PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Les prothèses de la main
Title:

Auteurs: Michel Pelletier, & Robert Vinet
Authors:

Date: 1985

Type: Rapport / Report

Référence: Pelletier, M., & Vinet, R. (1985). Les prothèses de la main. (Rapport technique n° EPM-RT-85-28). https://publications.polymtl.ca/9718/
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: https://publications.polymtl.ca/9718/
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-85-28
Report number:

URL officiel:
Official URL:

Mention légale:
Legal notice:

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

BIBLIOTHÈQUE
FEV 17 1986
ÉCOLE POLYTECHNIQUE
MONTRÉAL

EPM/RT-85-28

LES PROTHESES DE LA MAIN
Recherche bibliographique

Don

Michel Pelletier, étudiant
Robert Vinet, professeur agrégé

Département de génie mécanique

Ecole Polytechnique de Montréal
Octobre 1985

Ce document a été publié dans le cadre d'un projet d'été subventionné du Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et Génie du Canada (CRSNG).

Tous droits réservés. On ne peut reproduire ni diffuser aucune partie du présent ouvrage, sous quelque forme que ce soit, sans avoir obtenu au préalable l'autorisation écrite de l'auteur.

Dépôt légal, 3e trimestre 1985
Bibliothèque nationale du Québec
Bibliothèque nationale du Canada

Pour se procurer une copie de ce document, s'adresser au:

Service de l'édition
Ecole Polytechnique de Montréal
C.P. 6079, Succursale "A"
Montréal, Québec
H3C 3A7
(514) 340-4903

Compter 0,05 $ par page (arrondir au dollar le plus près), plus 1,50 $ (Canada) ou 2,50 $ (étranger) pour la couverture, les frais de poste et la manutention. Régler en dollars canadiens par chèque ou mandat-poste au nom de l'Ecole Polytechnique de Montréal. Nous n'honorerons que les commandes accompagnées d'un paiement, sauf s'il y a eu entente préalable, dans le cas d'établissements d'enseignement ou d'organismes canadiens.

REMERCIEMENTS

J'aimerais exprimer ma reconnaissance à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce travail: Carole Breault et Mireille Landry de la bibliothèque qui m'ont permis de récolter plusieurs articles; Sylvie Doré qui m'a beaucoup aidé grâce à ses nombreux conseils; Marc Chagnon avec qui j'ai classifié les articles; Chantal Capistran qui m'a aidé dans mes résumés; M. Yves Lozac'h de l'Institut de Réadaptation qui m'a prêté beaucoup de documentation et, enfin, les secrétaires Carole Meloche et Josée Dugas qui m'ont permis d'utiliser leur PC et qui m'ont fourni du matériel de bureau.

J'aimerais remercier tout spécialement le CRSNG, la Direction de la Recherche de Polytechnique, M. Gilbert Drouin et M. Robert Vinet pour leur aide financière et leur soutien dans ce projet.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS iii

LISTE DES FIGURES v

LISTE DES TABLEAUX vi

INTRODUCTION 1

CHAPITRE I - LA MAIN HUMAINE 2
1.1 Anatomie 2
1.2 Les modes de préhension 2
1.3 Les trajectoires privilégiées 7
1.4 Les forces de préhension 9
1.5 Amplitudes des mouvements 10

CHAPITRE II - LES PROTHESES DE LA MAIN 11
2.1 Critères de design 11
2.2 Les prothèses existantes 13
2.3 Les mécanismes utilisés 15
2.4 Les moteurs utilisés 20
2.5 Fabrication de gants cosmétiques 20

CHAPITRE III - LES ORGANES DE PREHENSION (GRIPPERS) 22

CHAPITRE IV - CONTROLE ET SENSEURS 24
4.1 Systèmes de contrôle des prothèses 24
4.2 Les senseurs tactiles 25
4.3 Le "feedback" 26

CHAPITRE V - LES ANALYSES MATHEMATIQUES ET BIOMECANIQUES ... 28

CONCLUSION 29

ANNEXES 30
A- Source des références 30
B- Bibliographie 32
C- Index des mots-clés 39
D- Cotes des articles avec mots-clés 41

LISTE DES FIGURES

Figure 1 - La topographie de la main 3

Figure 2 - Les axes des articulations 4

Figure 3 - Les os de la main et de l'avant-bras 4

Figure 4 - Les muscles et les tendons 5

Figure 5 - Les modes de préhension selon Schlesinger 6

Figure 6 - Position de repos du pouce 8

Figure 7 - Trajectoire naturelle du pouce 8

Figure 8 - Force de préhension en fonction du temps lors de la manipulation d'objets 10

Figure 9 - Mécanisme à câble pour un doigt [1c] 15

Figure 10 - Gripper Rovetta [93] 16

Figure 11 - Soft Gripper [94] 16

Figure 12 - Systèmes à câbles [8c] 16

Figure 13 - Doigt à tendons [91] 16

Figure 14 - Mécanisme à quatre membrures [53] 17

Figure 15 - Doigt Waseda [4] 17

Figure 16 - Doigt de Belgrade [8c] 17

Figure 17 - Doigt yougoslave [71] 17

Figure 18 - Mécanisme à arbre flexible [59] 18

Figure 19 - Mécanisme à arbres flexibles du "Gripper" torontois [28] 18

Figure 20 - Mécanisme à engrenages selon [3] 19

Figure 21 - Mécanisme à engrenages selon [74] 19

Figure 22 - Main Waseda [4] 19

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Fréquences en pourcentage de 3 modes de préhension 7

Tableau 2 - Forces de préhension mesurées par Taylor (en livres) 9

Tableau 3 - Mobilité utile des articulations exprimée en degrés de flexion 10

Tableau 4 - Prothèses de la main: tableau récapitulatif ... 13

INTRODUCTION

Depuis plusieurs années déjà, M. Yves Lozac'h de l'Institut de Réadaptation de Montréal s'intéresse aux modes de préhension de la main dans le but de créer une prothèse plus fonctionnelle. En effet, les prothèses disponibles sur le marché ont presque toutes le même défaut, soit un pouce directement opposé aux doigts. En 1984, M. Lozac'h a proposé que le pouce se déplace plutôt dans un plan faisant environ 45° avec le plan des doigts. Ce changement d'apparence mineure permet entre autres une préhension plus stable et naturelle ainsi qu'une meilleure apparence.

Le but du présent rapport est de faire le point sur ce qui existe dans le domaine des prothèses de la main, tout spécialement en ce qui regarde les modes de préhension et les mécanismes utilisés. Ce rapport permet au lecteur non initié de bien cerner tous les aspects de ce vaste problème. Il constitue en même temps une importante source de documentation facilement accessible et traitant de divers sujets.

Dans les premiers chapitres, nous traiterons en détails de la main humaine et de tout ce qui touche les prothèses. Les chapitres suivants survolent rapidement les organes de préhension, le contrôle et les senseurs, et les analyses mathématiques ou biomécaniques. La dernière partie du rapport contient des index de cotes et de mots-clés pour tous les articles recueillis ainsi qu'une bibliographie complète.

CHAPITRE 1

LA MAIN HUMAINE

Depuis plusieurs centaines d'années déjà, l'homme tente en vain de reproduire la main. Plusieurs la définissent comme étant un organe très sophistiqué et un outil complet en lui-même; la main est le symbole de la force de l'homme et une réflexion de sa pensée [17].

> "La main de l'homme, dans sa complexité, se révèle donc être une structure parfaitement logique et adaptée à ses différentes fonctions. Son architecture reflète le principe d'économie universelle. C'est une des plus belles réussites de l'univers." I.A. Kapandji [7c]

Le présent chapitre tente de réunir les informations pertinentes et utiles à la conception d'une prothèse fonctionnelle de la main.

1.1 Anatomie

La description de la main par Kapandji [7c] est très complète et bien illustrée. Il définit en détails la topographie de la main, son architecture (plans, arches...) et ses géométries (figure 1). Il définit aussi toutes les amplitudes et les axes des articulations (figure 2). Les schémas sont très clairs mais ne comportent aucune dimension. La référence [7b], aussi par Kapandji, traite du poignet: mouvements, plans d'action, amplitudes... tandis que la référence [7d] traite plutôt des muscles et des articulations.

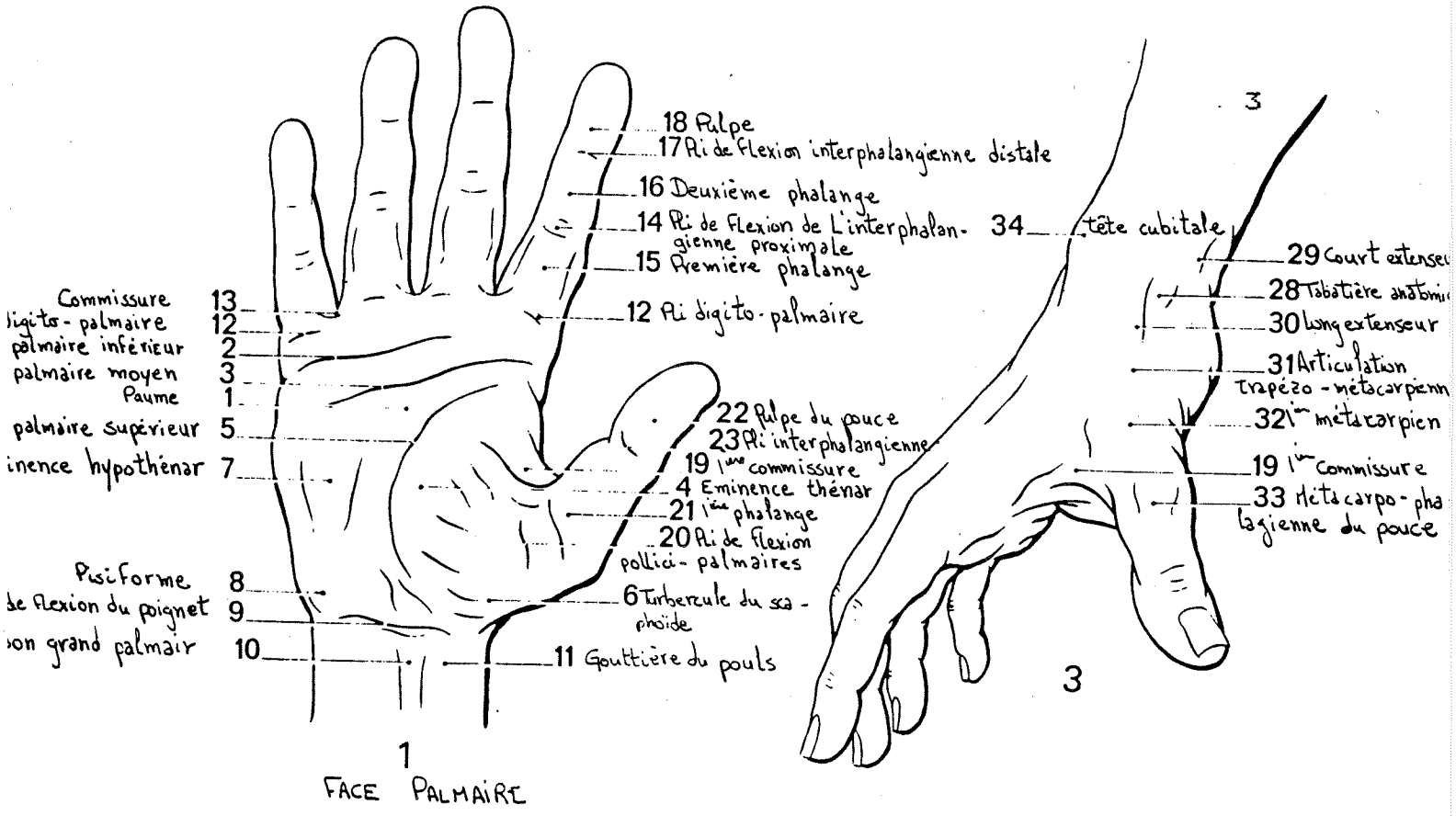
La nomenclature complète des muscles et os de la main (figure 3) est bien couverte par Judith Hunt Kiel [101]; ses nombreux schémas et tableaux résument bien l'anatomie de la main.

