
Conception d'une prothèse de main myoélectrique low cost

*Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade d'ingénieur civil électromécanicien à finalité
mécatronique par Pierre MATHIEU*

Jury :

Dr ir Benoit HERMAN (promoteur)

Pr Bruno DEHEZ (co-promoteur)

Pr Philippe LEFEVRE (lecteur)

Table des matières

Remerciements	3
Abstract	4
Résumé	5
Introduction	6
1 Analyse du besoin	8
1.1 Cahier de charges	9
1.2 Etat de l'art	12
1.2.1 Prothèses de main issues de la recherche scientifique	12
1.2.2 Prothèses de main issues de sociétés commerciales	20
1.2.3 Prothèses de main issues de la communauté DIY	27
1.2.4 Remarques et observations	32
2 Développement de la main	33
2.1 Diagrammes d'états	34
2.1.1 Fonctionnement de la prothèse	34
2.1.2 Chaîne de transmission de l'information	35
2.2 Analyse fonctionnelle	36
2.3 Graphes morphologiques des actionneurs	38
2.4 Graphes morphologiques de la transmission	40
2.5 Réflexions sur la main	42
3 Développement du doigt	43
3.1 Graphes morphologiques du doigt	44
3.1.1 1. DOIGT - Articulation non actionnée et sans retour compliant	44
3.1.2 1. DOIGT - Articulation à 1 degré de liberté compliant	44
3.1.3 1. DOIGT - Articulation à 2 degrés de liberté compliants	45
3.1.4 2. DOIGT - Structure : 1 ddl rigide	46
3.1.5 2. DOIGT - Structure : 1 ddl flexible	47
3.1.6 2. DOIGT - Structure : 2 ddl	47
3.1.7 2. DOIGT - Structure : 1 ddl, compliance interne	47
3.2 Réflexions sur la structure	48
3.3 Solutions existantes	51
3.4 Réflexions	54
3.5 Dessin du doigt	57
3.6 Simulations	58
3.7 Réalisations	62
3.7.1 Modèle en PLA	62

3.7.2	Montage d'une imprimante BigBox d'E3D	64
3.7.3	Impression doigt D1	65
3.7.4	Impression doigt D2	66
3.7.5	Impression des doigts avec peau D3 et D3b	68
3.8	Tests	69
3.8.1	Banc de test	69
3.8.2	Campagne d'essais pour les deux articulations IPP et IPD en série	71
3.8.3	Campagne d'essais pour l'articulation IPP	75
3.8.4	Campagne d'essais pour l'articulation IPD	78
3.8.5	Analyse	78
3.9	Pistes d'améliorations	79
3.9.1	Doigt D3	79
3.9.2	Nouveau doigt	79
4	Conclusions	80
4.1	Travail accompli	80
4.2	Suites envisagées	81
4.3	Apports personnels	81
	Bibliographie	82
	A Plan de travail du TFE	84
	B Annexes du Cahier des Charges	88
	C Datasheet Filaflex	91
	D Feuilles de calcul Matlab	93
	E Campagne 3 : résultats et analyse	98
	F Indices de protection IP et IK	102

Table des figures

1.1	Utah/MIT Hand de l'Université de l'Utah	12
1.2	MPL v1.0 de JHU Applied Physics Laboratory	13
1.3	NAMUH - Grasp : système de poulies	14
1.4	NAMUH - Mécanique	14
1.5	NAMUH - Pinch latéral	14
1.6	DLR Hand - Centre aérospatial allemand	15
1.7	Iris Hand - Worcester Polytechnic Institute	16
1.8	LifeHand 2	16
1.9	Robonaut 2	17
1.10	Robonaut 2 - Index	17
1.11	Robonaut 2 - Pouce	17
1.12	Terminaison du tendon	18
1.13	Robonaut 2 - Actionnement	18
1.14	PISA-IIT SoftHand	18
1.15	E.D.G.A.R.	19
1.16	SmartHand	19
1.17	Bras Vanderbilt	19
1.18	DEKA Arm de DEKA	20
1.19	Shadow Hand de Barrett Technology	20
1.20	Vincent evolution 2 de Vincent Systems	21
1.21	I-limb Quantum de Touch Bionics	21
1.22	I-limb Ultra de Touch Bionics	22
1.23	Bebionic 3 de RSL Steeper	22
1.24	Michelangelo d'Otto Bock	23
1.25	Imperial Hand de Becker Mechanical Hand	23
1.26	Myo arm de Bioparx	23
1.27	Jaipur Arm de Jaipur	24
1.28	LN-4 de l'Ellen Meadows Prosthetic Hand Foundation	24
1.29	Handiii d'exiii Inc.	25
1.30	Hackberry d'exiii Inc.	25
1.31	Lego Arm - Carlos Arturo Torres, Lego	25
1.32	Youbionic Hand 2 - Youbionic	26
1.33	ADA de Open Bionics	26
1.34	e-NABLE Hand d'Enable Community Foundation	27
1.35	Prosthetic Arm - Max Sheperd	27
1.36	Flexy Hand - Steve Wood	28
1.37	Flexy Hand - Steve Wood, imprimée par H.P.O.	28
1.38	Flexy Hand remix - Steve Wood, Jeff Erenston	29
1.39	Main InMoov 1 de InMoov	29
1.40	Dextrus du Open Hand Project	30
1.41	TACT de l'Université d'Illinois	30

