulement:

Deter-
mining the joint centers introduces a subjective error which varies with the
tracer's knowledge of anatomy. Aids for locating the joint centers from external
landmarks are illustrated.

Figures 7.1 à 7.7 :

X-ray drawing for locating joint
centers. Figures 7.1, 7.2, and
7.3 show the position of the
glenohumeral joint center when
the arm is down, sideways, and
raised overhead.

Figure 7.1 :

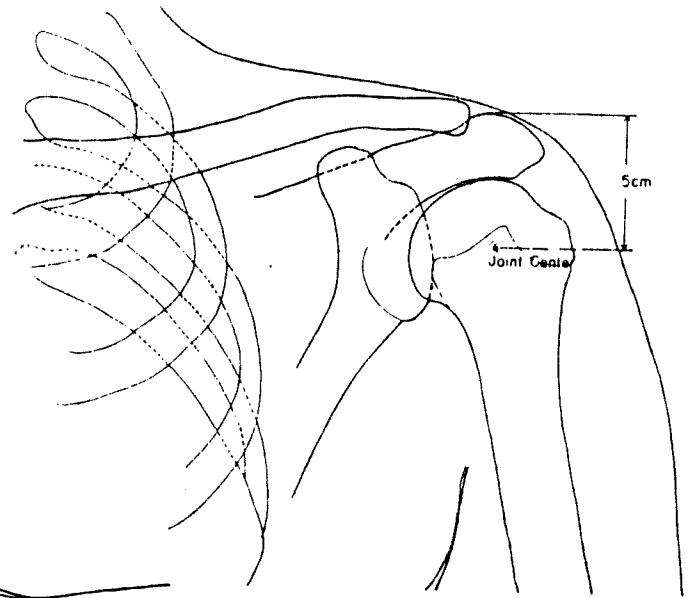
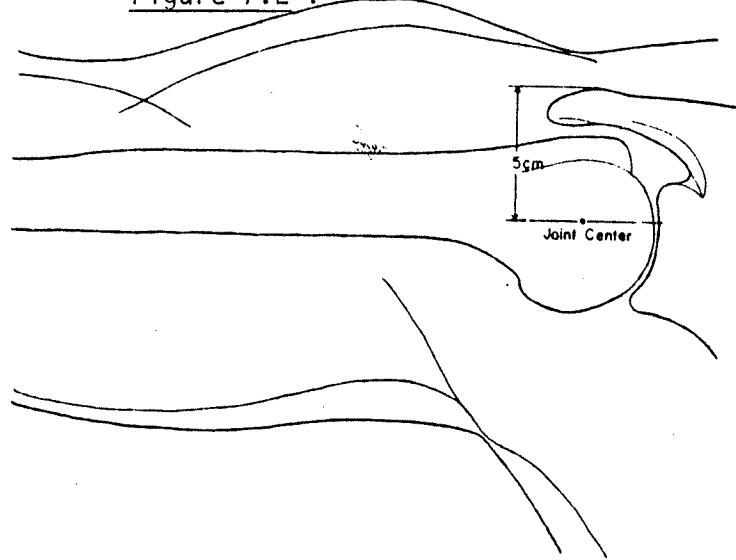


Figure 7.2 :



Source: PLAGENHOEF, 1971.

Figure 7.3 :

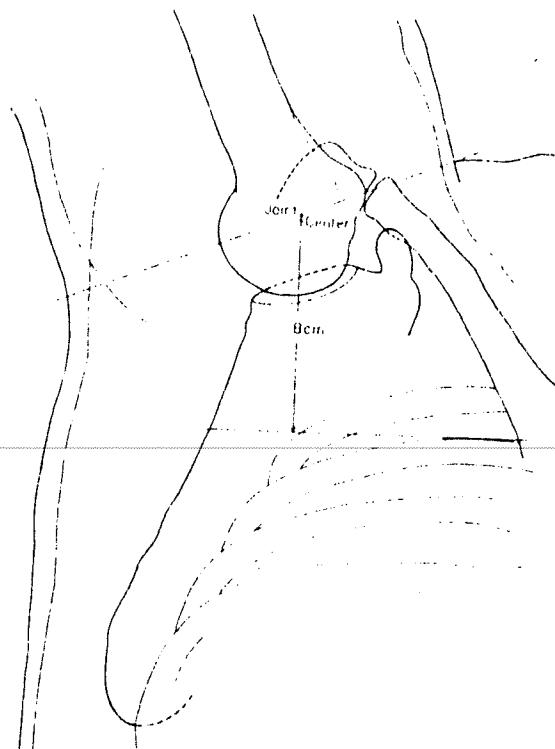
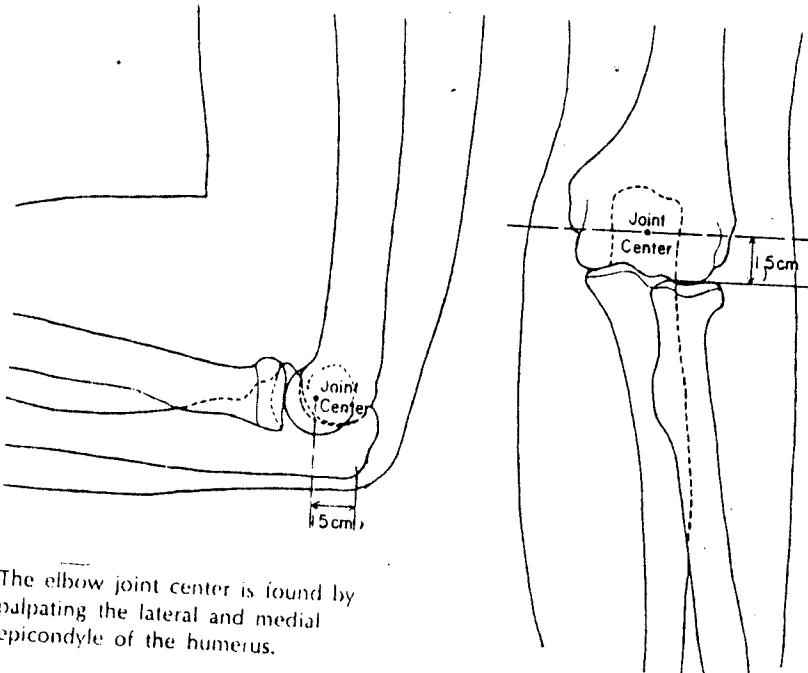
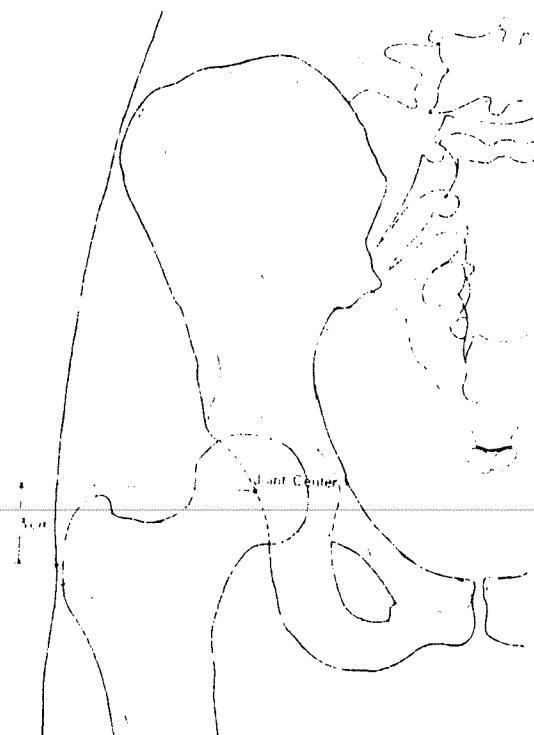


Figure 7.4 :



The elbow joint center is found by palpating the lateral and medial epicondyle of the humerus.



: Figure 7.5

The hip joint center is located approximately 3 cm above the most lateral bony prominence of the greater trochanter.

The knee center is located by determining the center of the flat portion of the condyles of the femur.