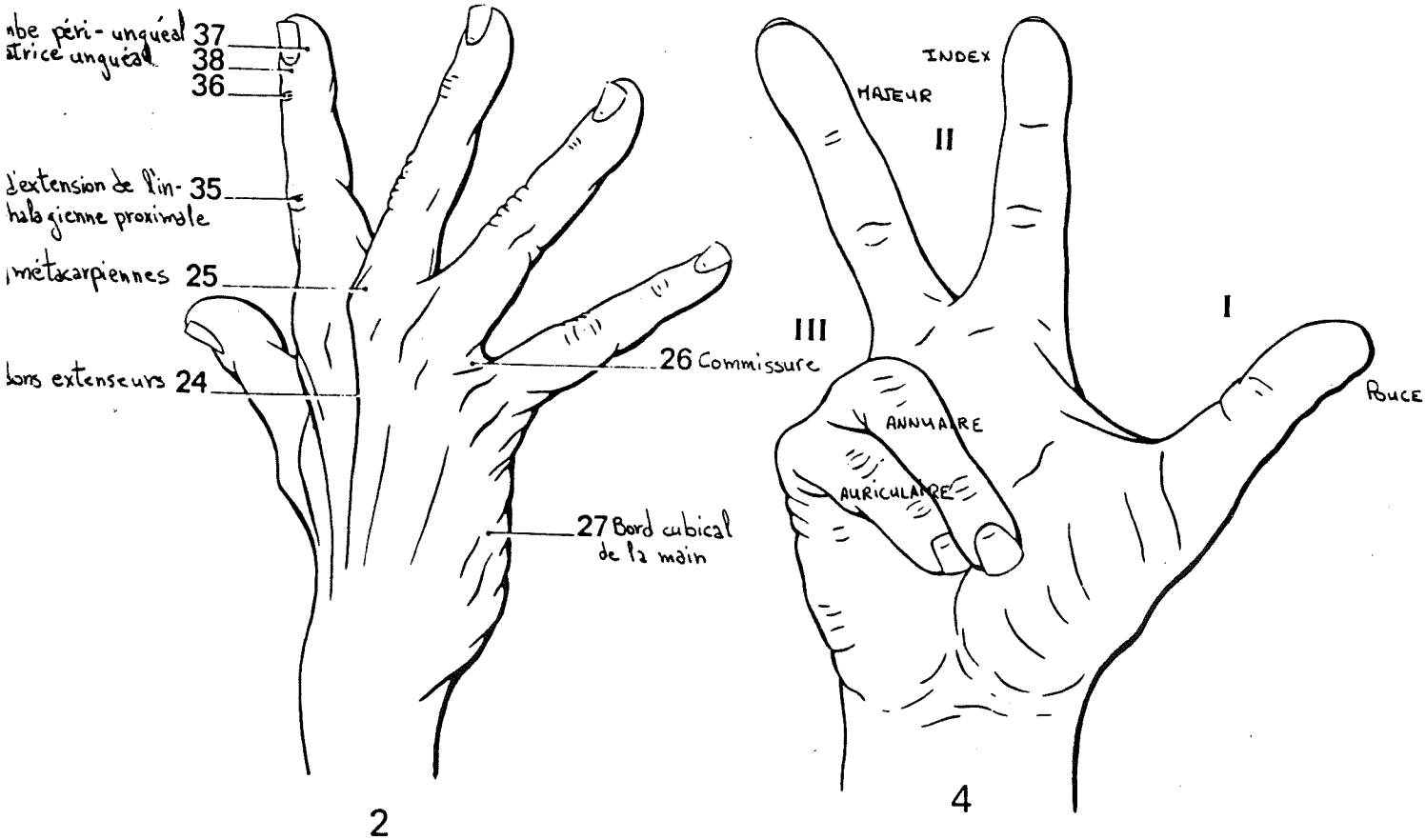
Chao et ses collaborateurs [20] traitent beaucoup des muscles de la main. Ils ont développé un modèle qui tente de calculer les forces dans les muscles. Ils utilisent des systèmes d'axes qui permettent de bien définir la position des muscles et tendons (figure 4).

Michael Harty dans son exposé sur la main [17] nous parle de la nomenclature, des muscles et de la préhension.

1.2 Les modes de préhension

Une énumération de tous les modes de préhension possibles et imaginables est faite par Kapandji [7a]. Il décrit en effet toutes les configurations possibles, et ce, de façon exhaustive: chaque mode de préhension est défini en tenant compte de la position des doigts, du nombre de doigts impliqués et des surfaces qui entrent en contact (par exemple: prise digitale, opposition subtermino-latérale). Quatre grandes classes de préhension sont





I. A. KAPANDJI 175

Figure 1 - La topographie de la main

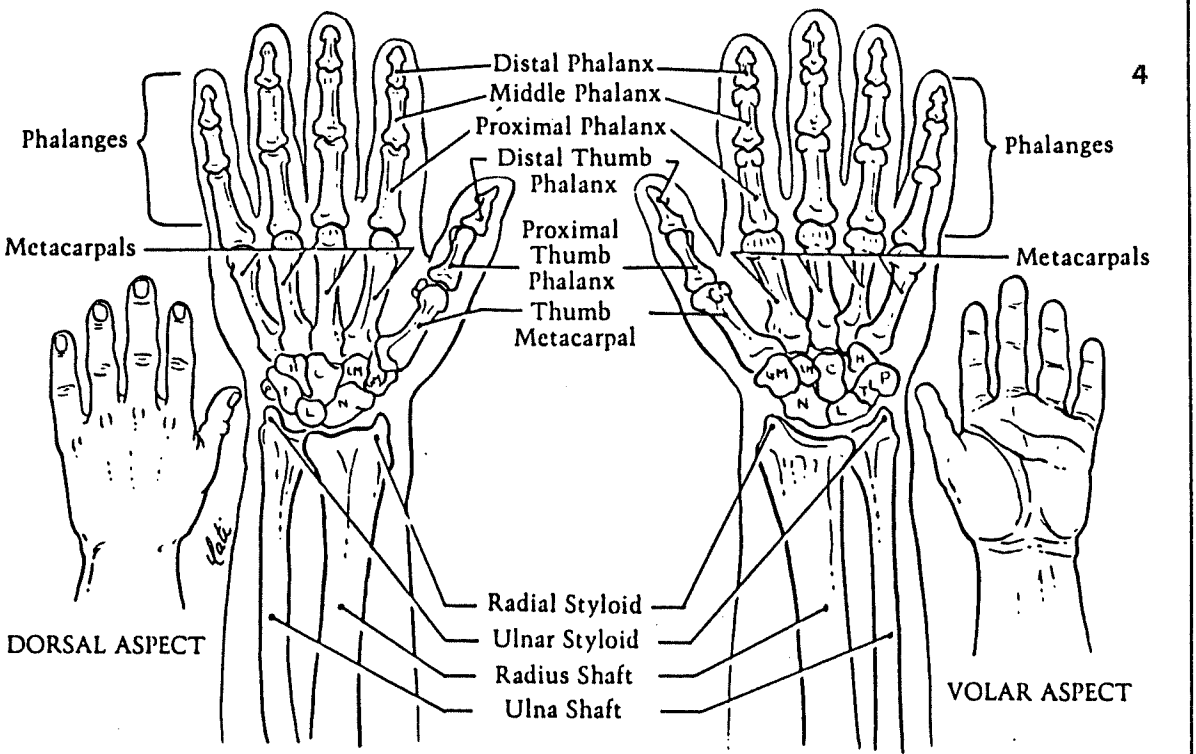


Figure 2 - Les axes des articulations

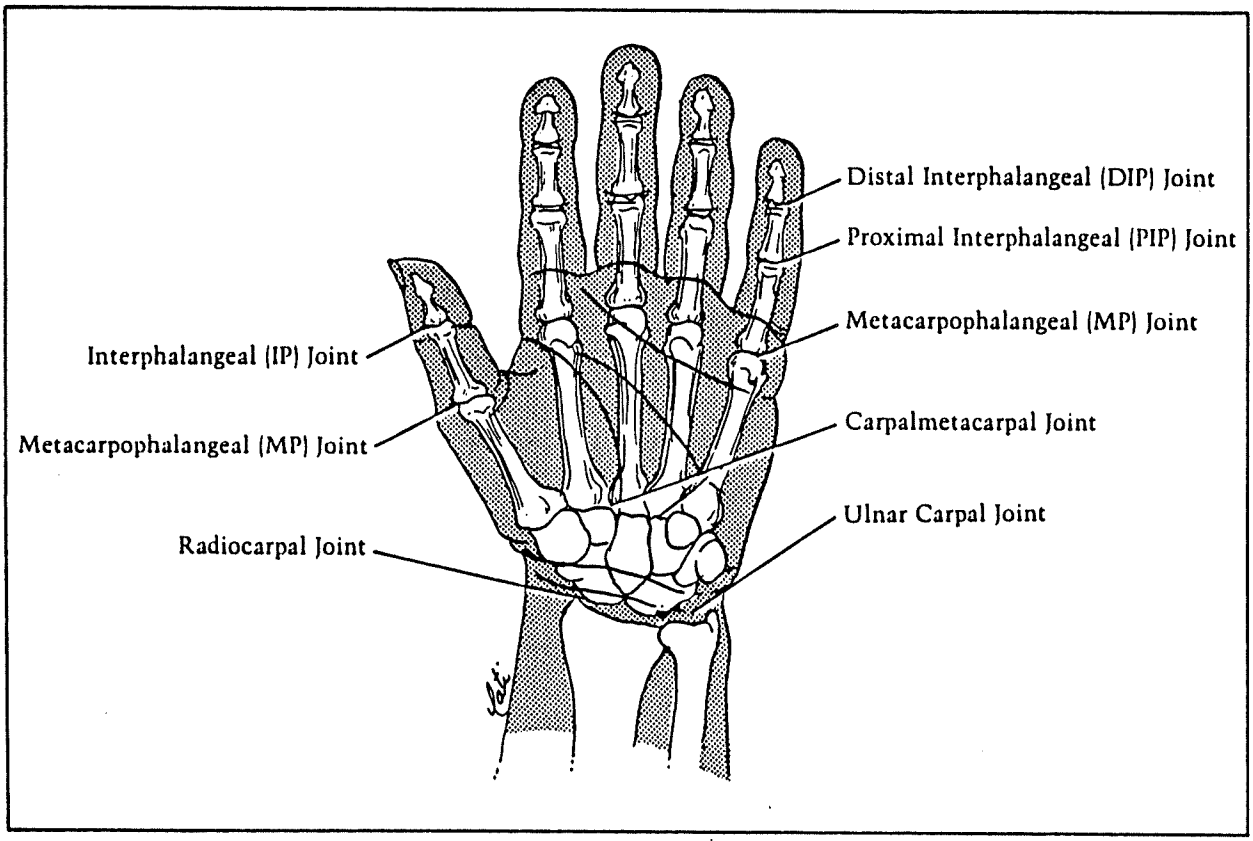


Figure 3 - Les os de la main et de l'avant-bras

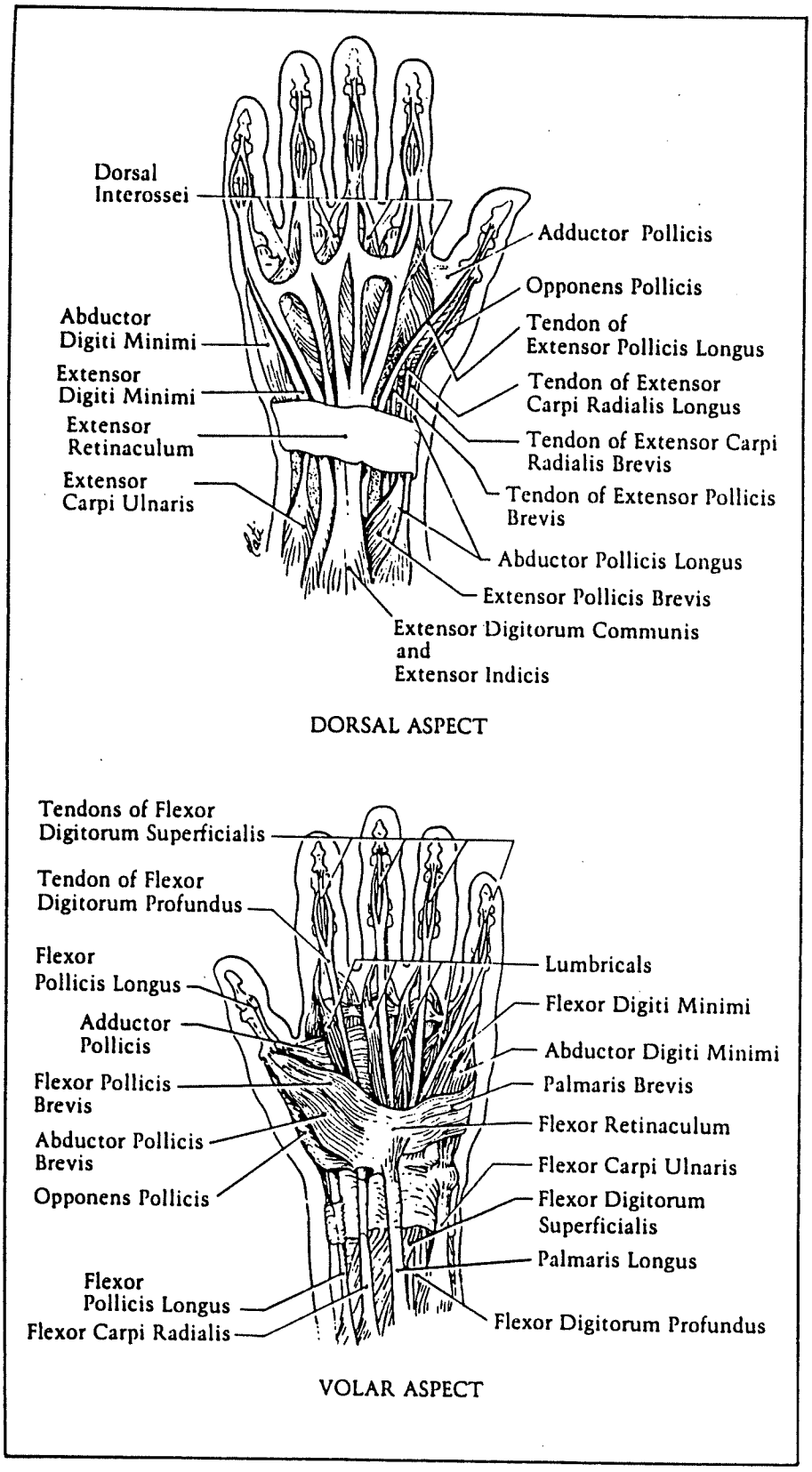


Figure 4 - Les muscles et les tendons

définies par Kapandji: prises digitales, palmaires, centrées et en crochet (prises aidées de la pesanteur).

Plusieurs autres auteurs traitent des modes de préhension de la main. Ceux-ci, en général, les classifient en un petit nombre de modes.