1.42	WIL de l'Open Biomedical Initiative	31
1.43	FABLE de l'Open Biomedical Initiative	31
2.1	Diagramme d'état du fonctionnement de la prothèse	34
2.2	Principe de chaine d'instrumentation de la prothèse	35
3.1	Coupes schématiques de la Flexy Hand et de sa version Remix	52
3.2	vues du modèle créé sur Solidworks	57
3.3	Doigt Remix imprimé par Mr Postelmans	58
3.4	Simulations sur Comsol Multiphysics	60
3.5	Modèle du doigt imprimé en PLA	62
3.6	Modèle du doigt avec butées	62
3.7	Modèles de doigt de la Flexy Hand Remix et modèle imprimé en PLA	63
3.8	Modèles de doigt raccourci, avec perçages	64
3.9	Montage de la Big Box d'E3D	64
3.10	Premier doigt imprimé	65
3.11	Teinte Filaflex Skin 2	66
3.12	Deuxième doigt imprimé (avec raft)	66
3.13	Deuxième doigt imprimé (raft détaché, et tubes téflon-PTFE insérés)	67
3.14	Doigts Remix - Remix à l'échelle - D2	67
3.15	Doigts D3 et D3b	68
3.16	Banc de test	70
3.17	Exploitation des photos - campagne 1 (IPD et IPP)	71
3.18	Caractéristiques pour articulations IPP et IPD	72
3.19	Caractéristiques pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg	73
3.20	Caractéristique k-E pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg	74
3.21	Caractéristique m-angle pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg	74
3.22	Exploitation des photos - campagne 2 (IPP)	75
3.23	Caractéristique k-angle pour l'articulation IPP	75
3.24	Caractéristique k-m pour l'articulation IPP	76
3.25	Caractéristique k-E pour l'articulation IPP	76
3.26	Caractéristique m-A pour l'articulation IPP	77
3.27	Exploitation des photos - campagne 3 (IPD)	78
E.1	Caractéristique k-angle pour l'articulation IPD	99
E.2	Caractéristique k-m pour l'articulation IPD	100
E.3	Caractéristique k-E pour l'articulation IPD	100
E.4	Caractéristique m-A pour l'articulation IPD	101

Remerciements

Je tiens à remercier les personnes qui ont participé à l'élaboration de ce mémoire. Tout d'abord mes promoteurs pour avoir soutenu avec réactivité le sujet, amené idées et esprit critique. Particulièrement, le Professeur Bruno Dehez pour sa proposition de sujet, son recul et son analyse lors des diverses réunions. Dr Benoît Herman pour la coordination, la motivation et les multiples avis et conseils au long du travail.

Aussi je voudrais remercier Roberto Postelmans, à travers l'asbl H.P.& O., pour avoir porté le projet et amené son expérience en tant que prothésiste et ses connaissances pratiques liées à l'impression 3D, ainsi que son temps.

J'adresse ma gratitude envers le Professeur Philippe lefevre pour avoir accepté d'être lecteur de ce TFE.

Je remercie ir Guillaume Beckers, assistant à l'UCL, pour son aide et ses conseils vis-à-vis de la modélisation par le logiciel Comsol.

Que soient également chaleureusement reconnues ici toutes les personnes ayant offert attentions et conseils.

Abstract

Demand and methodology

This final thesis aims to design a low cost myoelectric prosthesis, in order to publish it open source. The need comes from the non-profit organization H.P.O., represented by Mr Postelmans, volunteer orthoprosthodontist. The end-users would be the African children. The global project is cut into different parts : the mechatronic aspect tackled by this thesis, the myoelectric aspects (sensors placed onto the patient so he can control it), and finally a training part in virtual reality.

Pahl and Beitz's design approach is followed throughout the beginning of the work. Such that the global technical characteristics expected by H.P.O. from the machine could be translated into a specification sheet. The state of the art is presenting what prostheses already exist by separating in three categories : the research prostheses (and robotic hands), the ones coming from companies, and those coming from the Do It Yourself and open source communities.

Hand development

Based on the state of the art, the various designs are analyzed. The prosthesis ordered is expressed through state diagrams. A functional analysis translates in the engineer's language the functions to be completed by the device. Un maximum of ideas are generated in order to answer these functions. They are summarized in morphological graphs (for the actuator and the transmission). Afterthoughts conclude that it is important to firstly design carefully an efficient generic finger before digging the rest.

Finger development

The morphological graphs of the finger are presented and used for choosing which structure to give it. Comparisons allow us to determine that a structure with flexible FDM 3D printed polymer is the most promising. Such prosthetic hands already exist. The Flexy Hands and the Ada hand are judged regarding the specifications expected thanks to models printed by H.P.O. The most interesting finger is the one of the Flexy Hand Remix, but its major problem are the lack of documentation about its design and the stiffnesses of its joints which are too high. Several versions of a finger are drawn on Solidworks. A simulation on Comsol reveals the equivalent stiffnesses of the joints. A Bigbox 3D printer of E3D is assembled and set to print flexible polymer (Filaflex from Recreus), using *Simplify3D* as slicer. This way, and with the help of H.P.O., the models drawn can be produced. The one simulated on Comsol is then mounted on a test bench in order to determine experimentally the stiffnesses of two of its three joints.

Results

The stiffnesses found are not constant, but rather linear with the force applied or the joint angle. These fingers have allowed us to measure the difficulties and opportunities offered by 3D printing. Un finger with rigid structure and a flexible skin is suggested as new path of development.

Résumé

Demande et méthodologie

Ce TFE vise à concevoir une prothèse myoélectrique low cost, pour pouvoir à terme devenir open source. La demande vient de l'a.s.b.l. H.P.O., représentée par Monsieur Postelmans, orthoprothésiste bénévole. Les bénéficiaires sont les enfants africains. Différentes parties forment le projet global : l'aspect mécatronique auquel ce TFE s'adonne, les aspects myoélectriques (capteurs placés sur le corps du patient afin qu'il puisse commander la prothèse), et enfin une partie d'entraînement préliminaire en réalité virtuelle.

La démarche de conception sert de fil rouge pour le démarrage du travail. Ainsi, les caractéristiques techniques globales exigées par H.P.O. ont pu être traduites dans un Cahier de Charges. Un état de l'art présente ce qui existe actuellement en trois catégories : les prothèses (et mains robotiques) issues de la recherche scientifique, celles issues de sociétés commerciales, et celles rendues libres par la communauté du Do It Yourself et de l'open source.

Développement de la main

Sur base de l'état de l'art, les multiples possibilités de design sont analysées. La prothèse demandée est formalisée au niveau de ses modes de fonctionnement sous forme de diagrammes d'états. Une analyse fonctionnelle traduit en langage d'ingénieur les fonctions à remplir par la prothèse. Un maximum d'idées sont générées afin de répondre à ces fonctions. Elles sont synthétisées dans des graphes morphologiques (pour les actionneurs et la transmission). Des réflexions sur la main concluent qu'il est important de concevoir soigneusement un doigt générique performant avant d'approfondir le reste.