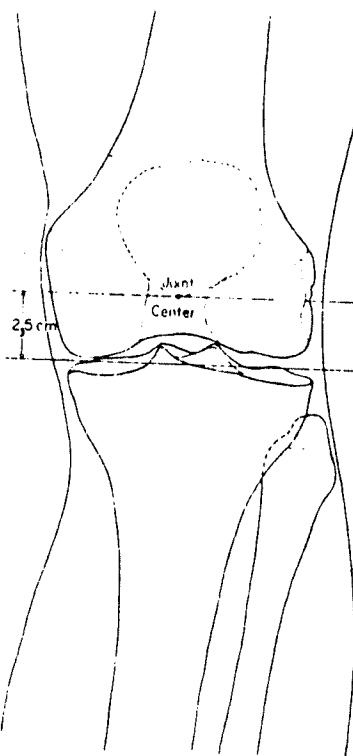


Figure 7.6

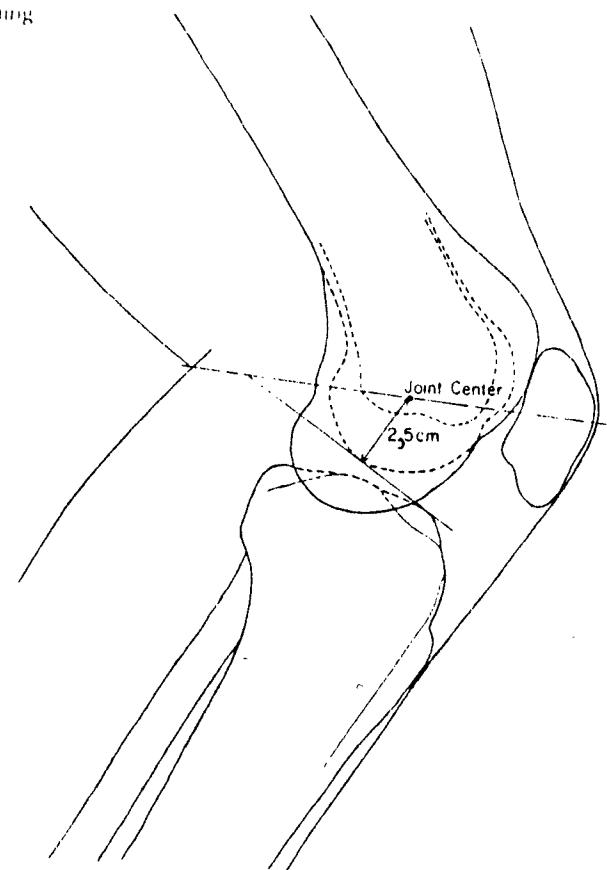


Figure 7.7

a) Humérus Length = $64,4829 + 0,9810$ Radius Length
2 SEE = 19,94 mm R = 0,81

b) Fémur Length = $101,8815 + 0,9629$ Fibula Length
2 SEE = 22,90 mm R = 0,87

Pour accroître la précision de ces prédictions, les auteurs conseillent de faire la moyenne des deux estimés obtenus en prenant indépendamment les mesures des deux tibias et des deux radius.

7.2 À partir de mesures anthropométriques externes

7.2.1 Méthode des percentiles

Cette méthode est très simple. C'est aussi probablement la plus précise et la plus efficace. Il suffit de:

- a) mesurer sur le sujet la longueur du segment à représenter;
- b) calculer le percentile de cette valeur dans la population visée ou dans une population la plus comparable possible;
- c) calculer la longueur de l'os du segment pour lequel la prédition de la longueur du chaînon sera la plus significative et telle que correspondant au même percentile;
- d) calculer la longueur du chaînon correspondant à l'aide des coefficients disponibles.

Si on utilise le fait que la plupart des données anthropométriques sont distribuées selon une loi normale, on pourra, plus simplement, utiliser la valeur $Z = \frac{x - \bar{x}}{s}$ au lieu du percentile.

7.2.2 Régression linéaire sur les longueurs des segments

Cette méthode consiste à estimer la longueur de l'os à partir de celle choisie ou mesurée du segment:

$$L_{os} = \frac{s_{os}}{s_{seg}} r_{os,seg} L_{seg} + (\bar{L}_{os} - \frac{s_{os}}{s_{seg}} r_{os,seg} \bar{L}_{seg})$$

$$\text{Erreur type} = s_{os} \sqrt{1 - r_{os,seg}^2}$$

Cependant, comme nous n'avons pas les coefficients de corrélation entre la longueur des os et celle des segments, il nous faudra approximer en choisissant une valeur pour ces coefficients. On peut s'attendre à une étroite relation entre la longueur d'un segment et celle des os qui le composent, notamment dans le cas des membres. On pourra donc raisonnablement choisir un nombre entre 0,9 et 1,0.

Une autre façon, peut-être moins arbitraire, d'évaluer ces longueurs en fonction des données disponibles dans la littérature repose sur le fait que la stature peut être estimée à partir de la longueur des os et à partir de celle des segments. En combinant les deux types d'équations, on peut écrire, à une erreur statistique près:

$$L_{os} = \frac{s_{os}}{s_{seg}} \frac{r_{seg,stature}}{r_{os,stature}} (L_{seg} - \bar{L}_{seg}) + \bar{L}_{os}$$

où toutes les constantes peuvent généralement être trouvées dans la littérature, du moins pour la population américaine, ainsi que pour certaines autres populations.

Comme on le voit, cette démarche se confond avec la précédente quand $r_{seg,stature}$ est proche de $r_{os,stature}$.

Une troisième manière dépend de la comparaison directe, par régression linéaire ou non linéaire, des longueurs des chainons avec les longueurs extérieures des segments apparentés, telles qu'on peut les trouver dans certains modèles, comme celui de Dieffrient, Tilley et Bardagjy (1974). Selon le Dr Robert Gilbert (communication personnelle), cette méthode fournit généralement des droites et parfois des courbes du second degré qui ne sont peut être pas significativement différentes, au sens statistique, des droites de régression qu'on pourrait obtenir à leur place.

Cette méthode ne diffère pas en principe des précédentes puisqu'elle consiste à estimer empiriquement les constantes de pente, m , et d'ordonnée à l'origine, b :

$$m = \frac{s_{os}}{s_{seg}} \frac{r_{seg, stature}}{r_{os, stature}}$$

$$b = t_{os} - m t_{seg}$$

Elle est cependant plus faible que les précédentes en ce qu'elle repose sur l'hypothèse de la validité du modèle de référence et, par conséquent, sur la validité des hypothèses, des données et des procédures qui sous-tendent l'élaboration de ce modèle. Elle suppose, en particulier que les corrections ou les correspondances utilisées par les auteurs du modèle ne sont pas arbitraires et que les distributions observées n'ont pas changées de forme par suite des contraintes imposées dans ce modèle sur la distribution conjointe des dimensions des segments.

Le tableau 8, regroupe un certain nombre d'équations empiriques obtenues par R. Gilbert en prenant trois paires de points par segment: une pour les sujets petits, une pour les moyens et une autre pour les grands. Ces paires proviennent des sélecteurs du modèle "Humanscale" de Dieffrient, Tilley et Bardagjy (1974, 1976, 1978).

Tableau 6

7.2.3 Régression linéaire sur la stature

Cette méthode est semblable à la précédente. On cherche à estimer la longueur de l'os à partir de la stature:

$$L_{os} = \frac{s_{os}}{s_{stature}} r_{os,stature} L_{stature}$$
$$+ (L_{os} - \frac{s_{os}}{s_{stature}} r_{os,stature} L_{stature})$$

Elle est donc moins précise, puisqu'on ne prend qu'une mesure, éventuellement éloignée de la dimension critique pour le problème à l'étude.

Les équations ci-dessus ne sont pas équivalentes, bien entendu, aux équations de régression de la stature sur la longueur des os, puisque le coefficient de corrélation n'est pas égal à l'unité. On ne peut donc ici utiliser, par exemple, les équations de Trotter et Gleser (1958). Il faut en construire de nouvelles à partir par exemple des données brutes de ces auteurs, ou encore à partir de leurs valeurs pour s_{os} , $s_{stature}$ et $r_{os,stature}$, ajustées si nécessaire pour la population et l'année visées. On pourra aussi utiliser, par exemple, les équations de Reynolds (1978, page 12) qui semblent construites à partir de ce principe et que nous avons regroupées dans le tableau 9.

8.0 ESTIMATION DE LA LONGUEUR DES SEGMENTS CORPORELS

On préférera généralement mesurer ou sélectionner directement les dimensions critiques dans un problème donné, et estimer les autres qui sont nécessaires à la représentation visuelle et fonctionnelle du modèle utilisé. Plusieurs stratégies et méthodes peuvent être utilisées pour cela.