Beaucoup d'auteurs [3,12,74,101] semblent avoir adopté la classification selon Schlesinger [74] (figure 5). Celui-ci définit 6 modes de préhension: cylindrique, digitale (Tip), en crochet (Hook), palmaire, sphérique et latérale. La différence entre la prise digitale et la prise palmaire est que, dans la prise digitale, les bouts des doigts sont en contact, tandis que la prise palmaire implique la pulpe des doigts.

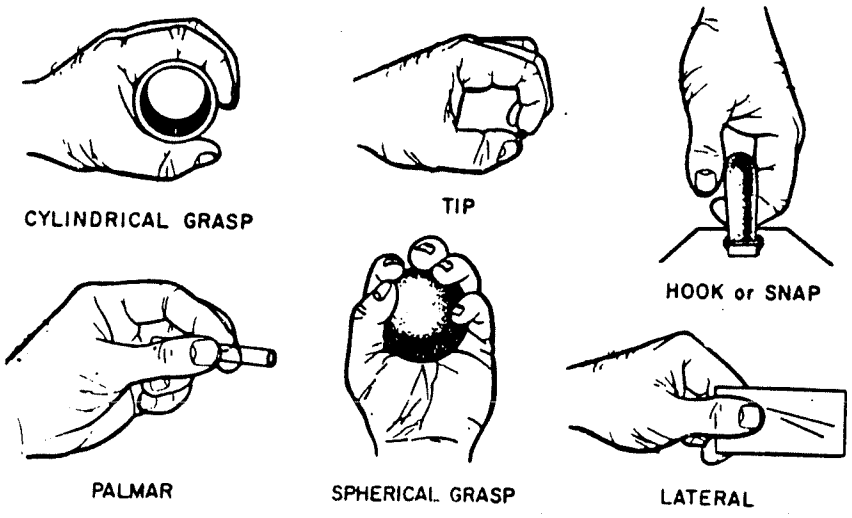


Figure 5 - Les modes de préhension selon Schlesinger

Andrée Forget [13] définit 8 modes de préhension; les mêmes 6 que Schlesinger plus 2 autres: la "Vice grasp", prise d'objets plats (livres, assiettes...) et la pince interdigitale (cigarette...). Il est à noter que ces modes de préhension sont divisés en deux groupes selon Landsmeer: les prises (Grasp ou Power grip): cylindrique, sphérique, crochet et "vice grasp"; et les pinces (Pinch ou Precision handling): palmaire, latérale, digitale et interdigitale.

Les modes de préhension selon Hamonet [18] ne sont pas très différents des autres ci-haut mentionnés; celui-ci définit cependant les étapes de la préhension: l'approche, le choix de la prise, la prise et le lâcher.

Les concepteurs de la main française [11] ont défini 3 modes de préhension pour leur prothèse: pince bi-tridigitale, prise par empaumement ou crochet et pince latérale. La prise par empaumement englobe les prises cylindrique et sphérique; en

effet, si une prothèse est adaptative, ces deux préhensions requièrent aproximativement les mêmes mouvements.

Les articles [17], [59] et [72] traitent aussi des modes de préhension, ceux-ci semblent moins bien définis et n'apportent rien de nouveau à part la "prise du fusil" [59].

Peu d'auteurs parlent de la fréquence des modes de préhension. On mentionne que la plus fréquente est la préhension palmaire, suivie de la préhension latérale [3,24,74]. L'article [3] contient le tableau 1 sur les fréquences de certaines préhensions.

Series	Prehension type		
	Palmar	Tip	Lateral
Pick up.....	50	17	33
Hold for use.....	88	2	10

Tableau 1 - Fréquences en pourcentage de 3 modes de préhension

1.3 Les trajectoires privilégiées

Lors de la conception de prothèses, il est très difficile, voire même impossible, de recréer plusieurs modes de préhension. De plus, les 21 degrés de liberté de la main ne sont pas réalisables et contrôlables (à date) dans un volume aussi petit qu'une main. Les concepteurs doivent donc simplifier la main pour en arriver à un modèle réalisable, tenant compte des contraintes: volume, poids, coût...

En général, dans les prothèses, l'abduction et l'adduction des doigts (sauf le pouce) sont fixées; les doigts sont tous parallèles entre eux. Les phalanges, s'il y en a, sont reliées entre elles par un mécanisme et les doigts sont reliés ensemble. Ceci ramène à 1 degré de liberté les 16 degrés des 4 doigts. Si une telle prothèse possède un mécanisme adaptatif, elle reste quand même très fonctionnelle car les doigts s'adapteront à la forme de l'objet.

Le vrai problème réside dans la trajectoire du pouce. Celui-ci possède en effet 5 degrés de liberté [7c]. Kapandji définit en détails ces degrés de liberté ainsi que toutes les configurations possibles du pouce [7c,99].

En général, dans les prothèses, on peut penser à un ou deux degrés de liberté: soient la flexion (et l'extension) et l'abduction (et adduction). Avec deux degrés de liberté, on peut recréer facilement 5 des 6 modes de préhension principaux (voir le chapitre sur les prothèses). Un seul degré de liberté est beaucoup plus facile à contrôler mais permet une moins grande

versatilité. Dans le but de simplifier au maximum les prothèses, plusieurs auteurs ont tenté de définir une trajectoire privilégiée pour le pouce.

Malheureusement, la plupart des prothèses actuelles ont un pouce directement opposé aux doigts, formant ainsi une pince plane. Le but de ce projet est justement de redéfinir cette trajectoire qui n'est pas du tout fonctionnelle.

Kapandji [7c,99] définit la position de repos du pouce (figure 6), c'est-à-dire la position où les muscles sont relâchés. La flexion à partir de cette position devient donc la trajectoire la plus "naturelle" pour le pouce (figure 7, direction F). Le plan d'action ainsi défini est oblique par rapport au plan de la paume et au plan d'action des doigts.

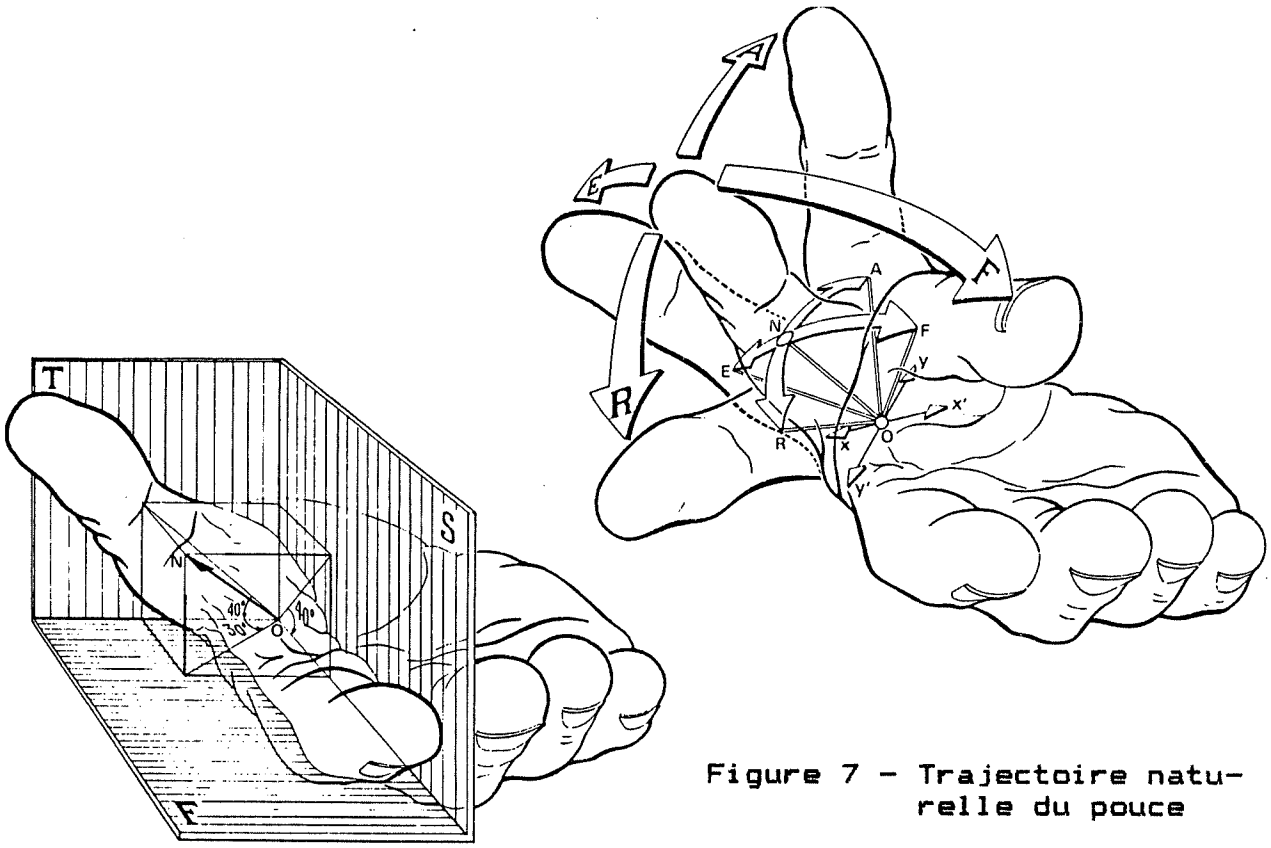


Figure 7 - Trajectoire naturelle du pouce

Figure 6 - Position de repos du pouce

Selon Kenworthy [78], la trajectoire idéale serait un pouce ayant un plan d'action perpendiculaire à celui des doigts, i.e. le pouce plie dans un plan parallèle à la paume. Davies et ses collaborateurs ne sont pas d'accord avec lui; selon eux, une trajectoire dans laquelle l'axe du pouce est à 60° de l'axe des doigts est plus fonctionnelle; ceci permet de prendre un objet à

plat sur une table en ayant un angle d'approche de 25° par rapport à l'horizontale.

Plusieurs auteurs s'entendent pour dire que le pouce lors de l'exécution de sa trajectoire devrait arriver à la fin en position tridigitale [3,12,74]. L'angle à donner au pouce pour arriver à ceci n'est pas toujours bien défini; cependant, Klopsteg et Wilson [3] optent pour un angle de 45° par rapport au plan palmaire. Quenzer et Engelhardt [76] mentionnent simplement que la trajectoire du pouce devrait être spatiale et devrait se terminer à la base du 4ième doigt.

Y. Lozac'h a fait une étude détaillée sur la préhension. Il a observé la préhension de plusieurs objets et en a conclu que l'angle entre les plans d'action des doigts et du pouce est toujours compris entre 45 et 55 degrés. Selon lui, une prothèse ayant cette caractéristique posséderait, entre autres, les avantages suivants: meilleure stabilité de l'objet, meilleur positionnement et l'obtention de 4 modes de préhension avec un seul degré de liberté (tridigitale, crochet, cylindrique et sphérique).

1.4 Les forces de préhension

Relativement peu de littérature a été trouvée sur ce sujet. Certains auteurs [3,72,74] se fient sur les résultats de Taylor (tableau 2) effectués en Californie sur 15 sujets.

Measurement	Type of prehension			
	Palmar	Tip	Lateral	Grasp
Mean.....	21.5	21.0	23.2	90
Standard deviation.....	5.4	4.8	4.8	16
Range.....	15.2–31.5	12.5–28.0	16.0–30.0	64–120

Tableau 2 - Forces de préhension mesurées par Taylor (en livres)

Weightman et Amis [54] ont fait une revue critique de tous les modèles théoriques existants de la main. Ils ont rassemblé tous les résultats disponibles sur les angles et les forces dans les tendons et les joints. Ils proposent aussi un modèle bidimensionnel qui semble plus acceptable que les autres. Selon eux, la force moyenne développée lors des prises digitales et palmaires est d'environ 35 N.

Ring et Welbourn [1d] fournissent un graphique de la force de préhension en fonction du temps (figure 8). Ils en concluent que pour qu'une prothèse soit fonctionnelle, le temps de réponse devrait être inférieur à 0.3 sec. et la force exercée sur l'objet ne devrait pas dépasser 110% de la force exercée par la main humaine.

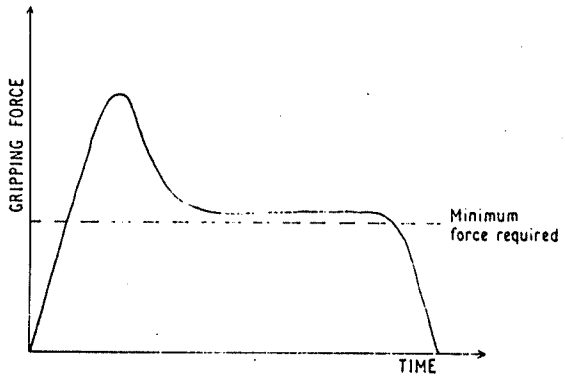


Figure 8 - Force de préhension en fonction du temps lors de la manipulation d'objets

1.5 Amplitudes des mouvements

Le tableau 3, pris de l'article [63], illustre les mobilités utiles que doivent posséder les articulations des doigts.

Articulations	A (poing)			B (cylindre 8 cm)			C (carte)			D (brique)			E (pince préunguéale)		
	Moy.	Min.	Max.	Moy.	Min.	Max.	Moy.	Min.	Max.	Moy.	Min.	Max.	Moy.	Min.	Max.
MP	37°	0°	61°	8°	— 10°	38°	18°	0°	58°	13°	— 8°	42°	23°	0°	58°
IP	53°	20°	73°	16°	— 2°	43°	— 9°	— 45°	16°	17°	2°	43°	57°	28°	79°
MP + IP (flexions additionnées)	90°	47°	119°	24°	4°	50°	9°	— 14°	35°	30°	4°	55°	80°	40°	119°

Tableau 3 - Mobilité utile des articulations exprimée en degrés de flexion

On retrouve, dans la référence [16], une étude détaillée de l'articulation métacarpo-phalangienne du pouce; on y mentionne les amplitudes de cette articulation ainsi que les forces dans les joints. Cette même articulation, mais pour les doigts en général cette fois, est étudiée dans l'article [21]. Les amplitudes y sont mentionnées, ainsi que la position du centre de rotation de l'articulation.