Développement du doigt

Les graphes morphologiques du doigt sont présentés et servent de base à une réflexion sur la structure à lui donner. Des comparaisons permettent d'identifier qu'une structure à éléments polymériques souples imprimés en 3D FDM est la plus prometteuse. De telles mains prothétiques existent, les Flexy Hands et la main Ada seront appréciées et jugées au regard du Cahier de Charges par des impressions réelles effectuées par H.P.O. Le doigt le plus intéressant est celui de la Flexy Hand Remix, mais ses problèmes majeurs sont l'absence de documentation quant à son design et la raideur trop importante de ses articulations. Un doigt et plusieurs variantes sont alors dessinées sur Solidworks, et une simulation sur Comsol permet de trouver les raideurs équivalentes des articulations.

Une imprimante BigBox d'E3D est montée et réglée afin d'imprimer du polymère souple (FilaFlex, de Recreus), à l'aide du logiciel *Simplify3D*. Ainsi, et avec l'aide d'H.P.O., les modèles dessinés peuvent voir le jour. L'un d'eux (celui simulé sur Comsol) est ensuite testé sur un banc d'essai afin de trouver les valeurs des raideurs de deux des trois articulations.

Résultats

Les raideurs trouvées ne sont pas constantes, mais plutôt linéaires avec l'effort appliqué ou l'angle de l'articulation. Ces doigts ont permis de se rendre compte des difficultés et opportunités offertes par l'impression 3D. Un type de doigt à structure rigide et à peau souple est suggéré comme nouvelle piste de développement.

Introduction

Recouvrir les fonctionnalités d'un membre amputé a depuis longtemps alimenté les recherches et développements. De ce fait, les prothèses actuelles ont bien évolué depuis les jambes de bois et autres crochets. Jusqu'il y a peu, les innovations sur les prothèses provenaient uniquement de la recherche scientifique ou d'entreprises à but commercial. On constate [10, 11] qu'une nouvelle catégorie d'inventeurs s'intéresse au domaine des prothèses. Elle regroupe ainsi les *Makers*, bricoleurs fortement liés à la philosophie du *Do It Yourself* ou en abrégé *DIY*. Ces personnes gravitent autour de *fablabs* (ateliers de fabrication ouverts à tous). Les *Makers* partagent fréquemment leurs idées et designs dans la communauté *open source*, surtout active dans l'échange de codes informatiques. On retrouve via des sites et forums comme Thingiverse (<https://www.thingiverse.com/>) la possibilité de télécharger des modèles 3D de pièces destinées à l'impression.

Aujourd'hui, il est facile pour quelqu'un ne possédant pas de compétences techniques particulières de s'équiper d'une imprimante 3D et d'imprimer pour son compte des modèles libres.

En s'appuyant sur cette évolution de moyens de fabrication, il est désormais tout à fait envisageable que des personnes atteintes d'un handicap puissent fabriquer de chez elles un dispositif médical tel qu'une prothèse.

C'est en cumulant cette constatation et son expérience de terrain en Afrique notamment que Monsieur Roberto Postelmans initia le projet auquel ce TFE se rattache aujourd'hui.

Monsieur Postelmans est orthoprothésiste et a créé en 2012 l'association « Humanitarian Prosthetists and Orthotists », en abrégé H.P. & O. Voici comment il décrit le dessein de son entreprise : *"Il s'agit d'une a.s.b.l. dont l'objet principal est de rendre l'appareillage orthopédique accessible au plus grand nombre et d'agir pour que cela devienne un droit même pour les personnes les plus démunies. Ainsi, H.P.O. aide les populations défavorisées à retrouver une dignité en donnant les outils qui leur permettent d'être acteurs de leur développement. H.P.O. agit aussi comme moteur d'innovations adaptées aux besoins spécifiques des régions défavorisées, complète les formations des techniciens locaux et incite les échanges technologiques."*

H.P.O. travaille depuis 2013 dans le domaine des prothèses myoélectriques réalisées avec l'aide de l'impression 3D. Le but visé étant de faire drastiquement baisser leur prix.

C'est sur cette base que H.P.O. a contacté Monsieur Benoît Herman, co-promoteur de ce TFE avec Pr Bruno Dehez, en vue de développer une prothèse de main myoélectrique anthropomorphe. Celle-ci vise d'abord un bas coût, une qualité et une fonctionnalité suffisantes, ainsi qu'une commande intuitive. Une période préliminaire d'apprentissage du patient à l'usage de la main serait opérée via la réalité virtuelle.

Le système complet demandé regroupe ainsi trois aspects qui font appel à des disciplines distinctes :

- 1) la partie mécatronique : la main en elle-même, avec sa structure mécanique, ses actionneurs, et éventuellement ses capteurs,
- 2) les capteurs myoélectriques placés adéquatement sur le patient en vue de récupérer des ordres de commande,

3) une partie d'entraînement préliminaire pour le patient, en réalité virtuelle, afin de paramétrer la commande de la main en fonction des signaux propres au patient.

Ce TFE se concentre sur le premier aspect. Il s'agit ici de concevoir la partie mécatronique de la prothèse de main en considérant comme donnés les signaux électriques de commande de la main. La méthode de travail se base sur la démarche de conception, approche internationalement reconnue et enseignée par les professeurs Pahl et Beitz à la Technische Universität de Darmstadt et de Berlin [15] :

- Analyse du besoin exprimé par H.P.O.
- Révision du cahier de charges (CdC) du dispositif complet (avec aspects myoélectriques)
- Priorités du développement :
 - * fonctions qui **doivent** être remplies par le prototype
 - * fonctions qui **peuvent** si possible être remplies par le prototype
 - * fonctions qui **ne seront pas** implémentées dans le prototype
- Etat de l'art en parallèle du reste
- Recherche de solutions en réponse à l'analyse fonctionnelle
- Tests individuels pour les solutions particulières si besoin
- Intégration des solutions particulières dans le prototype
- Tests de validation (selon certaines mesures de performance par rapport au CDC).