Tableau 7

REGRESSION EQUATIONS FOR ESTIMATING LIMB LENGTHS*

<u>Female</u>		<u>Se_{est}</u>
a) White		
Humerus Length	= 0.1855	stature + 0.771
Radius Length	= 0.130	stature + 1.273
Ulna Length	= 0.139	stature + 1.708
Femur Length	= 0.289	stature - 3.516
Tibia Length	= 0.242	stature - 4.870
Fibula Length	= 0.243	stature - 4.695
		(+1.03)
		(+0.76)
		(+0.89)
		(+1.30)
		(+1.15)
		(+1.13)
b) Black		
Humerus Length	= 0.181	stature + 1.699
Radius Length	= 0.143	stature + 0.580
Ulna Length	= 0.130	stature + 4.535
Femur Length	= 0.310	stature - 6.214
Tibia Length	= 0.265	stature - 7.221
Fibula Length	= 0.261	stature - 6.471
		(+1.05)
		(+1.14)
		(+0.99)
		(+1.27)
		(+1.25)
		(+1.22)
<u>Male</u>		
a) White		
Humerus Length	= 0.185	stature + 1.338
Radius Length	= 0.137	stature + 1.467
Ulna Length	= 0.140	stature + 2.688
Femur Length	= 0.281	stature - 1.902
Tibia Length	= 0.268	stature - 8.369
Fibula Length	= 0.257	stature - 6.490
		(+1.17)
		(+0.89)
		(+0.93)
		(+1.44)
		(+1.33)
		(+1.22)
b) Black		
Humerus Length	= 0.202	stature - 0.969
Radius Length	= 0.157	stature - 0.599
Ulna Length	= 0.158	stature - 1.013
Femur Length	= 0.314	stature - 9.740
Tibia Length	= 0.288	stature - 9.740
Fibula Length	= 0.266	stature - 6.129
		(+1.13)
		(+1.02)
		(+1.06)
		(+1.49)
		(+1.40)
		(+1.32)
c) Oriental		
Humerus Length	= 0.213	stature - 4.028
Radius Length	= 0.160	stature - 2.364
Ulna Length	= 0.158	stature - 0.244
Femur Length	= 0.303	stature - 6.621
Tibia Length	= 0.292	stature - 12.951
Fibula Length	= 0.303	stature - 14.659
		(+1.22)
		(+0.98)
		(+1.03)
		(+1.48)
		(+1.14)
		(+1.14)

*All values are given in centimeters. To convert to inches, multiply by .3937.

Source: Reynolds (1978).

Tableau 8

BONE LENGTH VALUES ESTIMATED FOR 1985 POPULATION*

<u>Limb</u>	<u>Male White</u>			<u>Female White</u>		
	5th	50th	95th	5th	50th	95th
Humerus	32.03 (12.61)	34.08 (13.42)	36.16 (14.24)	29.23 (11.51)	31.12 (12.25)	32.96 (12.98)
Radius	24.20 (9.53)	25.72 (10.13)	27.25 (10.73)	21.22 (8.35)	22.54 (8.87)	23.83 (9.38)
Ulna	25.91 (10.20)	27.47 (10.81)	29.04 (11.43)	23.03 (9.07)	24.45 (9.63)	25.82 (10.17)
Femur	44.72 (17.61)	47.84 (18.83)	50.98 (20.07)	40.82 (16.07)	43.76 (17.23)	46.63 (18.36)
Tibia	36.09 (14.21)	39.07 (15.38)	42.07 (16.56)	32.25 (12.70)	34.72 (13.67)	37.12 (14.61)
Fibula	36.15 (14.23)	39.00 (15.35)	41.88 (16.49)	32.58 (12.83)	35.06 (13.80)	37.47 (14.75)

*Data given in centimeters with inches in parentheses.

Tableau 9

LINK LENGTH VALUES ESTIMATED FOR 1985 POPULATION*

<u>Limb</u>	<u>Male White</u>			<u>Female White</u>		
	5th %tile	50th %tile	95th %tile	5th %tile	50th %tile	95th %tile
Upper Arm Link	28.65 (11.28)	30.48 (12.00)	32.34 (12.73)	26.14 (10.29)	27.83 (10.96)	29.48 (11.61)
Forearm Link (Ulna)	25.57 (10.07)	27.11 (10.67)	28.66 (11.28)	22.73 (8.95)	24.13 (9.50)	25.48 (10.03)
Forearm Link (Radius)	25.92 (10.20)	27.54 (10.84)	29.18 (11.49)	22.72 (8.94)	24.13 (9.50)	25.52 (10.05)
Thigh Link	40.40 (15.91)	43.22 (17.02)	46.06 (18.13)	36.88 (14.52)	39.53 (15.56)	42.13 (16.59)
Shank Link	38.89 (15.31)	42.10 (16.57)	45.33 (17.85)	34.75 (13.68)	37.41 (14.73)	40.00 (15.75)

*Data given in centimeters with inches in parentheses.

8.1 Modèle multinormal

Pour simplifier, on prendra ici la moyenne multiconditionnelle pour chacun des individus à représenter. Les conditions consistent à imposer les valeurs mesurées ou choisies aux dimensions critiques dans le problème ou pour l'individu considéré.

Si aucune variable critique n'est choisie, on prendra par défaut la moyenne conditionnelle pour les individus petit, moyen et grand, définis, par exemple, par le 5ième, le 50ième et le 95ième percentile de la stature.

8.2 Ajustements successifs

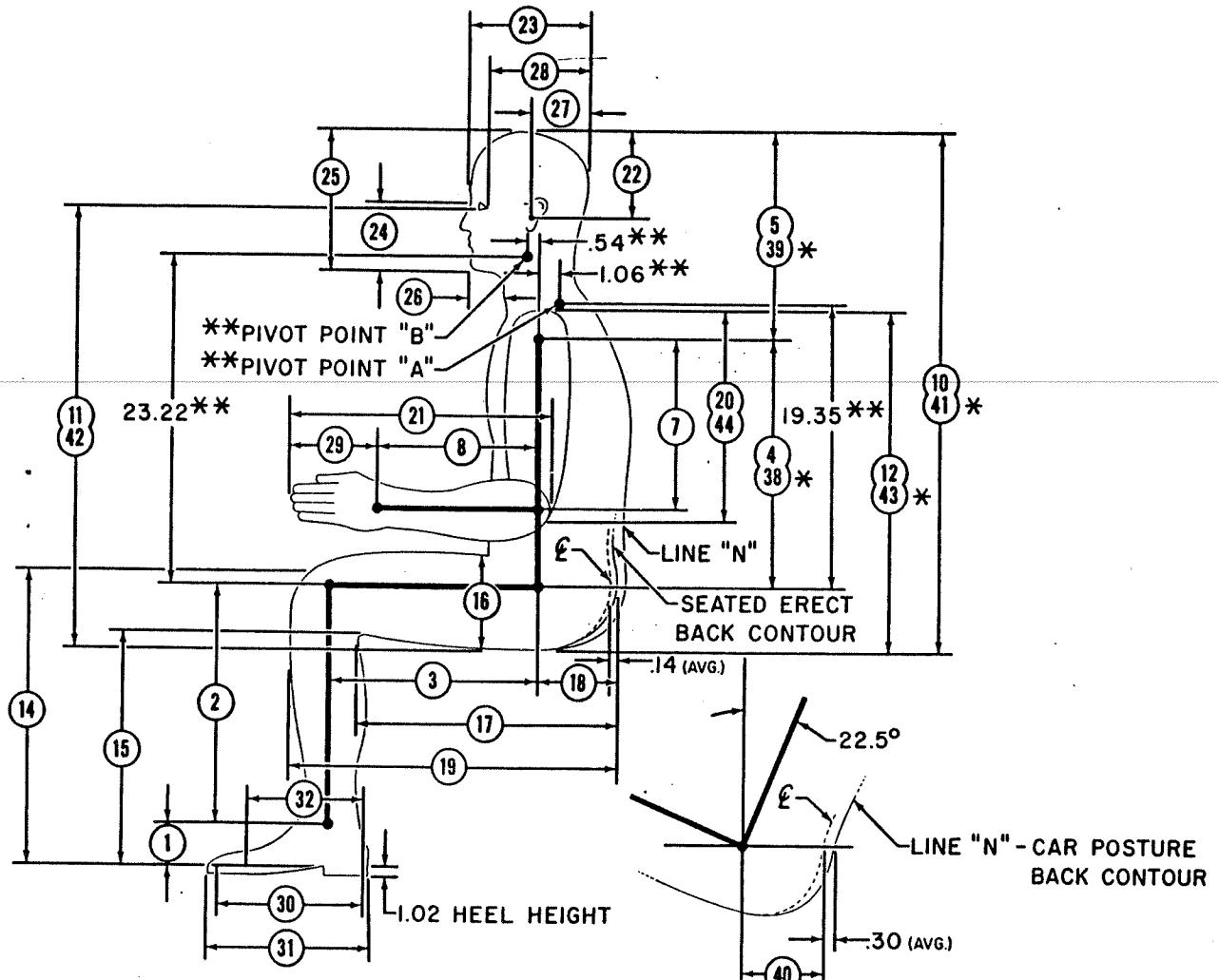
Si la méthode précédente est trop exigeante en temps-machine, on pourra regrouper dans un tableau analogue à celui de Goeffrey (1961) un certain nombre de valeurs moyennes correspondant chacune à l'une des dimensions et à l'un des percentiles de la stature qui auront été retenus pour la modélisation. Au lieu de percentiles de la stature, on utilisera de préférence le percentile bivariable de la stature et du poids.