CHAPITRE II

LES PROTHESES DE LA MAIN

2.1 Critères de design

Plusieurs articles traitent des critères à respecter lors de la conception de prothèses: beaucoup d'idées différentes sont abordées et plusieurs critères quantitatifs sont proposés. Certains groupes ont même défini des standards à respecter; malheureusement, ces standards diffèrent dépendant de l'auteur. Le tableau suivant tente de réunir les plus importants critères ainsi que les différentes spécifications prônées par chacun.

Tableau récapitulatif

Critères* de design pour prothèses de la main

Apparence	La plus naturelle possible: bonnes proportions, mouvements naturels, présence d'un gant, ongles, aspérités, fini mât, bonne couleur et texture, résilience...
Friction	Présence de plusieurs surfaces de contact souples, à haut coefficient de friction.
Blocage	Les doigts doivent pouvoir bloquer à n'importe quelle position et y rester sans apport d'énergie (moins de .2% du courant nominal [8d]).
Bruit	Le plus faible possible: pas plus que 50 dB [8d] ou 68 dB [90].
Portabilité	Eviter le plus possible les fils, batteries et corps externes à la prothèse, l'idéal est un seul morceau (self-contained).
Forces	Force de pince: 5 à 7 kg (au bout des doigts), force de prise: 12 à 20 kg (cylindrique).
Entretien	Doit être démontable et réparable facilement.
Sécurité	Relâchement automatique de la prise à 50 lb environ.
Préhension	Au moins préhension bi ou tridigitale

* Tous ces critères sont pris des références 8d,90,2b,74,1a et 1c.

Ouverture	Au moins 3 1/4 pouces
Vitesse	Fermeture en .5 à 1.2 secondes [8d][90][2b]
Adaptabilité	Adaptation complète des doigts et des phalanges
Poids	Maximum de 350 à 1000 g dépendant des auteurs
Alimentation	La batterie rechargeable doit durer 1 an ou 250 000 cycles.
Choc	25 à 70 g. [8d][2b]
Température	-30°C à 50°C selon [8b] -10°C à 20°C selon [2b]

Plusieurs autres critères sont apportés par les différents auteurs: Kay et Rakic [8d] ont défini un grand nombre de spécifications quantitatives à respecter. Elles touchent entre autres le contrôle, les forces, la résistance (corps étrangers, feu, eau, corrosion, magnétisme...) et la sécurité. Des normes très précises sont aussi proposées sur la préhension et les dimensions de la main et de ses phalanges. Une série de tests très rigoureux est aussi décrite pour tester les prototypes.

E. Piezer et ses collaborateurs [90] ont aussi développé un grand nombre de critères à respecter. Ceux-ci touchent beaucoup d'aspects dont les dimensions, l'angle d'approche et la durée de vie.

A. K. Godden [1c] s'intéresse beaucoup à des critères de préhension pour rendre les prothèses plus fonctionnelles: le pouce devrait être judicieusement placé car il contrôle la préhension. La fermeture devrait être complètement adaptative pour une plus grande stabilité. Les doigts ainsi que la paume devraient être souples et recouverts d'un gant à haut coefficient de friction. Un mécanisme simple, facile à réparer et fonctionnel même avec un gant est certainement un atout important.

Plusieurs auteurs soulignent l'importance de la simplicité et de la fiabilité des prothèses. Les prothèses trop complexes ont plus de chances de faillir et peuvent prendre un temps énorme à réparer. Une prothèse qui fait défaut peut causer une grande frustration voire même de graves accidents [1a]. Childress [74] soutient avec raison que les prothèses les plus vendues sont celles qui sont simples, fonctionnelles et peu coûteuses. Il croit aussi que la préhension latérale devrait être possible, celle-ci étant la 2e plus fréquente (voir tableau 1).

Quelques autres critères moins courants sont apportés par divers auteurs. Ceux-ci touchent la sécurité, la résistance à l'humidité et le temps de réponse.

2.2 Les prothèses existantes

Le tableau suivant donne les principales caractéristiques des plus importantes prothèses de la main. Des descriptions plus complètes de ces prothèses ainsi que leurs spécifications sont disponibles dans les références mentionnées.

Tableau 4 - Prothèses de la main: Tableau récapitulatif

	WASEDA (KATO) (≈1975)	OTTO-BOCK/ Viennatone (≈1967)	SVEN (1973)	Yougoslave (Rakic) (1963)	Belgrade (1967)
Doigts mobiles	5	3	5	5	5
Mobilité du pouce*	2	1	1	1	1
Mobilité des doigts*	2	1	3	3	3
Angle du pouce(deg)**	0	0	0	0	0
Mécanisme	Bielles	Convertisseur force/vitesse	Câbles et ressorts	Bielles	Bielles
Moteur	Hydraulique	Electrique	Electrique	Electrique	Electrique
Adaptative	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
Préhensions	Tridigitale cylindrique sphérique	Tridigitale	Tridigitale cylindrique sphérique	Tridigitale cylindrique latérale crochet sphérique	Tridigitale cylindrique crochet sphérique
Références	[4,65]	[9,90]	[8a,27]	[71]	[1b,8c]
Autres	Légère (600 gr.)	Très vendue Silencieuse Excellent mécanisme 800 g pile: 300 g	Le pouce abducte et plie ensuite. 2 mouvements du poignet 1 300 g pile: 550 g	Le pouce ne plie pas, il adducte et abducte.	Lourde et bruyante

* Nombre de phalanges mobiles pour le pouce et les doigts
** Angle entre le plan de flexion du pouce et celui des doigts

Suite du tableau 4

	COOL 7 VAN HOOREWEDER (1970)	APRL (avant 1968)	OBEU (1977)	FRANCAISE	ES (SVEN amélioré (1972)
Doigts mobiles	5	3	3	5	5
Mobilité du pouce*	3	1	1	1 adduction 2 flexions	1
Mobilité des doigts*	3	1	1	3	2
Angle du pouce(deg)**	0 (?)	0	≈60°	Variable	Variable
Mécanisme	Tube sous pression	Multiplicateur de force	Leviers & ressort	Bielles	Câbles
Moteur	Pneumatique	A câble	A câble (?)	Electrique (5 moteurs)	Electrique
Adaptative	Oui	Non	Non	Oui	Oui
Préhensions	Bidigitale cylindrique crochet sphérique	Tridigitale	Tridigitale	Tridigitale cylindrique crochet latérale sphérique	Tridigitale cylindrique latérale crochet sphérique
Référence	[73]	[3]	[78]	[11]	[6]
Autres	Légère: 180 g. Silencieuse Rapide Requiert de fortes pressions Apparence naturelle	3 modèles différents	Géométrie fonctionne. Contient un squelette interne. Gant très naturel	Lourde Verrouillage automatique des doigts	Force prop. au temps

Il existe évidemment d'autres prothèses plus ou moins importantes: la thèse de Guy Fajal [82] contient une multitude de modèles inventés entre 1509 et 1926. L'article [88] contient quelques spécifications sur la main VA-NU. G. Kenworthy a aussi développé (1974) une prothèse avec un pouce perpendiculaire aux doigts [62]. Crosseley et Umholtz [59] dans leur article sur un "gripper" à 3 doigts font une revue des prothèses existantes (Becker, Yakobson, NASA, Hill, Goodrich Elastofit...).

2.3 Les mécanismes utilisés

Plusieurs types de mécanismes existent pour faire fonctionner les prothèses; chacun ayant ses avantages et ses désavantages. L'ultime mécanisme est évidemment celui de la main humaine. Malheureusement, il est inimitable pour l'instant. Il nécessiterait trop de composantes mécaniques et il serait extrêmement difficile à contrôler (21 degrés de liberté).

On doit donc se contenter de mécanismes plus simples qui comportent bien moins de degrés de liberté que la main. Les caractéristiques les plus recherchées dans de tels mécanismes sont habituellement les suivantes: simplicité, fiabilité, fonctionalité, légèreté, adaptabilité et faible coût. L'adaptabilité est la capacité d'un mécanisme à s'adapter à la forme d'un objet et d'y distribuer les forces uniformément.

Dans le cadre de ce projet, le mécanisme devrait normalement pouvoir fonctionner à partir d'un seul moteur situé dans la main.

- Les mécanismes à câbles

Plusieurs arrangements sont possibles avec des câbles. Un doigt à 3 phalanges peut être actionné par un, deux ou trois câbles par exemple (figure 9). Le Gripper Rovetta (figure 10) [61] et le Soft Gripper (figure 11) [94] sont de beaux exemples de mécanismes à câbles, ceux-ci sont tous deux adaptatifs et très fonctionnels (voir le chapitre sur les Grippers). En général, les systèmes à câbles sont très versatiles et adaptatifs (figure 12), on les utilise souvent avec des ressorts. De plus, on peut remplacer les traditionnels câbles par des chaînes ou des tendons (figure 13) [91], la stabilité latérale est alors améliorée.

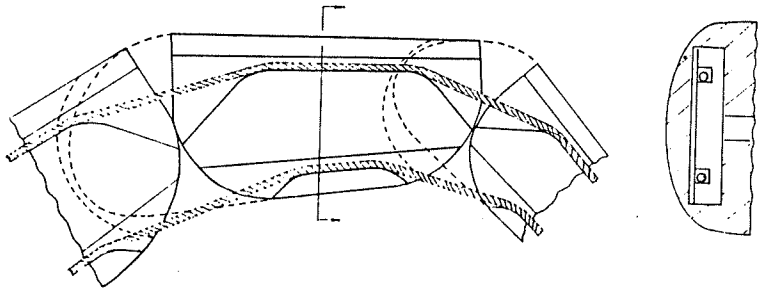


Figure 9 - Mécanisme à câbles pour un doigt [1c]

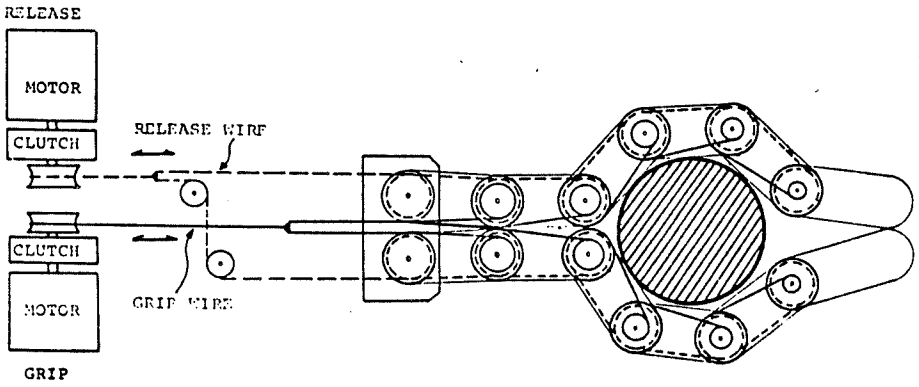


Figure 11 - Soft Gripper [94]

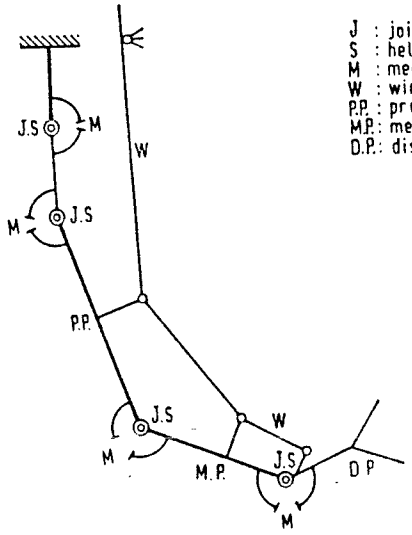


Figure 10 - Gripper Rovetta [93]

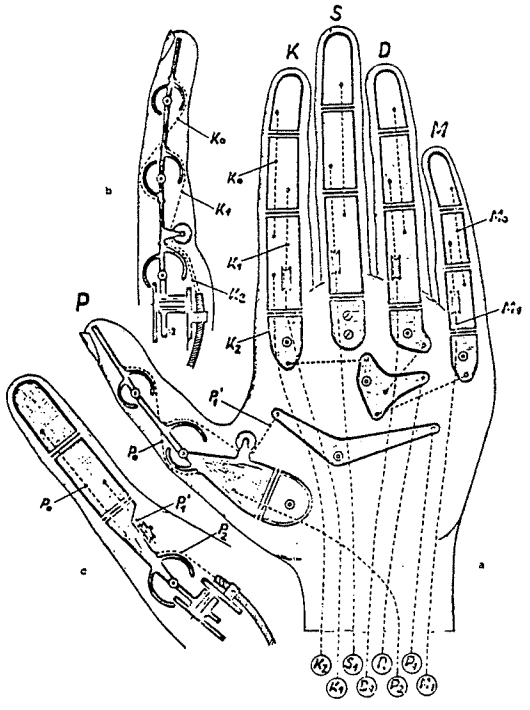


Figure 12 - Système à câbles [8c]

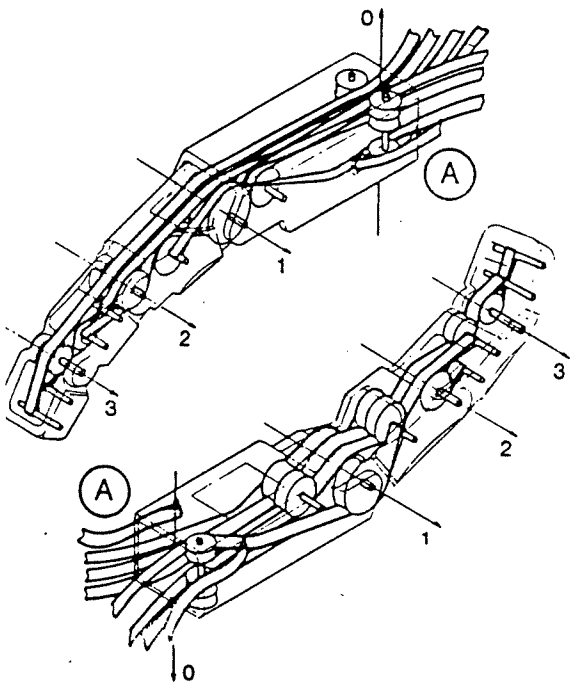


Figure 13 - Doigt à tendons [91]

- Les mécanismes à bielles

Les mécanismes à bielles utilisent généralement le principe du "Cross Four-Bar" (figure 14) [53]; ce mécanisme n'est pas adaptatif. La main Waseda (figure 15) [4] et la main de Belgrade (figure 16) [8c] utilisent ce système pour leurs doigts. On peut rendre ce mécanisme plus ou moins adaptatif grâce à des joints avec des rainures et des ressorts, les mains française et yougoslave (figure 17) utilisent ce principe.