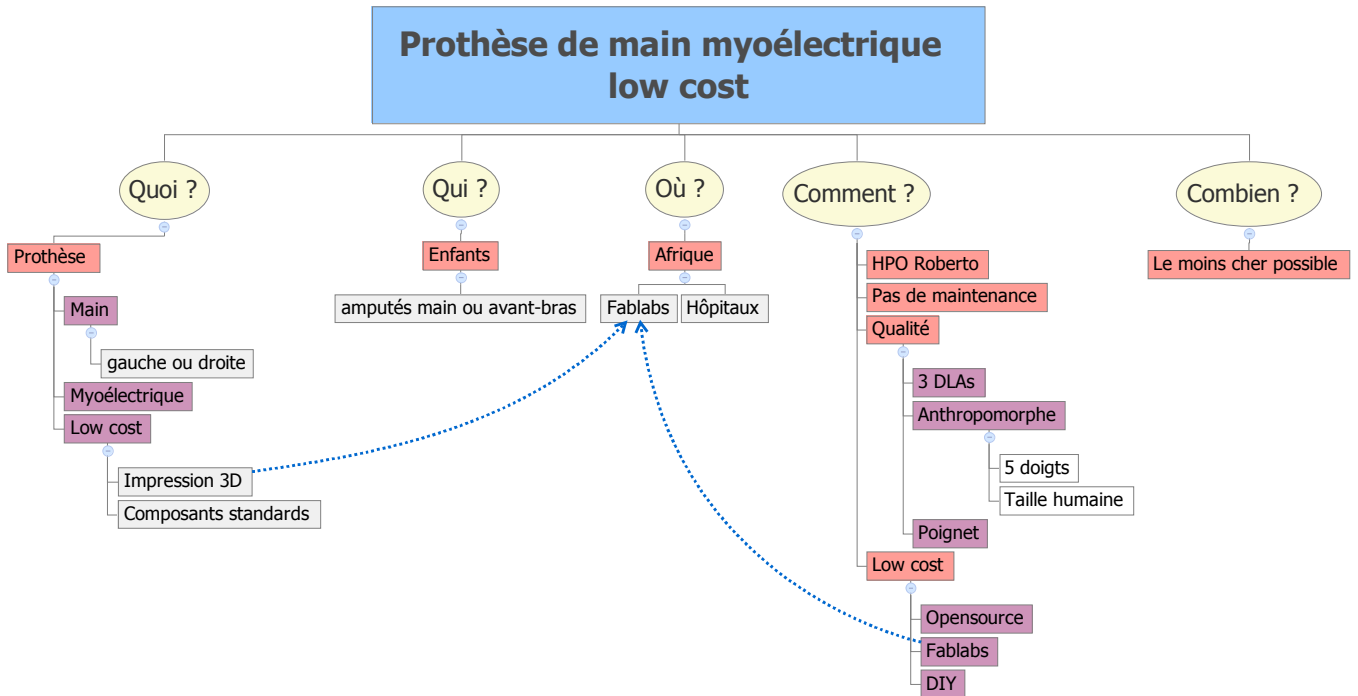
Un plan de travail situant en autres les jalons du projet dans le temps se trouve en annexe A.

Chapitre 1

Analyse du besoin

1.1 Cahier de charges

Afin de démarrer la rédaction du cahier de charges, on peut s'aider du **graphe des objectifs** qui permet de clarifier la demande, de penser à un maximum de questions à se poser afin d'envisager la problématique dans sa globalité.



Le processus d'élaboration du cahier de charges (CdC) a commencé au début du projet. Néanmoins, le document a subi de nombreuses modifications mineures ou précisions de valeurs au cours du travail. Le but du CdC est de clarifier au maximum la demande du client (H.P.O., représenté par Monsieur Roberto Postelmans), d'un point de vue technique. Les valeurs et détails sont précisés en annexes B.

Université Catholique de Louvain – HPO Roberto

Promoteurs académiques : Pr Bruno DEHEZ – Dr ir Benoît HERMAN

Partenaire : HPO Roberto

Etudiant : Pierre MATHIEU

TFE prothèse de main myoélectrique low cost

<u>Partenaire :</u> HPO Roberto		Cahier des charges d'une prothèse de main myoélectrique low cost. Ce projet s'inscrit dans une démarche globale de création d'une prothèse de main myoélectrique Do It Yourself low cost, mais de qualité. Il s'agit ici de concevoir la partie mécatronique de la prothèse de main en considérant comme donnés les signaux électriques de commande de la main. Le choix et l'implémentation des capteurs ayant pour rôle la détection de la volonté de mouvement de telle ou telle partie de la main font l'objet d'une étude séparée.	Date : 24/02/2016
<u>UCL :</u> Bruno DEHEZ [BD] Benoît Herman [BH]			Version : 10
<u>Etudiant :</u> Pierre Mathieu [PM]		La partie simulation de la prothèse de main sur écran à partir de signaux issus d'un patient réel est également séparée de ce cahier de charges et fait l'objet d'un projet distinct.	Remplace : version du 13/01/2016
Mise à Jour			
Date	Origine		
20/10/15	PM	Fonctions principales : Sur base de signaux extérieurs, <i>FP1.</i> Commander un grasp <i>FP2.</i> Commander un pincement en opposition pouce-index <i>FP3.</i> Commander un pincement latéral pouce-index <i>FP4.</i> Commander une tension de l'index uniquement <i>FP5.</i> Commander une rotation du poignet <i>FP6.</i> Transmettre au patient une information relative à la force exercée sur l'objet <i>FP7.</i> Permettre une flexion freinée du poignet <i>FP8.</i> Permettre un blocage et un déblocage manuel de la flexion	
20/10/15	PM	Critères et niveaux de F.P. : <i>1.1.</i> Grasp automatique <i>1.2.</i> Grasp tout ouvert = main complètement ouverte <i>1.3.</i> Les doigts inférieurs (majeur, annulaire, auriculaire) exercent une force en proportion réglable du groupe pouce index <i>[1-3].1.</i> OPTIONNEL : éviter que l'objet saisi ne glisse <i>[1-4].1.</i> Force supérieure à 20 N	