Après l'obtention des valeurs moyennes pour la stature et le poids du sujet réel ou fictif considéré, on fixera les dimensions critiques aux valeurs mesurées ou choisies.

Les autres dimensions seront alors ajustées soit proportionnellement, soit à l'aide d'un facteur z commun, pour combler les différences observées avec la stature ou d'autres mesures effectuées sur le sujet.

Figure 8

OSCAR TEMPLATE DIAGRAM
 CORRESPONDING WITH THE PERCENTILE
 DISTRIBUTION CHART OF MALE HUMAN DIMENSIONS



**DETERMINED FOR 90TH
 PERCENTILE ONLY

*INCLUDES SLUMP FACTOR

BACK CONTOUR DETERMINED
 FROM X-RAY SURVEY

Tableau 10

PERCENTILE DISTRIBUTION OF MALE HUMAN SIDE VIEW DIMENSIONS

SEATED-ERECT POSTURE

JOINT DIMENSIONS

	25th	90th	85th	80th	75th	70th	65th	60th	55th	50th	45th	40th	35th	30th	25th	20th	15th	10th	5th	Std. Dev.
1. GROUND/ANKLE (WITHOUT SHOES)	3.59	3.53	3.50	3.47	3.44	3.42	3.40	3.38	3.36	3.34	3.32	3.30	3.28	3.26	3.24	3.21	3.18	3.15	3.09	.15
2. ANKLE/KNEE (TIBIA)	17.74	17.46	17.26	17.10	16.96	16.84	16.72	16.62	16.52	16.42	16.31	16.21	16.10	15.99	15.87	15.73	15.57	15.37	15.08	.52
3. KNEE/HIP (FEMUR)	18.20	17.94	17.75	17.61	17.49	17.38	17.27	17.18	17.08	16.99	16.90	16.81	16.71	16.61	16.50	16.38	16.23	16.05	15.79	.54
4. HIP/SHOULDER #	19.10	18.88	18.73	18.60	(Ref. Appendix II p. 30)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
5. SHOULDER/HEAD #	14.38	14.19	14.08	14.00	(Ref. Appendix II p. 30)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
6. STATURE (WITHOUT SHOES)	73.01	72.00	71.32	70.78	70.32	69.90	69.51	69.15	68.80	68.45	68.10	67.75	67.38	67.00	66.58	66.12	65.58	64.90	63.89	2.77
7. SHOULDER/ELBOW (HUMERUS)	12.54	12.38	12.26	12.17	12.09	12.02	11.96	11.90	11.84	11.78	11.72	11.66	11.60	11.54	11.47	11.40	11.30	11.19	11.03	.46
8. ELBOW/WRIST (RADIUS)	11.31	11.16	11.06	10.98	10.91	10.85	10.80	10.74	10.69	10.64	10.59	10.54	10.48	10.43	10.37	10.30	10.22	10.12	9.97	.35

FLESH LINE DIMENSIONS

9. WEIGHT (WITH CLOTHES)	209.69	200.26	193.90	188.84	184.50	180.60	176.99	173.57	170.25	166.99	163.73	160.41	156.99	153.38	149.48	145.14	140.08	133.72	124.29	.25
10. SEATED HEIGHT	38.11	37.64	37.32	37.06	36.84	36.65	36.46	36.29	36.13	35.96	35.79	35.63	35.46	35.27	35.08	34.86	34.60	34.28	33.81	1...
11. EYE HEIGHT	33.18	32.70	32.38	32.12	31.90	31.70	31.52	31.34	31.18	31.01	30.84	30.68	30.50	30.32	30.12	29.90	29.64	29.32	28.84	1.32
12. SHOULDER HEIGHT	25.53	25.11	24.83	24.61	24.42	24.25	24.09	23.94	23.79	23.65	23.51	23.36	23.21	23.05	22.88	22.69	22.47	22.19	21.77	1.14
13. WAIST HEIGHT	10.50	10.22	10.03	9.89	9.75	9.63	9.53	9.42	9.33	9.23	9.13	9.04	8.93	8.83	8.71	8.57	8.43	8.24	7.96	.77
14. KNEE HEIGHT	23.22	22.88	22.64	22.46	22.30	22.16	22.03	21.90	21.78	21.66	21.54	21.42	21.29	21.16	21.02	20.86	20.68	20.44	20.10	.95
15. SEAT HEIGHT	18.33	18.04	17.85	17.69	17.53	17.41	17.31	17.17	17.08	16.98	16.88	16.78	16.64	16.54	16.43	16.27	16.10	15.91	15.58	.78
16. THIGH HEIGHT	6.54	6.33	6.20	6.07	5.98	5.89	5.85	5.77	5.69	5.62	5.54	5.47	5.42	5.34	5.29	5.17	5.03	4.92	4.73	.51
17. SEAT DEPTH	20.68	20.29	20.06	19.86	19.67	19.55	19.38	19.26	19.09	18.98	18.86	18.70	18.58	18.46	18.28	18.09	17.89	17.67	17.28	1.03
18. HIP JOINT/BUTTOCK #	5.31	5.14	5.04	4.95	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
19. BUTTOCK/KNEE	25.37	24.94	24.65	24.42	24.23	24.05	23.88	23.73	23.58	23.43	23.28	23.13	22.98	22.81	22.63	22.44	22.21	21.92	21.49	1.15
20. SHOULDER/ELBOW	15.64	15.38	15.21	15.07	14.95	14.84	14.74	14.65	14.56	14.47	14.38	14.29	14.20	14.10	13.99	13.87	13.73	13.56	13.30	1...
21. ELBOW/FINGERTIP	20.20	19.88	19.66	19.49	19.34	19.21	19.09	19.97	18.86	18.75	18.64	18.53	18.41	18.29	18.16	18.01	17.88	17.62	17.30	1...
22. HEAD HEIGHT	5.65	5.46	5.41	5.35	5.31	5.27	5.24	5.20	5.17	5.14	5.11	5.08	5.04	5.01	4.98	4.93	4.87	4.82	4.73	.21
23. HEAD LENGTH	8.15	8.06	7.99	7.94	7.89	7.85	7.81	7.78	7.74	7.71	7.68	7.64	7.61	7.57	7.53	7.48	7.43	7.36	7.27	.27
24. FACE HEIGHT	5.38	5.28	5.21	5.16	5.11	5.07	5.03	4.99	4.96	4.92	4.88	4.85	4.81	4.77	4.73	4.68	4.63	4.56	4.46	.28
25. CHIN/TOP OF HEAD	9.65	9.50	9.40	9.32	9.26	9.19	9.14	9.08	9.03	8.98	8.93	8.88	8.82	8.77	8.70	8.64	8.56	8.46	8.31	.41
26. CHIN LENGTH	2.32	2.23	2.16	2.11	2.06	2.02	1.98	1.94	1.91	1.88	1.85	1.80	1.78	1.74	1.70	1.65	1.60	1.53	1.44	.27
27. BACK OF HEAD/EAR TRAGION	4.53	4.42	4.34	4.28	4.23	4.18	4.14	4.10	4.06	4.02	3.98	3.94	3.90	3.86	3.81	3.76	3.70	3.62	3.51	.31
28. BACK OF HEAD/EYE CANTHUS	7.31	7.19	7.11	7.05	7.00	6.95	6.90	6.86	6.82	6.78	6.74	6.70	6.66	6.61	6.56	6.51	6.45	6.37	6.25	.32
29. HAND LENGTH	8.15	8.02	7.93	7.86	7.81	7.75	7.70	7.66	7.61	7.57	7.53	7.48	7.44	7.39	7.33	7.28	7.21	7.12	6.99	.35
30. FOOT LENGTH	11.23	11.05	10.94	10.84	10.76	10.69	10.62	10.56	10.50	10.44	10.38	10.32	10.26	10.19	10.12	10.04	9.94	9.84	9.65	.48
31. SHOE LENGTH	12.51	12.33	12.22	12.11	12.03	11.96	11.89	11.82	11.76	11.70	11.64	11.58	11.51	11.44	11.37	11.29	11.18	11.07	10.89	.49
32. FOOT INSTEP (BALL) LENGTH	8.17	8.03	7.93	7.86	7.80	7.74	7.69	7.63	7.59	7.54	7.49	7.45	7.39	7.34	7.28	7.22	7.15	7.05	6.91	.38
33. ABDOMINAL DEPTH *	10.62	10.27	10.02	9.84	9.67	9.52	9.39	9.26	9.13	9.01	8.89	8.76	8.63	8.50	8.45	8.14	8.00	7.75	7.40	.98
34. WAIST DEPTH *	9.50	9.17	8.94	8.77	8.61	8.48	8.35	8.23	8.11	8.00	7.89	7.77	7.65	7.52	7.39	7.23	7.06	6.83	6.50	.91
35. CHEST DEPTH *	9.95	9.68	9.51	9.36	9.24	9.13	9.03	8.93	8.84	8.75	8.66	8.57	8.47	8.37	8.26	8.14	7.99	7.82	7.55	.73
36. VERT. TORSO CIRCUMFERENCE *	68.06	67.01	66.31	65.76	65.28	64.85	64.45	64.07	63.71	63.35	62.99	62.63	62.25	61.85	61.42	60.94	60.39	59.69	58.64	2.86
37. ANTERIOR REACH *	33.77	37.20	36.82	36.51	36.25	36.02	35.80	35.60	35.40	35.20	35.00	34.80	34.60	34.38	34.15	33.89	33.58	33.20	32.63	1.56