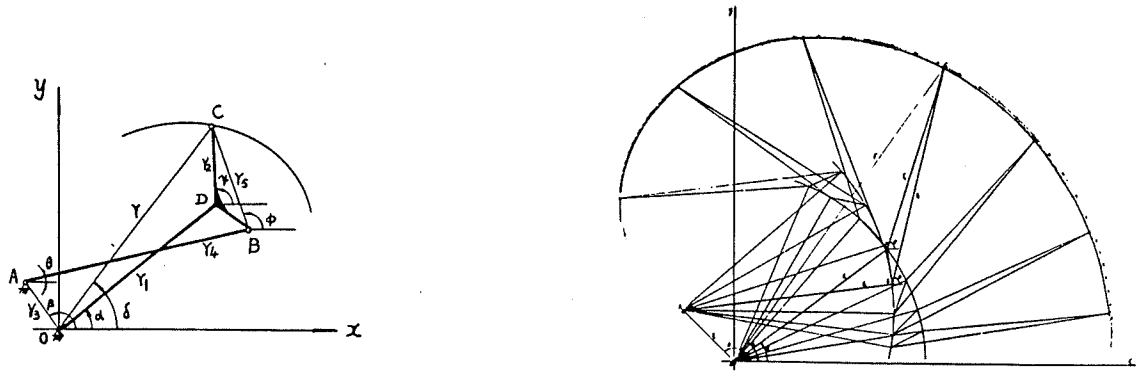


Figure 14 - Mécanisme à quatre membrures [53]

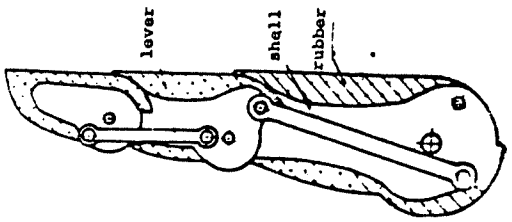


Figure 16 - Doigt de Belgrade [8c]

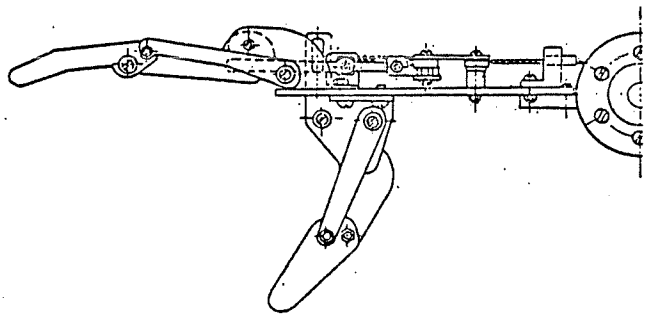


Figure 15 - Doigt Waseda [4]

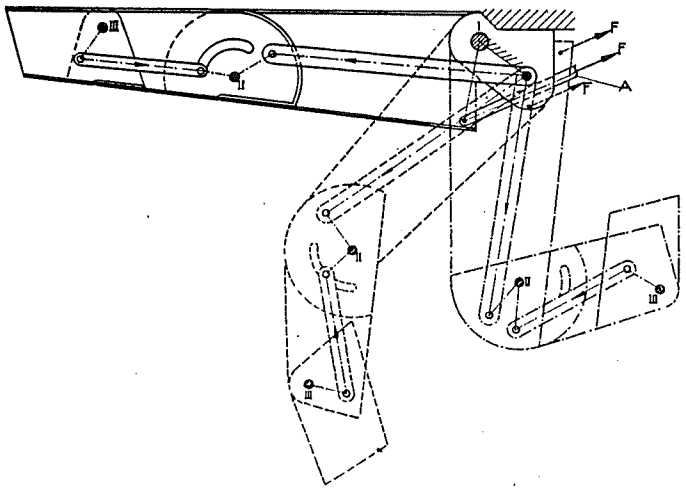


Figure 17 - Doigt yougoslave [71]

- Les mécanismes à arbre flexible

Ce type de mécanisme utilise un arbre directeur flexible qui actionne un ou plusieurs joints (figures 18 et 19). Crosseley et Umholtz [59] soutiennent que ce type de mécanisme est auto-bloquant, que la réduction force-couple est très facile, que les forces sont distribuées dans une très petite région et que l'avantage mécanique est conservé.

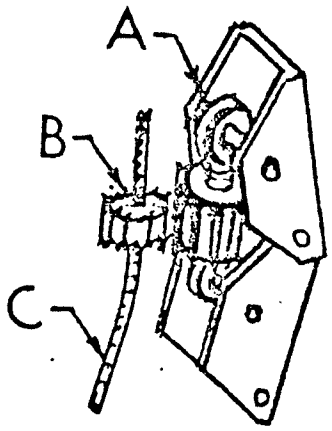


Figure 18 - Mécanisme à arbre flexible [59]

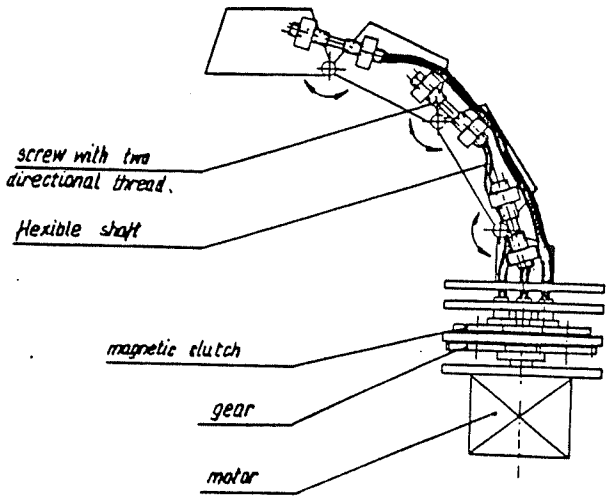


Figure 19 - Mécanisme à arbres flexibles du Gripper torontois [28]

- Mécanismes à engrenages

Ce type de mécanisme est relativement simple et n'est généralement pas adaptatif (figures 20 et 21).

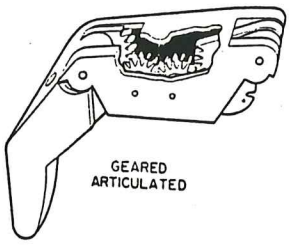


Figure 20 - Mécanisme à engrenages selon [3]

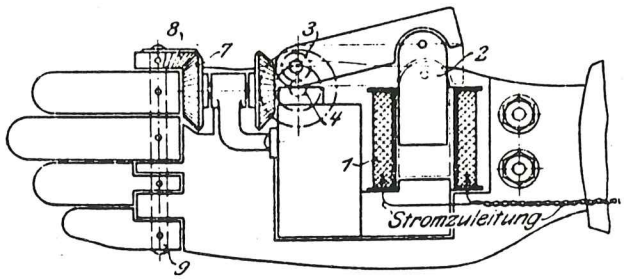


Figure 21 - Mécanisme à engrenages selon [74]

- Mécanismes à leviers

Ce type de mécanisme est utilisé surtout dans la paume pour rendre adaptative l'action des doigts. Les mains de Belgrade et Waseda (figure 22) fonctionnent selon ce principe.

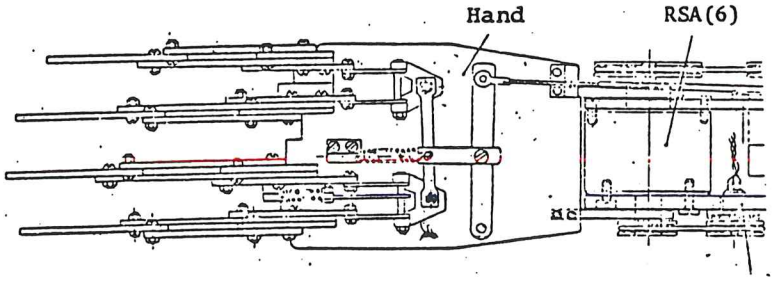


Figure 22 - Main Waseda [4]

- Autres mécanismes

Plusieurs variantes et dérivées des mécanismes mentionnés ci-haut ont été inventées au fil des années. La thèse de Guy Fajal [82] ainsi que l'article "Artificial Hand Mechanisms" [74] en comprennent un grand nombre. La référence [27] sur la main SVEN explique aussi un mécanisme de poignet électrique.

Yves Lozac'h [87] a conçu un mécanisme qui permet de convertir la vitesse en force, tout comme le fait la main Otto-Bock [9].

2.4 Les moteurs utilisés

Les moteurs utilisés dans les prothèses sont principalement électriques, malgré que l'on rencontre des prothèses actionnées grâce à des systèmes hydrauliques ou pneumatiques. Par exemple, la main VA-NU [88] utilise un moteur 12V à batteries rechargeables. La main SVEN [27] est activée par un moteur DCPM de 3,5W. Le modèle de l'Université de Waseda [65] utilise une pompe hydraulique.

Les divers auteurs ne semblent pas s'entendre sur ce qui est mieux pour actionner les prothèses: Jaksic [8c] préfère un système hydraulique car selon lui les pertes sont moindres et le système est complètement adaptatif. Stevenson et Lippay [1a] défendent aussi un système hydraulique; celui-ci comporte moins de pièces, est plus facilement réparable, est fiable et efficace et est adaptatif. Ces mêmes auteurs n'utilisent cependant pas de solénoïdes et de pompes traditionnelles, ils ont développé une pompe à haute vitesse actionnée par un moteur de 12V à aimant permanent.

Cool et Van Hooreweder [73] défendent un système pneumatique. Selon eux, un tel système occupe moins de volume, est rapide, léger, fort, économe, silencieux et bien sûr adaptatif. Les concepteurs de la main Utah/MIT [91] ont aussi opté pour un système pneumatique à cause du faible poids, de la force et de la rapidité.

Y. Lozac'h [87], quant à lui, rapporte qu'un moteur DC magnétique ne peut satisfaire aux critères pour une prothèse. Cependant, ce même moteur couplé avec un convertisseur force/couple est certainement satisfaisant.

2.5 Fabrication de gants cosmétiques

La recherche bibliographique effectuée n'avait pas pour but de ramasser des articles sur la fabrication de gants; les articles trouvés par hasard ont cependant été recueillis [62,78,89].

La méthode traditionnelle de fabriquer des gants utilise un moule extérieur; on coule le polymère à l'intérieur de ce moule pour ensuite en retirer le gant. Les matériaux les plus communs sont le PVC, le caoutchouc et le silicone. Cette méthode ne semble pas donner de bons résultats. D'après Kenworthy et Small [89], il est difficile de faire des gants d'apparence naturelle car le gant déchire lors du retrait si les doigts sont pliés. On ne peut donc fabriquer un gant qui aurait l'apparence d'une main au repos. Ceci cause aussi des problèmes aux joints: l'étirement et l'écrasement du gant aux phalanges sont trop importants.

Ces deux mêmes auteurs ont développé une nouvelle technique [62,89] qui semble plus adéquate. On utilise un moule intérieur en forme de main et on trempe celui-ci dans le PVC. Ceci permet d'ajouter de la couleur plus facilement et de mieux contrôler l'épaisseur du gant. Pour constituer le moule, on coule du

métal dans un gant qui a été fabriqué à partir de la main d'un donneur.

Une autre technique développée par Davies, Douglas et Small [78] utilise du RTV pour créer un gant à plusieurs couches. L'apparence de ce gant est pratiquement parfaite.

CHAPITRE III

LES ORGANES DE PREHENSION (GRIPPERS)

Plusieurs articles recueillis traitent de divers organes de préhension principalement adaptés aux robots manipulateurs. Etant donné que la recherche bibliographique portait beaucoup sur la préhension et sa modélisation, il est normal qu'on ait rencontré des documents portant sur la préhension des robots; contrairement aux prothèses de la main, la robotique est un domaine très actuel dans lequel s'effectuent beaucoup de recherches. Dans le cadre de ce projet, les grippers ne sont pas d'un grand intérêt; on se contentera ici d'en faire une classification rapide et de faire ressortir ce qui pourrait être utile pour une prothèse.