		<p><i>[1-4].2.</i> Les mouvements de l'annulaire et de l'auriculaire sont asservis au mouvement du majeur avec une certaine compliance</p> <p><i>[1-4].3.</i> Vitesse angulaire de 60°/s par articulation (115°/s étant un idéal à atteindre)</p> <p><i>[2-4].1.</i> Le groupe majeur - annulaire - auriculaire est alors en position de fermeture maximale</p> <p><i>[1-5].1.</i> Actionnements indépendants</p> <p><i>[1-5].2.</i> Seuls pouce, index, majeur et poignet sont motorisés</p> <p><i>[2-3].1.</i> Les pincements peuvent appuyer sur les côtés des doigts</p> <p><i>4.1.</i> Index rigide (grande raideur) pour pouvoir taper sur un clavier dans une position de main fixe (naturelle, alignée avec l'avant-bras, poignet bloqué)</p> <p><i>5.1.</i> Vitesse angulaire de 60°/s</p> <p><i>6.1.</i> Pour permettre au patient de contrôler la force exercée (<i>en fonction d'un retour de force encore à déterminer</i>)</p> <p><i>7.1.</i> Entre la position prolongeant l'avant-bras et min. 30° vers l'intérieur, max. 15° vers l'extérieur</p> <p><i>8.1.</i> Blocage uniquement dans la position prolongeant l'avant-bras</p>
		<p>Contraintes :</p> <p><i>FC9.</i> Eviter de casser la prothèse</p> <p><i>FC10.</i> Résister à l'usage courant et aux poussières</p> <p><i>FC11.</i> Minimiser distance entre poignet et moignon</p> <p><i>FC12.</i> Etre esthétique</p> <p><i>FC13.</i> Etre une main anthropomorphe</p>
		<p>Critères et niveaux de contrainte :</p> <p><i>9.1.</i> IP24 et IK03</p> <p><i>10.1.</i> Pas de maintenance, les pièces d'usure doivent pouvoir être fabriquées et remplacées par des fablabs (ateliers amateurs)</p> <p><i>11.1.</i> Encombrement max. entre la rotation du poignet et le moignon = 83 mm</p> <p><i>12.1.</i> Tendre vers l'apparence de la main saine</p> <p><i>13.1.</i> Tendre vers les dimensions de la main saine, 5 doigts, dont les parties articulées sont précisées en annexe.</p>

1.2 Etat de l'art

Afin d'aborder la demande exprimée dans le cahier de charges, il convient de s'intéresser à ce qui existe déjà. Cela permet de ne pas réinventer la roue, mais aussi d'acquérir une vision globale du domaine dans lequel on s'insère.

Cet état de l'art propose d'aborder les prothèses au moyen d'une classification en trois catégories :

- les prothèses de main issues de la **recherche scientifique**,
- les prothèses de main issues de **sociétés commerciales**,
- les prothèses de main issues de la **communauté DIY**.

Cette partie est issue notamment de [1, 2].

1.2.1 Prothèses de main issues de la recherche scientifique

Utah/MIT Hand - Utah University

Cette main robotique hautement exosquelettique ne comprend que 4 doigts, mais pour l'époque (1983), elle a fait référence. Elle permettait en effet d'atteindre une grande précision grâce à des actionneurs pneumatiques reliés à des courroies plates. Les doigts se déplaçaient indépendamment et disposaient de 4 degrés de liberté. Trois rotations (pivots) parallèles pour les deux articulations InterPhalangiennes : IPD (Distale) et IPP (Proximale), et l'articulation liant le doigt à la main : MCP (Métacarpo Phalangienne), ainsi que l'adduction/abduction rapprochant ou écartant les doigts supérieurs les uns des autres.

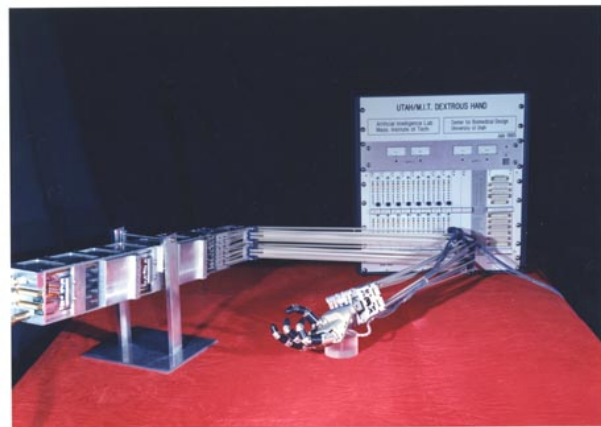


FIGURE 1.1 – Utah/MIT Hand de l'Université de l'Utah

Cette main robotique est une des plus connues parmi les anciennes mains (1979 - 2000). On peut également citer les références suivantes, fréquemment rencontrées dans la littérature :

- Belgrade/USC Hand
- Barret Hand
- UB Hand II
- LMS Hand
- Anciennes mains DLR
- Tokyo Hand
- Tuat/Karlsruhe Hand
- Ultralight Hand
- Gifu Hand

Modular Prosthetic Limb - Johns Hopkins University

Financée par l'agence militaire américaine DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) à hauteur de 120 millions \$, cette main modulaire prothétique possède 26 degrés de liberté (ddl), 17 moteurs, et cherche à être la plus intuitive possible (contrôle par la pensée, comme si le membre était encore présent), à l'aide de capteurs EMG (électromyographiques) placés sur un bracelet qui se porte autour du bras amputé. Ceci permet le contrôle de mouvements indépendants et simultanés de chaque doigt. La main se rattache à un bras bionique puis au moignon. La commande se passe via wifi vers les actionneurs, mais la main est commandée en CAN. Bien que cette main endosquelettique commence déjà à être installée sur les soldats américains amputés, la recherche continue et aborde maintenant le retour sensoriel (force et température).



FIGURE 1.2 – MPL v1.0 de JHU Applied Physics Laboratory

NAMUH - Université de Laval

Main utilisant des tendons, ne comportant que 4 actionneurs pour les doigts (flexion du pouce, abduction, et deux pour les autres doigts en flexion) et 2 actionneurs pour les mouvements du poignet [9]. La fermeture des doigts s'adapte à la forme de l'objet grâce à un système de poulie.