CAR POSTURE

JOINT DIMENSIONS

38. HIP/SHOULDER #	18.42	18.20	18.05	17.92	(Ref. Appendix II p. 30)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
39. SHOULDER/HEAD #	14.06	13.87	13.76	13.68	(Ref. Appendix II p. 30)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
40. HIP JOINT/BUTTOCK #	7.00	6.83	6.73	6.64	(Ref. Appendix II p. 31)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
41. SEATED HEIGHT	37.11	36.64	36.32	36.06	35.84	35.65	35.46	35.29	35.13	34.96	34.79	34.63	34.46	34.27	34.08	33.86	33.60	33.28	32.81	---
42. EYE HEIGHT	32.18	31.70	31.38	31.12	30.90	30.70	30.52	30.34	30.18	30.01	29.84	29.68	29.50	29.32	29.12	28.90	28.64	28.32	27.84	---
43. SHOULDER/ELBOW #	25.27	24.85	24.57	24.35	(Ref. Appendix II p. 27)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
44. SHOULDER/ELBOW	16.06	15.80	15.63	15.49	(ERECT DIMENSION PLUS .42 POSTURE DIFFERENTIAL #)		---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

FROM X-RAY DATA

* TAKEN IN STANDING POSITION

NOTE: ALL DIMENSIONS SHOWN IN INCHES

8.3 Régression multilinéaire sur la stature et le poids

McConville et Churchill (1976) ont établi des équations de régression reliant diverses mesures anthropométriques à la stature et au poids. L'erreur-standard sur les prédictions réalisées à l'aide de ces équations est de l'ordre de 3 à 6% pour la plupart des mesures considérées. Quelques exceptions, comme l'atteinte du bras et les périmètres thoraciques se retrouvent autour de 15% d'erreur, tandis que certaines autres se situent entre 0,1 et 2%.

On constate, à l'examen des tableaux de ces auteurs, que le poids contribue assez peu à l'amélioration des prédictions sur les longueurs, tandis qu'il contribue bien davantage aux prédictions de périmètres et de volumes.

Il est dommage que les auteurs n'aient pas songé, semble-t-il, à régresser les longueurs en fonction de la stature et de la racine cubique du poids, et les périmètres en fonction de la stature et de la racine cubique au carré du poids. Ils auraient ainsi fort vraisemblablement obtenu des équations bien meilleures. En effet, la densité relative des divers segments corporels étant voisine de 1,0, le poids du corps est alors pratiquement proportionnel au volume. Nous connaissons⁽¹⁾ une application de ce principe avec la règle empirique de correspondance approximative entre les mesures des hommes et celles des femmes:

$$\left(\frac{W_F}{W_H}\right)^{1/3} = \left(\frac{P_F}{P_H}\right)^{1/2} = \left(\frac{L_F}{L_H}\right) = 92\%$$

Les tableaux de McConville et Churchill (1976) ont été reproduits à l'annexe C.

(1) Voir rapport précédent.

On remarquera notamment que, selon les tableaux 4 et 5 de ces auteurs, on fait une erreur d'environ 2,5 cm sur la hauteur de l'articulation de la hanche quand on suppose que les légers et petits, et les grands et lourds ont les mêmes proportions que les réguliers et moyens.

Si le modèle multinormal est valide, une régression linéaire, multiple ou non, est équivalente à prendre l'espérance conditionnelle multinormale du paragraphe 8.1. Toutefois, dans le cas présent, il convient de se rappeler que le poids est l'une des rares mesures anthropométriques qui ne sont pas distribuées normalement. La distribution du poids est asymétrique à droite. Il y a donc plus d'individus plus lourds qu'on ne s'y attendrait avec une distribution normale.

Il serait intéressant de pouvoir vérifier si le poids est distribué lognormalement: la modélisation mathématique ou informatique se ramènerait alors au modèle gaussien.

9.0 EXTRAPOLATION DES DONNÉES D'UNE POPULATION À UNE AUTRE

Lorsque des données ne sont pas disponibles sur une population, il peut s'avérer nécessaire de les extrapoler à partir d'une population similaire. On peut aussi vouloir extrapoler des données vieillies aux populations actuelles ou des données récentes aux populations futures.

9.1 Méthode des percentiles

Reynolds (1978), Roebuck, Kroemer et Thomson (1975), et Goeffrey (1961) considèrent que la méthode des percentiles est la fois l'une des plus pratiques et des plus précises pour réaliser de telles extrapolations. Goeffrey l'utilise pour ajuster entre elles les données de différentes études. Pour cela, il détermine d'abord quelle fraction de l'écart-type de la stature il faut ajouter à (ou retrancher de) la stature moyenne d'une étude particulière pour obtenir la stature moyenne de l'étude de référence.

Il multiplie ensuite par cette fraction chacun des écarts-types des variables de la première étude, puis il ajoute (ou retranche) ces valeurs des moyennes correspondantes. Roebuck, Kroemer et Thomson (1975) conseillent de tenir compte en plus du rapport des écarts-types lorsqu'ils sont connus pour les deux populations, ou fournis par les deux études. En fait, ils préfèrent se servir du coefficient de variation. Plutôt que la stature, ils préfèrent aussi utiliser des variables aussi analogues que possible des variables à ajuster. Reynolds (1978) pense que la méthode des percentiles donne généralement de bons résultats, notamment dans le cas des distances d'atteintes des bras ou des jambes. Il souligne le fait que la principale difficulté consiste souvent à comparer entre elles des études où les conditions de mesure varient. Il cite en particulier les systèmes de retenue du corps par rapport à des plans et à des points de référence fixes, la posture, debout ou assise, et dans ce dernier cas, l'angle du dos (voir la figure 9 tirée de la page 188 de Roebuck et al, 1975). Il avoue par ailleurs que cette méthode présente néanmoins certains problèmes et des risques d'erreurs sérieuses.

Ainsi, D.F. Roberts (in A. Chapanis, 1975) cite en exemple le fait que la hauteur moyenne du genou chez les Allemands correspond au 95ième percentile de cette hauteur chez les Français et chez les Britanniques, malgré que la stature debout et la stature assise soient pratiquement les mêmes chez ces trois peuples (voir le tableau 13 tiré de la page 12 in A. Chapanis, 1975).

De leur côté, Ignazi et collaborateurs (1985) constatent qu'à encolure égale, les Américains ont le bras plus long que les Français et, qu'en conséquence, les normes françaises pour les chemises ne conviennent pas aux américains. Si on avait davantage d'information sur toutes les populations du monde, on s'apercevrait peut être que ce type de problème est à la fois plus fréquent et plus grave qu'on ne le soupçonne généralement.