Classification des grippers

PINCES	:	membrures rigides souvent parallèles, un seul mouvement possible
2 doigts	:	pince à membrures parallèles
3 doigts	:	membrures parallèlles ou pince auto-centrée
plusieurs doigts	:	membrures parallèles ou pince adaptative
GRIPPERS MULTIFONCTIONNELS	:	organes de préhension à doigts articulés, la prise est adaptative.
2 doigts	:	Gripper plan; par exemple, voir Gripper Rovetta et Soft Gripper (figures 10 et 11)
3 ou 4 doigts	:	Gripper de robot multifonctionnel, par exemple: main HITACHI [10]
5 doigts	:	main multifonctionnelle; par exemple: main Utah/MIT [91]
autres	:	préhension par succion ou magnétisme...

Tous les articles existants sur le gripper d'Alberto Rovetta ont été recueillis: [33,40,43,61,70 et 93]. Celui-ci comporte 2 doigts articulés et une paume élastique. Les doigts sont actionnés par des câbles et des ressorts contrôlent la séquence des phalanges.

Hirose et Umetani [94] ont développé un gripper plan très versatile: le "Soft Gripper". Le mécanisme à câbles permet une adaptation quasi parfaite à l'objet.

Wiercienski et Goldengerg [28] ont développé un gripper avec un mécanisme intéressant: chaque joint est actionné à l'aide de vis directrices (vis sans fin) flexibles, un système de "clutch" permet de contrôler chaque phalange.

La main Hitachi [10] utilise un principe tout à fait original: les polymères à mémoire. Ce gripper à trois doigts semble très fonctionnel mais est encore trop volumineux pour une prothèse.

T. Okada a développé un gripper à 3 doigts à plusieurs degrés de liberté. Dans ses articles, il traite surtout des équations cinématiques et du contrôle: [35,36 et 92]. Le mécanisme utilisé est à câbles.

Frank Skinner [64] a inventé un gripper avec un mécanisme assez ingénieux: un seul degré de liberté lui permet d'obtenir 4 modes de préhension (mécanisme "Double-Dwell").

Les articles [30] et [98] traitent du gripper Stanford-JPL. Ce gripper à trois doigts est actionné par câbles et possède plusieurs degrés de liberté.

La main Utah-MIT est décrite en détails dans l'article [91]. Les doigts sont actionnés à l'aide de tendons en forme de rubans plans. Les nombreux degrés de liberté sont contrôlés chacun par un piston pneumatique.

Les articles [23,25,28,58 et 79] font une certaine revue des mécanismes de grippers existants. F.Y. Chen [77] traite des forces en jeu dans les pinces planes. D'autres grippers sont abordés dans les articles [24] et [97].

CHAPITRE IV

CONTROLE ET SENSEURS

4.1 Systèmes de contrôle des prothèses

La revue des systèmes de contrôle pour prothèses n'est certainement pas complète; ce rapport ne contient que quelques articles trouvés par hasard et qui semblaient intéressants. Ce chapitre ne constitue donc pas une revue exhaustive, mais plûtot un aperçu rapide de ce qui existe dans ce domaine.

Il existe plusieurs sortes de systèmes de contrôle. Quenzer et Engelhart [76] les classifient comme suit:

Contrôle on/off simple	: un seul seuil
Contrôle proportionnel	: vitesse proportionnelle au signal musculaire
Contrôle on/off multiple (Multi-range)	: plusieurs seuils pour l'ouverture
Contrôle proportionnel multiple	: plusieurs seuils
Contrôle séquentiel	: on/off alterné chaque fois qu'on croise le seuil

Le contrôle on/off simple est sûrement le plus facile à concevoir; plusieurs auteurs traitent de ce genre de système: Rakic [71], S. Inagaki [46], Baits et ses collaborateurs [1e], Swain et Nightingale [49], Heberts et collaborateurs [80], tous contrôlent la préhension à l'aide d'un système on/off.

Le contrôle proportionnel est plus complexe à concevoir. Quenzer et Engelhart [76] ainsi que Ray et ses collaborateurs [75] en expliquent rapidement les principes. Hagg [8a] décrit un système proportionnel de contrôle de vitesse installé sur la main SVEN. La main de Belgrade [1b] est équipée d'un système qui contrôle proportionnellement la force et la vitesse de la prothèse. Ray et Guha [55], quant à eux, ont développé un système simple et efficace de contrôle proportionnel qui résiste à la sueur.

D'autres systèmes de contrôle moins conventionnels sont présentement en développement. L'avènement de la robotique a en effet apporté de nouvelles méthodes de classification de signaux et de "pattern-recognition". Celles-ci se servent souvent de microprocesseurs et de logiciels complexes; elles ne constituent pas des systèmes de contrôle de prothèses en tant que tel, mais plutât des méthodes de contrôle de préhension artificielle. Les articles suivants traitent de tels systèmes: [35,36,37,42,51,92 et 95].

4.2 Les senseurs tactiles

Depuis l'avènement de la robotique, la technologie des senseurs a beaucoup évolué. En effet, le besoin pour de tels composants s'est avéré être une nécessité pour contrôler la préhension des robots; sans senseurs, les robots échappent ou écrasent les pièces. Ces phénomènes étant applicables aux prothèses, une revue des senseurs existants sera faite ici dans le but d'en savoir plus long.

Les senseurs tactiles sont de deux types [68]: "proprioceptive" et "exterioceptive". Les senseurs de type "proprioceptive" captent les propriétés du manipulateur; soit les forces dans les membrures, les réactions aux joints, les angles, les vitesses et les accélérations. Les senseurs du type "exterioceptive" captent des informations de l'extérieur, soit au contact de la pince et de l'objet. Le contact, la pression, la température, la texture et le glissement peuvent ainsi être détectés et mesurés.

Plusieurs principes peuvent être utilisés pour fabriquer des senseurs. Certains utilisent des jauges de déformation, du silicone, des dispositifs résistifs ou acoustiques ou même des fibres optiques; chacun ayant ses avantages et désavantages. Les paragraphes suivants tentent de faire le point sur ce qui existe en fait de senseurs tactiles.

Tomovic et Boni [26] ont mis au point un senseur de pression qui génère des différences de potentiel variables: ils utilisent une éponge artificielle remplie de granules de carbone et enfermée entre deux électrodes.

R. N. Scott et ses collaborateurs [86] ont utilisé un senseur de chez BLH Electronics pour capter le moment sur la main Otto-Bock. C'est un senseur du type "High resistance semiconductor strain gage", il permet une grande sensibilité et n'utilise que 100 µA.

Michael Ogorek [32] a fait une revue des senseurs en développement aux Etats-Unis: Greg Toto travaille sur un senseur piezoelectrique au PVF-2, celui-ci est placé sur une plaque de support et contient 16 (4x4) cellules de détection. Au MIT, on expérimente 2 senseurs: un "Capacitance Based Sensor" très sensible et qui peut détecter le glissement et un senseur à fibre optique. Nous reparlerons plus loin de ce dernier type de senseur. La Eaton Corp. étudie les "Strain Gage Tactile Sensor" (jauges) et prétend que ceux-ci sont très précis, rigides et résistants. La compagnie Transensory Devices Inc. travaille sur des senseurs au silicone; ils mesurent la force normale seulement et sont très polyvalents. Les mesures obtenues sont des mesures de force absolue très précises.

Il existe aussi des senseurs optoélectriques (Elastometer-based optoelectric sensor) [32]; ceux-ci détectent la force normale et possèdent une surface robuste. Des rayons lumineux sont plus ou moins bloqués, ce qui influence un signal électri-

que. Les "Conductive Elastometers" [32] peuvent détecter la force, la forme et l'orientation; un élastomètre mesure le changement de résistance à la surface de contact. A Cleveland, on travaille sur des senseurs de pression "Piezo Resistive Pressure Sensor". Ce senseur flotte dans un gel de silicone, entre une plaque et le pouce. La pression dans le gel fait varier un signal électrique. Malheureusement, le système de contrôle est encore trop gros pour s'adapter à une prothèse.

La firme Batelle [85] a conçu un senseur très sensible, flexible et avec un très bon temps de réponse. Ce senseur est plat et consomme peu d'énergie.

Ray et Guha [56] ont inventé un senseur de glissement qui est utilisé dans une prothèse pour reserrer la prise au besoin. Ce système fonctionne pour n'importe quel matériau et le senseur lui même mesure 1,75 x 1,25 cm^2. Stojiljlovic [68] a aussi développé un système pour le glissement: un réseau de films conductifs sur une balle crée des modulations de fréquences.

A.K. Bejczy [66] traite des problèmes de contrôle des senseurs: acquisition des données, dynamique, articulations... Ces problèmes sont étudiés sur des senseurs à fibres optiques, à plastique conductif, à glissement et des senseurs de forces-moments.

J.J. Crosnier et collaborateurs [52] décrivent en détails la théorie des senseurs tactiles à fibres optiques: une fibre optique projette de la lumière sur l'objet et une autre capte la réflexion. On peut entasser les unités en une matrice de détection. La détection peut être analogique ou digitale. Une unité du senseur mesure 5 mm x 1 mm dia. Ce type de senseur est très sensible au mouvement transversal. On retrouve dans l'article lui-même la description d'un système complet à 3 doigts: il semble que ce système soit assez petit pour s'adapter à une prothèse de la main. La main Utah-MIT [91] utilise ce type de senseur, il a été préféré aux senseurs résistifs, acoustiques et magnétiques.

Stojilkovic et Clot [60] ont utilisé une peau artificielle sur la main de Belgrade: la pression sur la main fait varier la résistance de la peau. Ils proposent un système de contrôle qui normalise la résistance à l'aide de 2 signaux.

T.L. De Fazio et ses collaborateurs ont développé un senseur très polyvalent pour robots. Il possède 6 degrés de liberté et mesure 6.4 x 11.4 cm dia. Il pèse 655 grammes.

4.3 Le "feedback"

Le feedback est un concept relativement nouveau qui s'est développé beaucoup grâce à la robotique et à la technologie des senseurs. Sur le plan général, on peut définir le feedback comme étant une action de contrôle en retour ou rétroaction. Sur une prothèse, le feeedback est donc une sensation artificielle, générée au départ par un senseur et retransmise à l'amputé à

l'aide d'un quelconque dispositif qui peut générer une sensation. Généralement, ces dispositifs sont des vibrateurs électriques ou mécaniques; d'autres types de stimulations peuvent exister, par exemple, Ray et ses collaborateurs [75] utilisent une résistance chauffante.

Le feedback donne accès au contrôle automatique [26], i.e. une prothèse peut par exemple ouvrir ou fermer sous l'action d'un stimulus sans l'intervention de la personne. Dans ce cas, la sensation reçue par le système n'est pas transmise à l'amputé, un système de contrôle l'analyse et décide de l'action à exécuter. De cette façon, on peut imaginer un système qui décide automatiquement de la préhension à choisir, dépendamment de la sensation reçue de l'objet. Les articles suivants traitent de tels sujets: [26,55,75,76,84 et 86].

CHAPITRE V

LES ANALYSES MATHEMATIQUES ET BIOMECANIQUES

Plusieurs articles de la présente recherche bibliographique comportent des équations plus ou moins complexes provenant d'analyses mathématiques diverses. Le but ici n'est pas de faire une synthèse de ces équations mais plutôt d'indiquer au lecteur ce qui existe en fait d'équations applicables aux prothèses de la main. Une étude plus approfondie pourra être faite en consultant les références mentionnées.

Avec l'avènement de la robotique, la préhension est devenue un sujet populaire. En effet, plusieurs auteurs en traitent et en analysent les divers aspects. Hanafusa, Asada [29] et Rovetta [33,57] ont développé des équations et critères de préhension stable, dans le plan et dans l'espace; Okada [69] aussi s'intéresse à la stabilité de préhension, ses résultats donnent les longueurs idéales de phalanges pour un doigt articulé. Salisbury [98] et Zeghloul [96] traitent des forces et du contact lors de préhension. Baits et ses collaborateurs [1e] ont étudié la faisabilité de la préhension artificielle.

Dans certaines des références traitant de grippers ou de doigts articulés, on retrouve aussi les équations cinématiques ou dynamiques impliquées lors de mouvements ou de préhension. Okada [35,36] fournit toutes les équations cinématiques et de préhension pour son gripper à 3 doigts. L'article [40] fournit les équations de mouvement du Gripper Rovetta. L'analyse mathématique du Soft Gripper est faite dans l'article [94]. Inagaki [46] étudie la dynamique d'un préhenseur de type on/off. Hanafusa et Asada [22b,95] fournissent des équations pour un gripper à 3 doigts; le positionnement, la préhension et la dynamique sont étudiés. Finalement, une analyse mathématique du mécanisme "Cross Four-Bar" est faite en [53].

Beaucoup de chercheurs ont tenté de modéliser la main et le doigt; plusieurs résultats ont été tirés de ces modèles. Chao et ses collaborateurs [20,100] ont développé des modèles à partir desquels des forces et équations cinématiques ont été obtenues. Les forces et le centre de rotation de l'articulation MP du doigt ont été obtenus par Youm et ses collaborateurs [21]. Le modèle de Bushner [102] lui a aussi permis de calculer des forces dans le doigt. Thomas, Long et Landsmeer [14] ont développé un modèle pour le muscle "lombrical palmaire" de la main. Enfin, les forces dans le pouce sont étudiées par Hirsch et ses collaborateurs [16].

CONCLUSION

La documentation recueillie donne un bon aperçu de l'état actuel de la recherche sur les prothèses de la main. Plusieurs sujets plus ou moins nouveaux ont été abordés; la main et ses préhensions ainsi que les prothèses et leurs mécanismes ont été étudiés en détails.