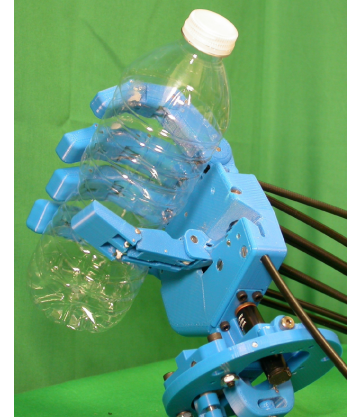
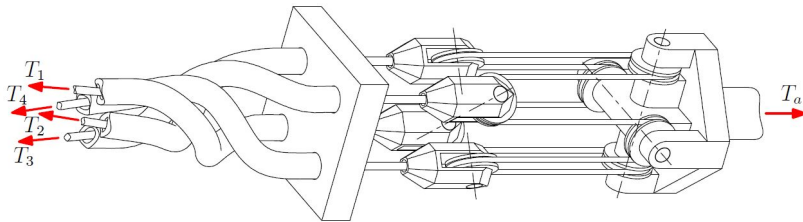


FIGURE 1.3 – NAMUH - Grasp : système de poulies

L'abduction/adduction est intégrée sur l'index, l'annulaire et l'auriculaire. Le majeur reste fixe.

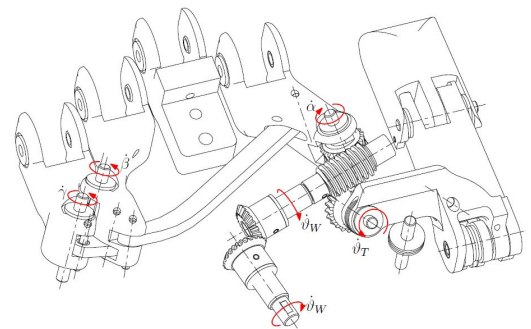
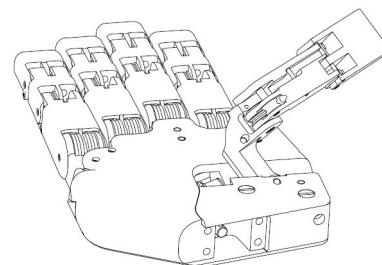


FIGURE 1.4 – NAMUH - Mécanique

Une autre particularité est le pouce qui peut quant à lui se replacer dans le plan de la paume.



(a) Configuration initiale.



(b) NAMUH effectuant la prise.

FIGURE 1.5 – NAMUH - Pinch latéral

Cette main permet la majorité des préhensions d'objets, mais est limitée dans les forces mises en jeu et en précision car elle est fabriquée par impression 3D (FDM¹). Elle présente un encombrement notable et externe à la main (exosquelettique).

1. Fused Deposition Modeling

DLR Hand - Centre aérospatial allemand

Le robot DLR est un robot humanoïde destiné à accomplir des tâches lors de missions spatiales. Sa main de 19 ddl est composée de 38 tendons reliés chacun à un moteur dans l'avant-bras. Ces tendons en Dyneema ont une certaine élasticité qui permet d'emmagasiner de l'énergie. Ainsi, cette main peut claquer des doigts mais présente surtout une énorme capacité d'absorption de chocs et d'accélération (les articulations peuvent se fermer jusqu'à une vitesse angulaire de $500^\circ/\text{s}$). Un contrôle de raideur est rendu possible par antagonisme. Il n'y a pas besoin de contrôle d'impédance car il y a de la compliance dans la mécanique. La force exercée est mesurée via l'élongation du ressort. Elle est manipulée via des gants équipés de capteurs de position ou des commandes de saisies types.

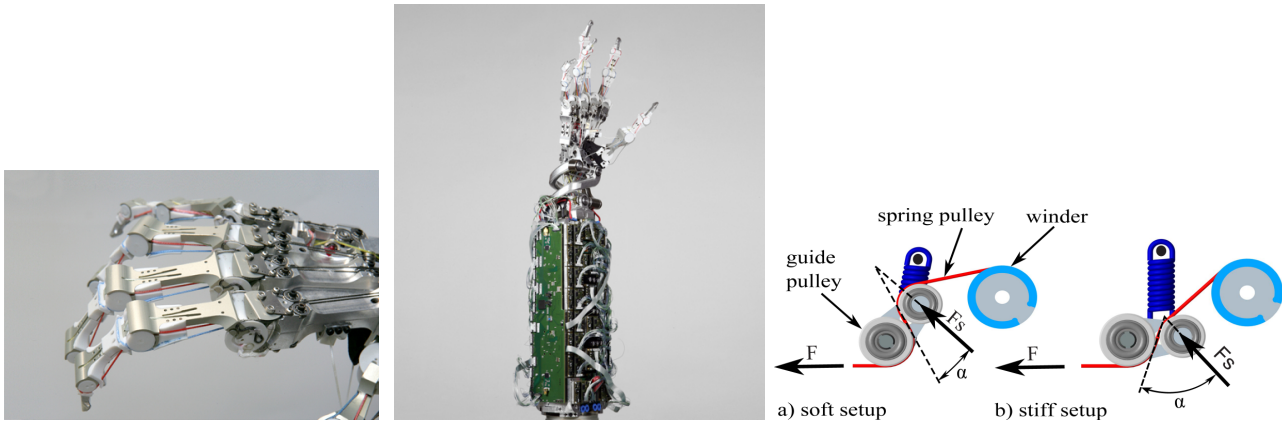


FIGURE 1.6 – DLR Hand - Centre aérospatial allemand

Iris Hand - Worcester Polytechnic Institute

4 étudiants de l'Institut Polytechnique de Worcester se sont lancés comme défi de concevoir une prothèse de main. Baptisée IRIS, elle profite des facilités de mise en œuvre qu'offre l'impression 3D pour viser un prix de vente relativement bas (inférieur à 20 k\$).

Une caméra dans la paume envoie à un ordinateur embarqué les informations de forme de l'objet que le patient désire saisir. Le calculateur traite les images et détermine une position optimale de saisie. Ensuite, les commandes sont envoyées aux doigts.

Ainsi l'interface est simpliste, il n'y a que deux commandes : Identifier ou saisir/relâcher. La force exercée sur le doigt est mesurée à l'aide d'une transmission élastique (ressorts).