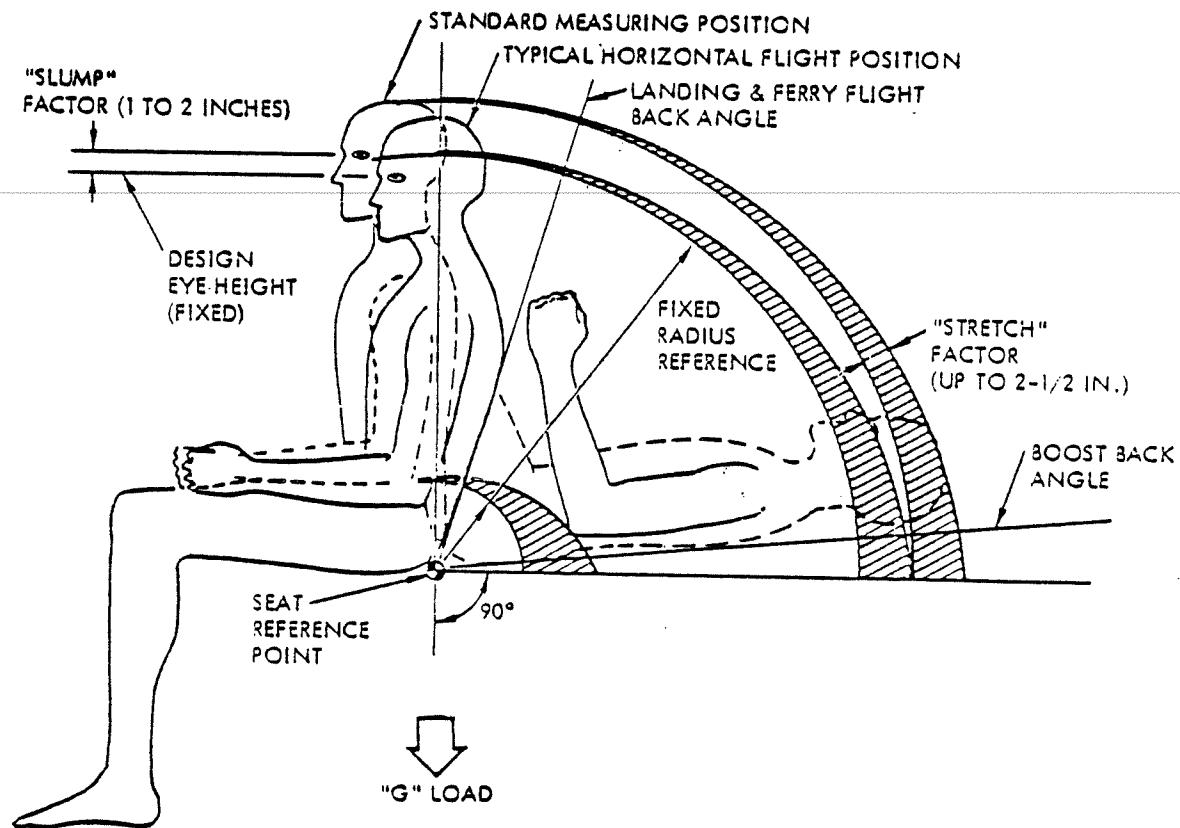
9.2 Méthode du pourcentage

Cette méthode, également populaire, consiste à appliquer un même facteur multiplicatif à toutes les mesures analogues en supposant que soit les mesures soit les différences entre les mesures prélevées sur deux échantillons ou deux populations sont proportionnelles. Cette méthode est certainement moins précise que la précédente car elle exploite moins toute l'information disponible et, notamment, la connaissance qu'on peut avoir des écarts-types respectifs des populations comparées. D'un autre côté, pour de nombreuses populations, la plupart des estimés des écarts-types sont manquants et, dans certains cas, même l'écart-type de la stature est manquant. On n'a pas alors d'autre choix que d'utiliser les rares données disponibles. Ces dernières peuvent se limiter dans quelques cas à la stature et au poids moyens.

10.0 AUGMENTATION OU DÉPLACEMENT DES PLAGES DE RÉGLAGE

Une autre méthode simple consiste à toujours résoudre ses problèmes de design pour la population américaine car c'est sur celle-ci qu'on possède l'information la plus complète et la plus précise. On choisit, par exemple, d'adapter le design à la femme du 5ième percentile de stature et à l'homme du 95ième. Ensuite, étant donné que la variabilité interpopulation est pratiquement toujours plus faible que la variabilité intrapopulation, il suffira d'augmenter de quelques centimètres les plages de réglage pour accommoder la plupart des individus plus petits des populations plus petites et plus grands des populations plus grandes. Dans le cas où des contraintes techniques viendraient compliquer la réalisation de cet objectif, ou dans le cas où on voudrait être plus raffiné et tenir compte, par exemple, des différences de proportions anthropométriques entre deux populations, on pourra aussi déplacer les plages des réglages pour que le centre de chacune corresponde à la dimension moyenne de la variable qu'elle concerne. Ceci n'est pas nécessairement facile à faire dans les problèmes où plusieurs plages interreliées sont à considérer. Aussi, cette méthode est-elle applicable principalement dans le cas des problèmes simples où, par exemple, il n'y a qu'une seule borne ou une seule dimension d'impliquée.

Figure 9



Anthropometric dimension changes as a function of back angle in earth gravity.

Source: Roebuck et al. (1975).

CONCLUSION

Pour représenter un individu réel à partir de quelques données, plusieurs méthodes peuvent être employées. Pour diverses raisons, telles la disponibilité des données, les variables critiques dans un problème particulier, les goûts personnels de l'usager, il nous paraît avantageux de laisser à ce dernier le choix entre plusieurs méthodes d'estimation pour générer la ou les représentations avec lesquelles il travaillera. En pratique, cela signifie d'abord que l'usager pourra choisir entre plusieurs modèles pour estimer les données nécessaires à partir des mesures disponibles:

- modèle adapté de McConville et Churchill (adapté pour la bonne population et pour l'intercohérence des estimés et des mesures);
- modèle multinormal;
- modèle tenant compte en plus du profil anthropométrique approximatif;
- modèle de l'usager (possibilité pour l'usager de fixer toutes les variables ou une partie d'entre elles à des valeurs désirées, mais cohérentes entre elles).

Cela signifie aussi que l'usager devra pouvoir travailler à l'écran avec les chainons seulement, ou avec la forme sans les chainons, ou avec les deux et, selon la puissance de sa machine, avec un maillage plus ou moins fin, pour ce qui est de la forme du mannequin et de celles des équipements.

Les prochains rapports techniques préciseront les choix de conception et de développement du modèle que nous désignerons désormais sous le nom de SAFEWORK.

BIBLIOGRAPHIE

Annis, J.F. (1978). Variability in Human Body Size. Chapter II in the NASA's 1978. Anthropometric Source Book, Vol. I.

Archambault, H., (1986). Établissement d'une procédure informatique pour l'étude du dimensionnement des postes de travail. P.F.E., avril, 1986. Département de génie industriel. École Polytechnique de Montréal Université.

Benoist, J., Auger, F., (1965). Note sur l'anthropométrie des canadiens-français. Anthropologica, VII, 1, pp. 5-11.

Bonney, M.C., Case, K., Porter, J.M., (1982). User needs in computerized man models. In: Easterby, R., Kroemer, K.H.E., Chaffin, D.B. (Eds). Anthropometry and biomechanics. Theory and application. pp. 97-101. New York: Plenum Press.

Chaffin, D.B., (1969). A computerized Biomechanical Model-Development of and Use in Studying Gross Body Actions. J. Biomechanics, Vol. 2, pp. 429-441. Pergamon Press, 1969.

Churchill, E. (1978). Statistical Considerations in Man Machine Designs. In NASA Anthropometric Source Book, Volume I, Chap IX, p. p. 56.

Clauser, E., Tucker, E., McConville, T., Churchill, E., Laubach, L. and Reardon, A., (1972). Anthropometry of Air Force Women, AMRL-TR-70-5, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. AD 743 113.

Coblentz, A., Deloison, Y., Ignazi, G., Prudent J. Utilisation d'une méthode de biostéréométrie dans la conception d'un poste de pilotage d'hélicoptère. Laboratoire d'anthropologie et d'écologie humaine. Université René Descartes. Paris.

Daniels, G.S., (1952). The "Average Man"? Technical Note No CRD 53-7. Aero Medical Laboratory. Wright Air Development Center.

Dempster, W.T., (1955). Space Requirements of the Seated Operator. Geometrical, Kinematic and Mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. WADC Technical Report 55-159. Wright Air Development Center.

Dempster, W.T., Sherr, L.A., Priest, J.T., (1964). Conversion scales for estimating humeral and femoral lengths and the lengths of functional segments in the limbs of american caucasoid males. *Human Biol.*, 36, pp. 246-262.

Diffrient, N., Tilley, A.R., Bardagjy, J.C., (1974). *Human Scale 1/2/3*, MIT Press.

Diffrient, N., Tilley, A.R., Bardagjy, J.C., (1981). *Human Scale 4/5/6, 7/8/9*. MIT Press.

Evans, S.M., (1982). Some Computational Problems in Developing Computerized Man-Models. In: Easterby, R., Kroemer, K.H.E., Chaffin, D.E., (Eds), (1982). *Anthropometry and Biomechanics. Theory and Application. Note Conference Series*. Plenum Press.

Fortin, C., Gilbert, R. Anthropométrie et dimensionnement des postes de travail. Rapport technique. Département de génie industriel, École Polytechnique de Montréal, août 1985.

Freivalds, A., Kaleps, I., (1984). Computer-Aided Strength Prediction Using the Articulated Total Body Model. *Comput. and Indus. Engng.* Vol. 8, No. 2, pp. 107-118. Pergamon Press Ltd.