Malheureusement, il semble que la prothèse idéale ne soit pas encore inventée; il est difficile de rester simple tout en étant fonctionnel et accessible aux amputés. Les critères à respecter sont nombreux et les compromis semblent inévitables. Ce rapport ne prétend pas détenir la solution à ce vaste problème; cependant, de nombreuses idées peuvent en être tirées: le mécanisme "Double-Dwell" et le "Soft Gripper" ne sont que quelques exemples de bonnes idées desquelles on pourrait s'inspirer.

Le défi à relever est de taille; maintenant que l'on en connait plus sur ce qui existe, il n'en tient qu'à nous de mener ce projet à bien, et ce, au plus grand bénéfice de notre société.

ANNEXE "A"

SOURCE DES REFERENCES

Tous les articles, livres et thèses issus de la présente recherche bibliographique ont été tirés des sources suivantes:

Bibliothèques

A) Bibliothèque de l'Ecole Polytechnique: beaucoup d'articles ont été tirés des périodiques et des symposiums de la bibliothèque. Une recherche a aussi été faite dans les monographies traitant sur les prothèses ou les robots manipulateurs.

B) Bibliothèque de la Santé (U de M): plusieurs articles sont tirés des périodiques de cette bibliothèque. Une recherche a aussi été faite dans "Citation Index" dans le but de retrouver des articles de Y. Youm.

C) Bibliothèque Paramédicale: quelques articles ont été pris des périodiques. Toute la section traitant des prothèses et orthèses a aussi été fouillée.

D) Institut de Réadaptation de Montréal: quelques articles, surtout en biomécanique, ont été pris de la bibliothèque de la recherche à l'Institut. M. Lozach a aussi prêté une série de symposiums et d'articles sur les prothèses de la main.

Banques de données

Ces recherches ont été effectuées à l'Ecole Polytechnique sous la coordination de Robert Vinet. La personne ressource pour les recherches par ordinateur est Carole Breault.

E) ISMEC: une recherche manuelle a été effectuée dans cette banque de données, de janvier 1983 à février 1985.

F) MEDLINE: une recherche par ordinateur a été effectuée entre 1978 et mai 1985 mais n'a pas donné de bons résultats. Les mots-clés utilisés sont HAND ou THUMB ou FINGER en intersection avec les 3 groupes suivants:

MODEL ou SIMULATION et PROSTHET;
MODEL ou SIMULATION et PROSTHESIS ou PROSTHETIC;
PREHENSION ou GRASP.

De cette série, seulement deux articles semblaient intéressants et ils ont été trouvés dans une des bibliothèques.

G) ENGINEERING INDEX (couverture surtout américaine): une recherche par ordinateur a été effectuée entre 1970 et mars 1985. Deux séries d'articles avec références et abstracts ont été commandées:

La première contient 26 articles possédant les mots suivants comme titre, descripteur ou identificateur:

HAND ou HANDS ou FINGER ou THUMB et
PREHENSION ou GRASP ou GRIP.

La deuxième série comprend 39 articles contenant les mots-clés suivants:

HAND ou HANDS ou THUMB ou FINGER et PROSTHE.

De ces 2 séries, les meilleurs articles ont été pris aux diverses bibliothèques ou commandés au prêt entre bibliothèques.

H) PASCAL (couverture surtout européenne): une recherche par ordinateur a été effectuée pour 1977 à 1985. Deux séries d'articles (références et abstracts) contenant les descripteurs suivants ont été commandées:

1- PREHENSION ou SYSTEME DE PREHENSION et ROBOT;
2- MAIN ou HAND et PROTHESE ou PROSTHESIS sauf CHIRURGIE, SURGERY, SYSTEME NERVEUX, NERVOUS SYSTEM, ORTHESE, ORTHOSIS, CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE, ORTHOPEDIC SURGERY.

Ces séries d'articles ont respectivement donné 38 et 15 articles dont les meilleurs ont été cherchés et/ou commandés.

I) Autres: plusieurs des articles de ce rapport ont été donnés à Robert Vinet ou à l'auteur par diverses personnes de l'Ecole ou de l'extérieur.

ANNEXE "B"

BIBLIOGRAPHIE

[1] THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS, Basic problems of Prehension and Control of Artificial Limbs, Proceedings 1968-69, Vol. 183, part 3J, Westminster.

(a) Hydraulic Powered Arm Systems (paper 7)
(b) The "Belgrade Hand Prosthesis" (paper 11)
(c) Some Factors in the Design of an Adaptive Artificial Hand (paper 9)
(d) A Self-Adaptive Gripping Device: Its Design and Performance (paper 8)
(e) The Feasibility of an Adaptive Control Scheme for Artificial Prehension (paper 10)

[2] YOUGOSLAV COMMITEE FOR ELECTRONICS AND AUTOMATION, External Control of Human Extremities (An electromechanical forearm and hand), Belgrade, 1967.

[3] KLOPSTEG, Paul E. et WILSON, Philip P., Human Limbs and their Substitutes, Hafner Publishing Co., 1968.

[4] YOUGOSLAV COMMITTEE FOR ELECTRONICS AND AUTOMATION, External Control of Human Extremities, Belgrade, 1975.

[6] YOUGOSLAV COMMITTEE FOR ELECTRONICS AND AUTOMATION, External Control of Human Extremities, Belgrade, 1978.

[7] KAPANDJI, I.A., Physiologie articulaire, membre supérieur, Tome 1, 5e édition, Maloine, S.A. éditeur, 1980.

(a) Les modes de préhension
(b) Le poignet
(c) La main de l'homme
(d) La main, son râle

[8] YOUGOSLAV COMMITTEE FOR ELECTRONICS AND AUTOMATION, External Control of Human Extremities, Belgrade, 1973.

(a) Components for electric hand prosthesis system
(b) Kinematics design of a multifunctional hand prosthesis
(c) Contributions to the solution of design problems of artificial hands
(d) Hand protheses

[9] SOERJANTO, R., On the Application of the Myoelectric Hand Prosthesis in the Netherlands, Institute of Medical Physics TNO, 1971.

[10] "Hitachi's Robot Hand", Robotics Age, Vol. 6, No 7 (July 1984).

[11] Prototype de main électromécanique, Notice technique #40b, 1972.

[12] LOZAC'H, Y., The Prefered Working Plane for the Active Thumb, Proceedings of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, Ottawa, 1984.

[13] FORGET, A., The Function of the Hand, Simon-Fraser Univ., 1971.

[14] THOMAS, Donald H. et al., "Biomechanical Considerations of Lumbricalis Behaviour in the Human Finger", Journal of Biomechanics, Vol. 1, Great Britain (1968).

[16] HIRSCH, D. et al., "A Biomechanical Analysis of the Meta-carpophalangeal Joint of The Thumb", Journal of Biomechanics, Vol. 7, Great Britain (1974).

[17] HARTY, M., "The Hand of Man", Physical Therapy, Vol. 51, No 7 (July 1971).

[18] HAMONET, C., "La préhension", Kinésithérapie-Scientifique, No 87 (Décembre 1971).

[20] CHAO, E.Y. et al., "Three-Dimensional Force Analysis of Finger Joints in Selected Isometric Hand Functions", J. Biomechanics, Vol. 9 (1976).

[21] YOUM, Y. et al., "Kinematic Investigation of Normal MCP Joint", J. Biomechanics, Vol. 11 (1978).

[22] SHIMANO, B., ROTH, R., On Force Sensing Information and its Use in Controlling Manipulators, IFAC Symposium on Information and Control Problems in Manufacturing Technology, Tokyo, 1977.

(a) On Force Sensing Information and its Use in Controlling Manipulators
(b) A Robot Hand with Elastic Fingers and its Application to Assembly Process

[23] ANDRE, P. et al., Les Robots, Constituants Technologiques, Hermes Publishing, Tome 4, Paris, 1983.

[24] BRADLEY WEINSTEIN, M., Android Design, Hayden Book Company New Jersey, 248 p.

[25] THRING, M.W., Robots and Telechirs., Halstead Press, New York, 1983.

[26] TOMOVIC, R., BONI, G., "An Adaptative Artificial Hand", IRE Trans. Automatic Control, Vol. AC-7, No 3 (April 1962).

[27] HAGG, G., SPETS, K., SVEN Project 1, Electrically Controlled Hand Prosthesis Final Report, Stockholm, 1973.

[28] WIERCIENSKI, J., GOLDENBERG, A.A., Articulated Multi-fingered Gripper, 2e conférence des universités canadiennes pour la CAO/FAO, Ecole Polytechnique de Montréal, Mai 1985.

[29] BRADEY et al., Robot Motion, Planning & Control, MIT Press, 1982.

[30] RUOFF, C.L., KENNETH, J., "Wrist Bypass Ensures Fidelity", Machine Design, Vol. 56, (Décembre 1984).

[31] "Rubber Muscles Flex Robot Arm", Machine Design, Vol. 56, (Octobre 1984).

[32] OGOREK, M., "Tactile Sensors", Manufacturing Engineering, Vol. 94, No 2 (Février 1985).

[33] ROVETTA, A., "On Functionality of a New Mechanical Hand", Journal of Mechanical Design, Vol. 103 (April 1981).

[35] OKADA, T., "Object Handling System for Manual Industry", IEEE Trans. on Systems, Man & Cybernetics, Vol. SMC-9, No 2 (Février 1979).

[36] OKADA, T., "Computer Control of Multijointed Finger System", IEEE Trans. on Systems, Man & Cybernetics, Vol. SMC-12, No 3 (May/June 1982).

[37] YAMADA, "Evaluation of a Multifunctional Hand Prosthesis System using EMG Controlled Animation", IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol. BME-30, No 11 (Novembre 1983).

[40] ROVETTA, A. et al., On a General Prehension Multipurpose System, 10th ISIR, Milan (March 1980).

[42] SAITO, Yukio et al., Pocketable Microcomputer System, its Application on Environmental Control System and Prothesis for Physically Handicapped Persons, 11th ISIR, Japan (Octobre 1981).

[43] ROVETTA, A. et al., On development and Realization of a Multipurpose Grasping System, 11th ISIR, Japan (Octobre 1981).

[46] INAGAKI, S., Sampled-Data On-Off Grasping Force Control, 11th, ISIR , Japan (Octobre 1981).

[49] SWAIN, I.D., NIGHTINGALE, J.M., "An Adaptive Control System for a Complete Hand-Arm Prosthetis", J. Biomed. Eng., Vol.2, No 3, pp. 163-166 (July 1980).

[51] ALMSTRONG, C. et al., Individually Adapted Control System for a Multifunctional Prosthetic Hand, EUROCON, Vol. 2, Pap. 4.1.3., 1977.

[52] CROSNIER, J.J. et al., Grasping Systems with Tactile Sense using Optical Fibers, Dev. in Rob. 1983, IFs Publ. Ltd., 1983.

[53] MING, L.L., YING, L.W., Biomechanism of Forearm Prosthesis 11th ISIR, Japan (Octobre 1981).

[54] WEIGHTMAN, B., AMIS, A.A., "Finger Joint Force Predictions Related to Design of Joints Replacements", J. Biomed. Eng., Vol. 4, No 3, pp. 197-205 (July 1982).

[55] RAY, G.C., CUHA, S.K., Myoelectric Hand Tropical for Tropical Climates, CSIO Common, Vol. 7, No 3, Jul.-Sep. 1980.

[56] RAY, G.C., GUHA, S.K., New Static Charge Sensitive Transducer and its Applications in Biomedical Engineering, CSIO Common, Vol. 9, No 2-3, Apr.-Sep. 1982.

[57] ROVETTA, A., "On the Prehension of the Human Hand", Mech. Mach. Theory, Vol. 14, No 6 (1979).

[58] CHEN, F.X., "Gripping Mechanisms for Industrial Robots, an Overview", Mech. Mach. Theory, Vol. 17, No 5 (1982).

[59] CROSSELY, E. et UMHOLTZ, F.G., "Design for a Three-Fingered Hand", Mech. Mach. Theory, Vol. 12 (1977).

[60] STOJILJKOVIC, Z., CLOT, J., "Integrated Behaviour of Artificial Skin", IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol. 24, No 4 (July 1977).

[61] ROVETTA, A., "On Biomechanics of Human Hand Motion in Grasping: A Mechanical Model", Mech. Mach. Theory, Vol. 14, No 1 (1979).

[62] KENWORTHY, G., "Artificial Hand Incorporating Function and Cosmesis", Bio-Med Eng. (London), Vol. 9, No 12 (Décembre 1974).

[63] VAN WETTER, P., Mobilité utile dans les articulations métacarpo-phalangiennes et interphalangiennes du pouce, Cahiers, Rééd. Réadapt., Vol. 6, No 4, 1971.

[64] SKINNER, F., Design of a Multiple Prehension Manipulator, ASME Pap. no. 74-Det-25 for Meet., Oct 5-9, 1974.

[65] OKADA, T., KATO, I., Electro-Hydraulic Prosthesis-Waseda Hand 9H3 and 10H7, Colloque IRIA, Rocquencourt, France (Septembre 1978).

[66] BEJCZY, A.K., Sensor System for Automatic Grasping and Object Handling, Colloque IRIA, Rocquencourt, France (Septembre 1978).

[68] STOJILKOVIC, Z., Optimal Behaviour of Hand Prosthesis, Colloque IRIA, Rocquencourt, France (Septembre 1978).

[69] OKADA, T., Appropriate Lenght between Phalanges of Multi-jointed Fingers for Stable Prehension, Carnegie-Mellon Univ., 1983, CMU-RI-TR-83-13.