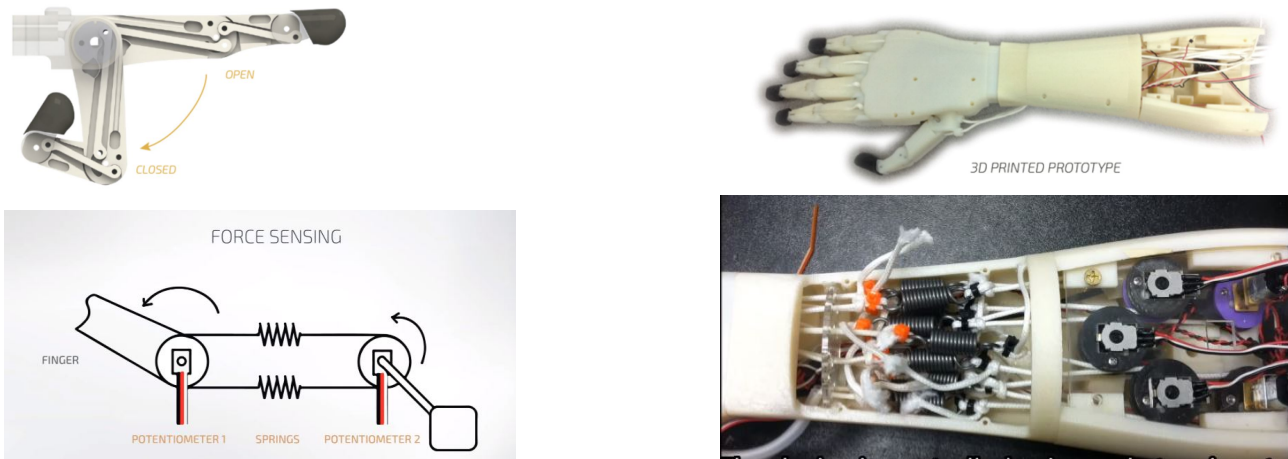


FIGURE 1.7 – Iris Hand - Worcester Polytechnic Institute

LifeHand 2 - e.a. EPFL, IRCCS, UCBM,...

Cette prothèse de main a été conçue en support de la recherche dans les électrodes intraneurales (TIME). Pour pouvoir fonctionner, ces électrodes doivent d'abord être connectées sur les nerfs du patient. Cela nécessite une intervention chirurgicale longue et délicate. Une fois l'opération d'installation terminée, le patient suit une procédure afin de maîtriser au mieux le retour nerveux de force ($<100\text{ms}$) offert par cette technologie. La commande se fait via des capteurs sEMG. Il s'agit actuellement de la pointe en matière de feedback et de contrôle en force.

Malheureusement encore beaucoup de progrès restent faire avant de voir cette technologie commercialisée.

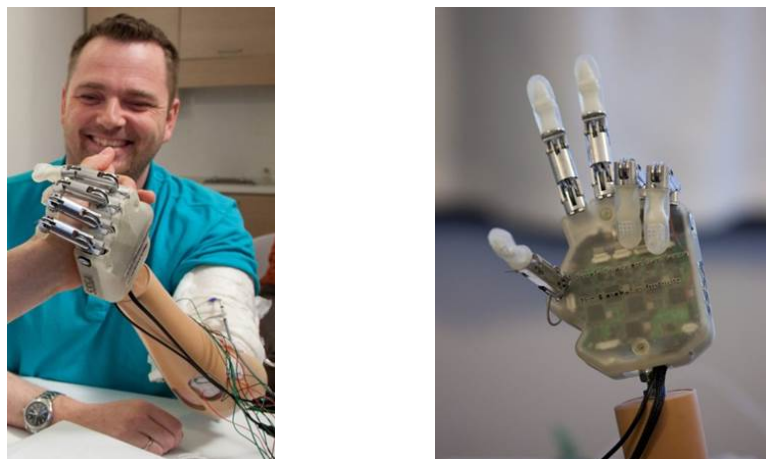


FIGURE 1.8 – LifeHand 2

Robonaut 2 Hand - NASA/JSC, General Motors

Robonaut 2 est un robot humanoïde spatial. Sa main fait partie d'un module avant-bras plus main. 6 conducteurs relient ce module au bras afin de facilement pouvoir le détacher et en réaliser la maintenance.

Chaque doigt constitue un sous-assemblage, ce qui facilite le remplacement en cas de panne. La main est actionnée par des tendons et peut porter 9 kg de charge utile. On retrouve 12 ddl

pour les doigts (16 actionneurs) et 2 ddl pour le poignet (2 actionneurs). La rotation a lieu dans l'avant-bras, comme chez l'être humain. Chaque doigt peut exercer à son extrémité 22 N maximum, et se fermer à une vitesse de 200 mm/s. La taille de cette main mesure environ 75 % de la main d'un homme.

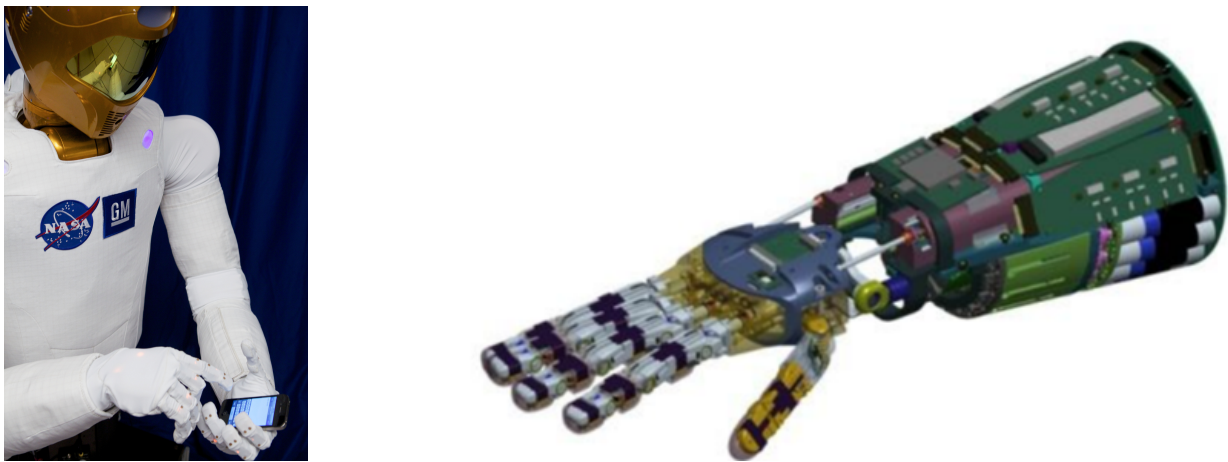


FIGURE 1.9 – Robonaut 2

Comme décrit par *Bridgwater, Ihrke et al.* dans [3] : "*An N DoF tendon actuated manipulator can be fully controlled by a minimum of N+1 tendons*". Ce qui signifie que pour contrôler entièrement un doigt de 4 articulations, 3 ddl contrôlables indépendamment, il faudra minimum $3+1=4$ tendons.