Frisch, F.D., D'Aulerio, L.A., (1980). Bioman - An Improved Occupants - Crew Station Compliance Modelling System. *Aviation, Space and Environmental Medicine*. Vol. 51-2, pp. 160-167.

Geoffrey, S.P., (1961). A 2-D Manikin - The Inside Story. X-Rays Used to Determine a New Standard for a Basic Design Tool. *SAE Preprints*, for Presentation at the 1961 SAE International Congress and Exposition of Automotive Engineering. Society of Automotive Engineering, New York.

Haslegrave, C.M., (1986). Characterizing the Anthropometric Extremes of the population. *Ergonomics*, 1986, Vol. 29, No. 2, pp. 281-301.

Hertzberg, H.T.E., (1960). Dynamic Anthropometry of Working Positions. *Human Factors*, August 1960, pp. 147-155.

Hickey, D., (1986). Computer-aided Design: The missing Link. *Communication*, Vol. 16-2, April 86, pp. 1-3. Human Factors Association of Canada.

Iwata, K., Moriwaki, T., Kawano, T., Misaki, N., Nomura, H., Yanagida, Y., (1981). Modeling and Dynamic Analysis of Three-Dimensional Human Body Motion via Computer Graphics. *Memoirs of the Faculty of Engineering, Kobe University*, 27, pp. 15-23.

Iwata, K., Moriwaki, T., Shirase, K., Misaki, N., Nomura, H., (1983). Evaluation of 3 - Dimensional Motions in Loading Operations Based on Computer Simulations. *Memoirs of the Faculty of Engineering, Kobe University*, 30, pp. 19-33.

King, A.I., (1982). New Perspectives and Needs in Biomechanical Modeling. In: Easterby, R., Kroemer, K.H.E., Chaffin, D.B., (1982). *Anthropometry and Biomechanical. Theory and Application Note Conference Series. Series III: Human Factors*. Plenum Press.

King, B.G., (1952). Functional Cockpit Design. *Aeronautical Engineering Review*, June 1952, pp. 32-40.

Krause, H.E., Kroemer, K.H.E., (1973). Combiman - A Computer Model of the Operator at his Workstation. *Proceedings of the seventeenth Annual Meeting of the Human Factors Society*, October 16-18, 1973, pp. 418-419.

Lane, N.E., (1982). Issues in the Statistical Modelling of Anthropometric Data for Workplace Design. In: Easterby, R., Kroemer, K.H.E., Chaffin, D.B. (Eds). *Anthropometry and Biomechanics. Theory and Application*. pp. 115-123. New-York: Plenum Press.

- Laubach, L.L., McConville, J.T., (1965). Relationships Between Flexibility, Anthropometry and the Somatotype of College Man. The Research Quarterly, Vol. 37, No. 2, pp. 241-251.
- Lewin, T., (1969). Anthropometric Studies on Swedish Industrial Workers when Standing and Sitting. Ergonomics, 1969, Vol. 12, No. 6, pp. 883-902.
- NcCann, C., Noy, I., Rodden, B., Logan, O., (1975). 1974 Anthropometric Survey of Canadian Forces Personnel. DCIEM Report No. 75-R-111 Behavioural Sciences Division. Department of National Defence - Canada.
- McConville, J.T., Churchill, E., (1976). Statistical Concepts in Design. AMRL-TR-76-29. Aerospace Medical Division. Air Force Systems Command, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 57 pages.
- Morant, G.M., (1954). Body Size and Work Space. In Symposium on Human Factors in Equipment Design. Eds Floyd and Welford. London: H.K. Lewis. pp. 17-24.
- Morant, G.M., Smith, H.P.R., (1947). Body Measurements of Pilots and Cockpit Dimensions. FFRC 689. Flying Personnel Research Committee. R.A.F. Institute of Aviation Medicine.
- Morant, G.M., (1944). The Choice of Subjects Acting at Mock-up Trials of Pilot's Cockpits and Gun-Turrets. F.P.R.C. 596. Flying Personnel Research Committee, R.A.F. Physiology Laboratory.
- Moroney, W.F., (1971). Selected Bivariate Anthropometric Distributions Describing a Sample of Naval Aviators 1964. NA MRL-1130. Naval Aerospace Medical Research Laboratory. Pensacola, Florida.
- Moroney, W.F., Smith, M.J., (1972). Empirical Reduction in Potential User Population as the Result of Imposed Multivariate Anthropometric Limits. Naval Aerospace Medical Research Laboratory. Naval Aerospace and Regional Medical Center. Florida.

NASA, (1978). Anthropometric Source Book. Volume I: Anthropometry for Designers. Volume II: A Handbook of Anthropometric Data. Volume III: Annotated Bibliography of Anthropometry. NASA Reference Publication 1024. Webb Associates (Eds). National Technical information Service (NTIS). U.S. Department of Commerce.

Newman, R.W., (1963). The Body Sizes of Tomorrow's Young Men. Chapter 8, in: Human Factors in Technology, eds. Bennett, E., Degan J., Spiegel, J., McGraw-Hill, New York.

Randall, F.E., (1949). An Anthropometric Nomograph for Army White Men. Human Biology Vol. 21-4, pp. 218-232.

Roebuck, J.A., (1957). Anthropometry in Aircraft Engineering Design. J. Aviation Medecine, Feb. 1957, pp. 41-56.

Roebuck, J.A., Kroemer, K.H.E., Thomson, W.G., (1975). Engineering Anthropometry Methods. John Wiley and Sons. Wiley Interscience Publication.

Rohmert, W., Wangenheim, M., Mainzer, J., Zipp, P., Lesser, W., (1986). A Study Stressing the Need for a Static Postural Force Model for Work Analysis. Ergonomics, 1986, Vol. 29, No. 10, pp. 1235-1249.

Roozbazar, A., (1973). Biomechanical Modeling of the Human Body. Proceedings of the 17th annual meeting of the Human Factors Society. October 16-18, 1973. Psages 181-191.

Roozbazar, A., Gordon, W.B., Richerson, M.E., (1979). A Theoretical Model to Estimate Some Ergonomic Parameters from Age, Height and Weight. Ergonomics, 1979, Vol. 22, No. 1, pp. 43-58.

Squires, P.C., (1959). Proposed Shape of the Normal Work Area. Engineering and Industrial Psychology, pp. 12-17.

Stewart, L., (1985). Microcomputer Applications in Human Factors Research. Communiqué, Vol. 15-3, June 1985, pp. 1-3. Human Factors Association of Canada.

Tisserand, M., Saulnier, H., (1982). Dimensionnement des postes de travail. Application sur terminal écran-clavier. 2. - Conception du poste. Cahiers de notes documentaires. ND 1389-108-82. I.N.R.S. Paris.

Tisserand, M., Schouller, J.-F., (1981). Dimensionnement des postes de travail. Application au poste sur terminal écran-clavier. 1.- Le diagnostic. Cahier de notes documentaires no 105. ND 1347-105-81. I.N.R.S. Paris.

Trotter, M., Gleser, G.C., (1951a). The Effects of Ageing on Stature. American Journal of Physical Anthropology, Vol. 9, pp. 311-324.

Trotter, M., Gleser, G.C., (1951b). Trends in Stature of American Whites and Negroes Born between 1840 and 1924. American Journal of Physical Anthropology, Vol. 9, pp. 427-440.

Trotter M., Gleser, G.C., (1952). Estimation of Stature from Long Bones of American Whites and Negroes. American Journal of Physical Anthropology, Vol. 10, pp. 463-514.

Trotter, M., Gleser, G.C., (1958). A Re-evaluation of Estimation of Stature Based on Measurements of Stature Taken during Life and of Long Bones after Death. American Journal of Anthropology, Vol. 16, pp. 79-123.

Unger, R.L., Rider, J.P., (1985). A Computer Based Model of Machine Operator Compartments. In: IEEE 1985 Proceedings of the International Conference on Cybernetics and Society, pp. 147-153.

Vézina, L., Gilbert, R., (1986). The First Version of Specific Anthropometric Model on IPC-HP. Unpublished Report. Department of Industrial Engineering, Polytechnic School of Montreal.

Wisner, A., Rebuffé, R., (1963). L'utilisation des données anthropométriques dans la conception du poste de travail. Le travail humain, XXVI, 193-217.