[70] ROVETTA, A., CASARICO, G., On the Prehension of a Robot Mechanical Hand: Theorical Analysis and Experimental Tests, 8th ISIR (1978).

[71] RAKIC, M., "An Automatic Hand Prosthesis", Med. Electron. Biol. Eng., Vol. 2, pp. 46-55 (1964).

[72] PARDON, N., La main et le travail, Mémoire, CISME, Paris.

[73] COOL, J.C., HOORENEDER, G.J.O, "Hand Prosthesis with Adaptable Internally Powered Fingers", Medical & Biological Engineering, Vol. 9, pp. 33-36 (1971).

[74] CHILDRESS, D.S., Artificial Hand Mechanisms, ASME Paper no 72-mech-55, 1972.

[75] RAY, G.C. et al., Comparative Accuracy of Various Sensory Feedback: Myoelectric Artificial Hand, J. Inst. Interdicipl. Gen. Eng., Vol. 60, No 1, 1979.

[76] QUENZER, M., ENGELHARDT, A., "The Multifunctional Hand-prosthesis and the Engineer", International Orthopaedics, Vol. 1, 1977.

[77] CHEN, F.Y., Force Analysis And Design Considerations of Grippers, Industrial Robot, Vol. 9, No 4 (Décembre 1982).

[78] DAVIES, E.W. et al, "A Cosmetic Functional Hand Incorporating a Silicone Rubber Cosmetic Glove", Prosthetics & Orthotics International, Vol. 1 (1977).

[79] VAN DES LOOS, "Design for a Three Fingered Robot Gripper", Industrial Robot, Vol. 5, No 4 (1978).

[80] HEBERTS, P. et al., Clinical Application Study of Multi-functional Prosthetic Hands, J. Bone Surg., Vol. 60-B, No 4, Nov. 1978.

[81] HOLLERBACH, J.M., Workshop on the Design and Control of Dexterous Hands, MIT Report, April 1982.

[82] FAJAL, G., Histoire des prothèses et des orthèses, Les grandes voies de progrès, Tome 3, Thèse de 3ième cycle, Université de Nancy, 1972.

[83] DE FAZIO, T.L. et al., The Instrumented Remote Centre Compliance, Industrial Robot, Vol. 11, No 4 (Décembre 1984).

[84] HEBERTS, P. et KORNER, L., Ideas on Sensory Feedback in Hand Prostheses, Prost. & Orthot. Int., Vol. 3, 1979.

[85] "USA: Tactile Sensor", Engineering Digest, Vol. 31, No 6 (June 1985).

[86] SCOTT, R.N. et al., Sensory-Feedback System Compatible with Myoelectric Control, Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 18, 1980.

[87] LOZAC'H, Y. et al., Prehension Orthoses for Quadraplegic Patients, Proceedings of International Conference on Rehabilitation Engineering, Toronto, 1980.

[88] Fidelity VA-NU Myoelectric Hand System, Fidelity Electronics Ltd., Chicago Ill. 60639.

[89] KENWORTHY, G., New Techniques used in the Production of Cosmetic Gloves, Medical & Biological Engineering, Vol. 12 (January 1974).

[90] PIEZER, E. et al., Guidelines for Standards for Externally Powered Hands, Bulletin of Prosthetic Research, No 10-12, Fall 1969.

[91] JACOBSEN, S.C., The Utah-MIT Dexterous Hand; Work in Progress, Robotics Research, Bradley & Paul Editors, pp. 601-653.

[92] OKADA, T., TSUCHIYA, S., On a Versatile Finger System, 7th ISIR, Oct. 1977.

[93] ROVETTA, A., On Specific Problems of Design of Multi-purpose Mechanical Hands in Industrial Robots, 7th ISIR, October 1977.

[94] HIROSE, S., UMETANI, Y., "Development of Soft Gripper for the Versatile Robot Hand", Mechanism Mach. Theory, Vol. 13, No 3 (1978).

[95] ASADA, H., HANAFUSA, H., An Adaptive Control of Robot Hand Equipped with Pneumatic Proximity Sensors, 3rd Conf. on Ind. Robots, March 1978.

[96] SEGHLOUL, S., Analyse de la préhension, application à un préhenseur tridigital doté de sens tactile, Thèse 3e cycle, Université de Poitiers, 1983.

(97) CLOT, J., FALIPOU, J., Etude et réalisation d'un organe de préhension permettant d'obtenir les informations de couple et d'efforts résultant de la manipulation d'un objet, CNRS, France, Mars 1983.

[98] SALISBURY, J.K., Kinematic and Force Analysis of Articulated Hands, Thesis, Stanford University, 1982.

[99] KAPANDJI, A., "La rotation du pouce sur son axe longitudinal lors de l'opposition, Etude géométrique et mécanique de la trapézo-métacarpienne (modèle mécanique de la main)", Revue chiropratique et orthopédique et réparative de l'appareil moteur, Tome 58, No 4 (1972).

[100] CHAO, E.Y. et al., "Normative Model of Human Hand for Biomechanical Analysis", Journal of Biomechanics, Vol. 12 (1979).

[101] KIEL, J.H., Basic Hand Splinting, A Pattern Designing Approach, Little Brown, Boston, Toronto (1983).

[102] BUCHNER, Helmut J. et al., "A Mechanism for Touch Control of a Sagittal Five-Link Finger-Hand", IEEE Trans. Sys. Man Cyber., Vol. SMC-15, No 1 (January-February 1985).

ANNEXE "C"

INDEX DES MOTS-CLES

MOT-CLE	ARTICLES
Amplitude	(A) 7c (B) 7,21
Articulation	(A) 7c,99
Analyse	(C) 57
APRL	(A) 3
Belgrade	(A) 1b (B) 8c
Biomécanique	(A) 54,99 (B) 20,100 (C) 14,16
Contact	(B) 96,98
Contrôle	(A) 1b,71 (B) 8a,37,55,56,75,76 (C) 35,36,43,46,51,60,80,92,95 (D)1e,42,49
Convertisseur	(B) 87
Critères	(A) 74 (B) 2,8d,84,90 (C) 1a,1c
Doigt	(A) 54 (B) 7d,20,53,69 (C) 102 (D) 17
Equation	(B) 21,29,53,94,96,98,100 (C) 14,22b,35,36,40,46,77,95,102 (D) 1e,33
ES	(C) 4
Feedback	(B) 55,75,76,84,86 (C) 26
Fibre optique	(C) 52
Force	(A) 3,54,74 (B) 8d,98,100 (C) 1d,22b,72,77,91 (D) 22
Gant	(B) 62,78,89 (C) 1c
Glissement	(B) 56 (C) 68
Gripper	(B) 58,59,94,98 (C) 28,35,36,40,43 61,64,70,77,79,91,92,93,97 (D) 10,23,24,25,30,33
HITACHI	(D) 10
Hydraulique	(B) 8c (C) 1a
Joints	(A) 54 (B) 21
KATO	(C) 4
Longueur	(B) 8d,69
Main	(A) 7c,99 (B) 7d,101 (D) 17
Mécanisme	(A) 3,11,27,71,74 (B) 2,8b,8c,53,58,82,94 (C) 1c,4,61,64,79,91,92,93
Microprocesseur	(D) 42
Mobilité	(A) 63
Moteur	(B) 87 (C) 1d (D) 24
Muscle	(B) 101 (C) 13,14 (D) 31
Myoélectrique	(B) 75,76
OBEU	(B) 78
OTTO-BOCK	(B) 9
Pattern recognition	(C) 51,68
Peau artificielle	(C) 60,97
Pneumatique	(A) 73 (C) 91
Poignet	(B) 7b,8a
Pouce	(A) 12,63 (B) 62,76,78 (C) 1c,16

Préhension	(A) 1b,3,7a,11,12,63,74
	(B) 8b,18,29,59,62,69,87,96,98,101
	(C) 1d,13,22b,26,28,36,43,57,64,72,95
	(D) 1e,25,33
Prothèse	(A) 1b,3,8a,11,27,71,73
	(B) 8c,9,59,62,65,78,81,82,90 (C) 1a,4,6,88
Revue	(A) 54,74 (B) 32,59,81,82,90 (C) 28,80
Rotation	(B) 21
(Centre de)	
Robot	(C) 83 (D) 10,31
Rovetta	(C) 40,43,61,70,93 (D) 33
Senseur	(B) 32,56,86 (C) 26,52,60,66,68,83,91,95,97
	(D) 22,85
Spécifications	(A) 27,73 (B) 8a,9,65,86,90 (C) 83 ,88 (D) 10
Stabilité	(B) 29,69,96
SVEN	(A) 27 (B) 8a
Trajectoire	(B) 78
Test	(B) 8d
VA-NU	(C) 88
VIENNATONE	(B) 9
WASEDA	(B) 65
YOUGOSLAVE	(A) 71

Signification des cotes (lettres)

(A) = Excellent, à lire!
(B) = Bon
(C) = Moyen, plus ou moins intéressant
(D) = Peu intéressant

ANNEXE "D"

COTES DES ARTICLES AVEC MOTS-CLES

ARTICLE	COTE	MOTS CLES / SUJETS
1a	C	Critères, moteurs, prothèse, hydraulique
1b	A	Prothèse (Belgrade), préhension, contrôle
1c	C	Critères, mécanisme, gant, pouce
1d	C	Forces, préhension
1e	D	Préhension, équation, contrôle
2	B	Critères, mécanisme
3	A	Prothèse (APRL), préhensions, mécanisme, forces
4	C	Prothèse (KATO), mécanisme
6	C	Prothèse (ES)
7a	A	Préhension
7b	B	Poignet, amplitude
7c	A	Main, articulations, amplitudes
7d	B	Main, doigt
8a	B	Prothèse (SVEN), contrôle, poignet, spécification
8b	B	Mécanisme, préhension
8c	B	Prothèse (Belgrade), hydraulique, mécanisme
8d	B	Critères, forces, longueurs, test
9	B	Prothèses (OTTO-BOCK / VIENNATONE), spécification
10	D	Gripper (HITACHI), robot, spécifications
11	A	Prothèse (française), préhension, mécanisme
12	A	Pouce, préhension
13	C	Préhension, muscles
14	C	Biomécanique, muscle, équation
16	C	Pouce, biomécanique
17	D	Main, doigts
18	B	Préhension
20	B	Biomécanique, doigt
21	B	Joint, biomécanique, équation, rotation (centre de), amplitude
22a	D	Senseur, force
22b	C	Force, préhension, équation
23	D	Grippers
24	D	Gripper, moteur
25	D	Grippers, préhension
26	C	Senseurs, préhension, Feedback
27	A	Prothèse (SVEN), spécifications, mécanismes
28	C	Revue, gripper, préhension
29	B	Equation, préhension, stabilité
30	D	Gripper
31	D	Robot, muscle
32	B	Revue, senseurs
33	D	Gripper (Rovetta), équations, préhension
35	C	Gripper, équations, contrôle
36	C	Gripper, contrôle, équation, préhension
37	B	Contrôle
40	C	Gripper (Rovetta), équations
42	D	Contrôle, microprocesseur
43	C	Gripper (Rovetta), préhension, contrôle

46	C	Contrôle (on/off), équations
49	D	Contrôle
51	C	Contrôle, pattern recognition
52	C	Senseur, fibre optique
53	B	Mécanisme, doigt, équation
54	A	Biomécanique, force (joints), doigt, revue
55	B	Contrôle, feedback
56	B	Senseur, glissement, contrôle
57	C	Préhension, analyse
58	B	Gripper, mécanisme
59	B	Revue (Prothèses), gripper, préhension
60	C	Peau artificielle, senseur, contrôle
61	C	Gripper (Rovetta), mécanisme
62	B	Préhension, pouce, gant, prothèse
63	A	Pouce-mobilité, préhension
64	C	Gripper, mécanisme, préhension
65	B	Prothèse (Waseda), spécifications
66	C	Senseur
68	C	Senseur, glissement, pattern recognition
69	B	Doigt, préhension, longueur, stabilité
70	C	Gripper (Rovetta)
71	A	Prothèse (Yougoslave), mécanisme, contrôle
72	C	Forces, préhension
73	A	Prothèse-pneumatique, spécifications
74	A	Revue-mécanismes, critères, préhension, forces
75	B	Contrôle, feedback, myoélectrique
76	B	Contrôle, feedback, myoélectrique, pouce
77	C	Grippers, forces, équations
78	B	Gant, pouce, trajectoire, prothèse (OBEU)
79	C	Gripper, mécanisme
80	C	Revue, contrôle
81	B	Revue générale (Prothèses)
82	B	Revue-prothèses, mécanisme
83	C	Senseur, robot, spécifications
84	B	Feedback, critères
85	D	Senseur
86	B	Senseur, spécifications, feedback
87	B	Moteur, convertisseur, préhension
88	C	Prothèse (Va-Nu), spécifications
89	B	Gant
90	B	Revue-prothèses, spécifications, critères
91	C	Gripper, mécanisme, pneumatique, senseurs, forces
92	C	Gripper, contrôle, mécanisme
93	C	Gripper (Rovetta), mécanisme
94	B	Gripper, mécanisme, équation
95	C	Senseur, contrôle, équation, préhension
96	B	Contact, préhension, équation, stabilité
97	C	Gripper, senseur, peau artificielle
98	B	Préhension, contact, équation, forces, Gripper
99	A	Biomécanique, main, articulations
100	B	Biomécanique, équation, forces
101	B	Main, muscles, préhension
102	C	Equation, doigt

Légende:

A: Excellent, à lire!
B: Bon
C: Moyen, plus ou moins intéressant
D: Peu intéressant

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00289326 9