APPENDICE 1

Notes sur la loi multinormale

Loi multinormale

Définition:

Un vecteur aléatoire continu $\vec{x} = (x_1, \dots, x_p)$ suit une loi multinormale avec vecteur moyenne \vec{u} et matrice de covariance Σ si sa fonction de densité est donnée par:

$$f(x_1, \dots, x_p) = \frac{e^{-\frac{1}{2} (\vec{x}-\vec{u})^T \Sigma^{-1} (\vec{x}-\vec{u})}}{(|\Sigma|)^{\frac{1}{2}} (2\pi)^{p/2}}$$

$$\therefore \vec{x} \sim N(\vec{u}, \Sigma)$$

$$\text{où } \Sigma = \begin{bmatrix} \text{var}(x_1) & \text{cov}(x_1, x_2) & \dots & \text{cov}(x_1, x_p) \\ & \ddots & \ddots & \ddots \\ \text{cov}(x_p, x_1) & \text{cov}(x_1, x_2) & \dots & \text{var}(x_p) \end{bmatrix}$$

Remarques:

1- $(\vec{x}-\vec{u})^T \Sigma^{-1} (\vec{x}-\vec{u})$ est un scalaire égal à la trace de la matrice $p \times p$ $\Sigma^{-1} (\vec{x}-\vec{u})^T (\vec{x}-\vec{u})$

2- Les paramètres \vec{u} et Σ caractérisent complètement la distribution multinormale

3- Toutes les combinaisons linéaires d'un vecteur normal sont normales:

$$\text{si } Y = DX \text{ et } x \sim N(\vec{u}, \Sigma)$$

$$\text{alors } Y \sim N(D \vec{u}, D \Sigma D^T)$$

où D qxp avec $q < p$ et rang de $D = q$
(D est de plein rang)

- 4- La loi marginale d'un sous-ensemble de composantes est une loi multinormale où le vecteur moyenne et la matrice de covariance sont obtenues en passant les composantes correspondantes de \vec{u} et Σ .

- 5- Soient: $\vec{X} \sim N(\vec{u}, \Sigma)$

$$\vec{x} = (\vec{x}_1, \vec{x}_2) \quad \vec{u} = \begin{bmatrix} \vec{u}_1 \\ \vec{u}_2 \end{bmatrix}$$
$$\Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_{11} & \Sigma_{12} \\ \Sigma_{21} & \Sigma_{22} \end{bmatrix}$$

Alors: la densité conditionnelle de \vec{x}_1 étant donné \vec{x}_2 est multinormale avec moyenne $\vec{u}_1 + \Sigma_{12} \Sigma_{22}^{-1} (\vec{x}_2 - \vec{u}_2)$ et matrice de covariance: $\Sigma_{11} - \Sigma_{12} \Sigma_{22}^{-1} \Sigma_{21}$

- 6- Soient: $X \sim N(\vec{u}, \Sigma)$

$$\vec{x} = (\vec{x}_1, x_2)$$

Alors: \vec{x}_1 et x_2 sont indépendantes ssi la covariance de chaque élément de x_1 avec chaque élément de \vec{x}_2 est nulle i.e. ssi $\Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_{11} & 0 \\ 0 & \Sigma_{22} \end{bmatrix}$

Note: Si deux composantes sont indépendantes alors la cov est nulle. Dans le cas de la gaussienne l'inverse est vrai aussi.

- 7- Si $x \sim N(\vec{u}, \Sigma)$, alors on peut transformer \vec{x} d'une façon linéaire de manière à ce que les composantes du nouveau vecteur soient

indépendantes. En effet, il existe une matrice C non singulière telle que $C' \Sigma C = I$. Par conséquent, $\vec{Y} = C' \vec{X} \sim N(C' \vec{u}, I)$.

8- Supposons maintenant qu'on a deux populations ω_1 et ω_2 telles que:

$$f(\vec{X} | \omega_1) \sim N(\vec{u}_1, \Sigma_1)$$
$$f(\vec{X} | \omega_2) \sim N(\vec{u}_2, \Sigma_2).$$

On peut trouver une transformation linéaire telle que:

$$\text{si } \vec{Y} = T(\vec{X})$$

$$\text{alors } g(\vec{Y} | \omega_1) \sim N(D_1, I)$$

$$\text{et } g(\vec{Y} | \omega_2) \sim N(D_2, \Lambda)$$

où I est la matrice identité

Λ est la matrice diagonale

Pour obtenir T :

a) Les matrices Σ_1 et Σ_2 sont symétriques et positives définies ($n \times n$).

Dénotons par $\Phi_1 = (\vec{Q}_1, \dots, \vec{Q}_n)$ la matrice des vecteurs propres normés de Σ_1 et par $\lambda_1, \dots, \lambda_n$ les valeurs propres correspondantes.

$$\text{On a: } \Sigma_1 \vec{Q}_i = \lambda_i \vec{Q}_i, \quad i = 1, \dots, n$$

avec $\lambda_i > 0$ pour chaque i puisque Σ_1 est positive définie et

alors: $\Sigma_1 \phi_1 = \phi_1 \Lambda_1$

où $\Lambda_1 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \cdot & \cdot & \cdot & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & \cdot & \cdot & \cdot & \lambda_m \end{bmatrix}$

On a aussi:

$$\phi_1^\top \phi_1 = I$$

car les vecteurs propres sont orthogonaux

Par conséquent, si on considère la transformation $\vec{Z} = \phi_1^\top \vec{x}$, alors:

$$Z \sim N(\phi_1^\top u_1, \phi_1^\top \Sigma_1 \phi_1)$$

$$Z \sim N(\phi_1^\top u_1, \Lambda_1)$$

i.e. que cette transformation diagonalise la matrice de covariance Σ_1 .

Considérons maintenant

$$\Lambda_1^{-\frac{1}{2}} = \begin{bmatrix} \lambda_1^{-\frac{1}{2}} & \cdot & \cdot & \cdot & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & \cdot & \cdot & \cdot & \lambda_n^{-\frac{1}{2}} \end{bmatrix}$$

et la transformation en:

$$\vec{U} = \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \vec{Z}$$

alors:

$$\vec{U} \sim N(\Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_1^\top u_1, I)$$

Ces deux transformations successives ont donc pour effet de remplacer Σ_1 par une matrice identité. Les composantes de \vec{U} sont par conséquent, devenues indépendantes.

L'effet de cette transformation sur la loi de $N(u_2, \Sigma_2)$ sera:

$$\vec{u}_2 \rightarrow \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_1^\top \vec{u}_2$$

$$\Sigma_2 \rightarrow \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_1^\top \Sigma_2 \phi_1 \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} = K$$

où K est symétrique et positive définie.

Dénotons par ϕ_2 la matrice des vecteurs propres normés de K , par (μ_1, \dots, μ_n) le vecteur des valeurs propres, et par Λ_2 la matrice

$$\begin{bmatrix} \mu_1 & \dots & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & \mu_n \end{bmatrix}$$

Alors on a:

$$\phi_2^\top \phi_2 = I \text{ et } \phi_2^\top K \phi_2 = \Lambda_2$$

Considérons la transformation:

$$\begin{aligned} \vec{Y} &= \phi_2^\top \vec{U} = \phi_2^\top \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \vec{Z} \\ &= \phi_2^\top \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_1^\top \vec{X} = T(\vec{X}) \end{aligned}$$

Alors $N(u_1, \Sigma_1)$ devient normale avec paramètres:

$$u_1 \rightarrow \phi_2^\top \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_1^\top u_1 = D_1$$

$$\begin{aligned}
 \sum_1 &\rightarrow \phi_2^{-1} \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \underbrace{\phi_1^{-1} \sum_1 \phi_1^{-1} \Lambda_1^{-\frac{1}{2}} \phi_2}_{=} = I \\
 &= \Lambda_1 \\
 &= I \\
 &= I
 \end{aligned}$$

et $N(\vec{u}_2, \Sigma_2)$ devient normale avec paramètres:

$$\begin{aligned}
 u_2 &\rightarrow \phi_2 \overset{1}{\Lambda_1} \overset{-\frac{1}{2}}{\phi_1} \overset{1}{u_2} = D_2 \\
 \sum_2 &\rightarrow \phi_2 \overset{1}{\Lambda_1} \overset{-\frac{1}{2}}{\phi_1} \overset{1}{\sum_2} \phi_1 \overset{-\frac{1}{2}}{\Lambda_1} \overset{1}{\phi_2} = \Lambda_2 \\
 &\quad \boxed{\quad} = K \\
 &\quad \boxed{\quad} = \Lambda_2
 \end{aligned}$$

9- Ne pas utiliser le polynôme caractéristique pour résoudre numériquement le problème des vecteurs ou valeurs propres.

10- Ordonner les nouvelles composantes par ordre d'importance des valeurs propres. Faire varier d'abord les plus importantes.

11- Si $\vec{X} \sim N(\vec{\mu}, \Sigma)$ alors:

$$\psi_x(\vec{t}) = e^{i \vec{t}' \vec{u} - \frac{1}{2} \vec{t}' \vec{t}}, \quad t = (t_1, \dots, t_p)'$$

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL



3 9334 00289576 9