C'est le cas de l'index et du majeur de cette main. $J4$ n'est pas indépendant, sa position angulaire est liée à $J3$ via une biellette.



FIGURE 1.10 – Robonaut 2 - Index

L'annulaire et l'auriculaire ne sont pas équipés de l'articulation $J1$ (adduction/abduction), $J2$ et $J3$ sont pour eux faiblement couplés : 2 ddl à 2 tendons seulement (sous-actionnement). Le pouce dispose quant à lui de 4 ddl contrôlés indépendamment (5 tendons sont donc nécessaires). Le lien entre $J2$ et $J3$ est relativement élastique en rotation (*Link 2-3*).



Fig. 6: Tendon routing through the R2 thumb

FIGURE 1.11 – Robonaut 2 - Pouce

L'actionnement du tendon suit la cinématique suivante :
 moteur électrique > réducteur > vis à bille > conduit flexible
 > terminaison du tendon par un astucieux système de bille
 entourée d'un sertissage (2 mm).

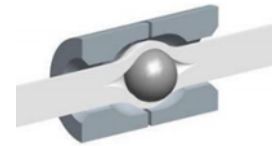


FIGURE 1.12 – Terminaison du tendon

Le tendon supporte jusqu'à 230 N de force en fonctionnement normal et est fabriqué en Vectran™ (rupture à 1810 N) recouvert de Teflon™.

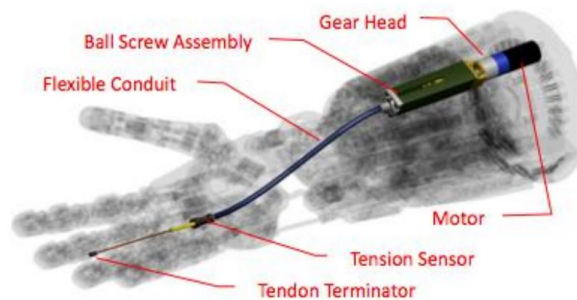


FIGURE 1.13 – Robonaut 2 - Actionnement

PISA-IIT SoftHand - Centre E. Piaggio

Cette main utilise des tendons très élastiques, ce qui lui confère une très grande résistance aux chocs et accélérations. Les doigts s'adaptent bien à la forme de l'objet à saisir permettant une grande efficacité de préhension. Le tout n'employant que deux moteurs! Ce modèle est fonctionnel et en développement continu.

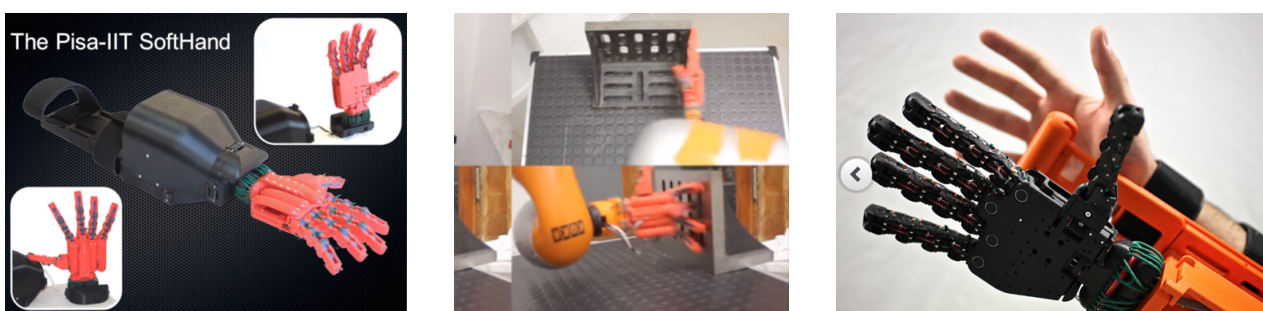


FIGURE 1.14 – PISA-IIT SoftHand

Autres mains

Il existe beaucoup d'autres main développées par la communauté scientifique. Notons encore la main du robot singapourien E.D.G.A.R. (Nanyang Technological University), dont ses 6 ddl lui servent uniquement à interagir socialement (signes).

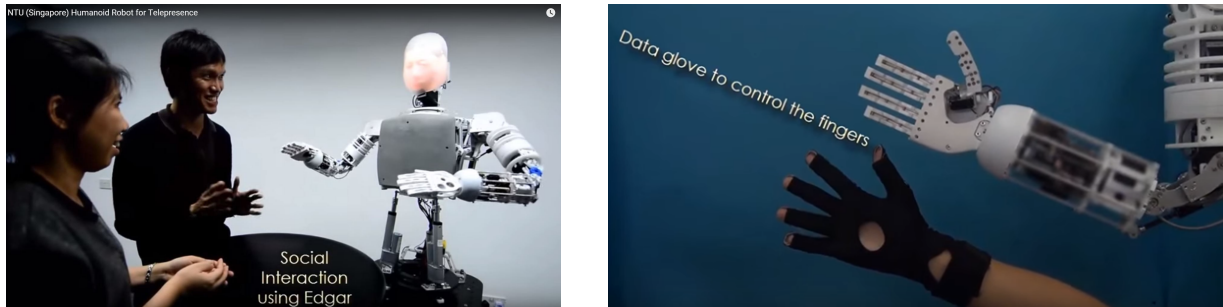


FIGURE 1.15 – E.D.G.A.R.

Mentionnons également la SmartHand de la Scuola Superiore Sant'Anna.

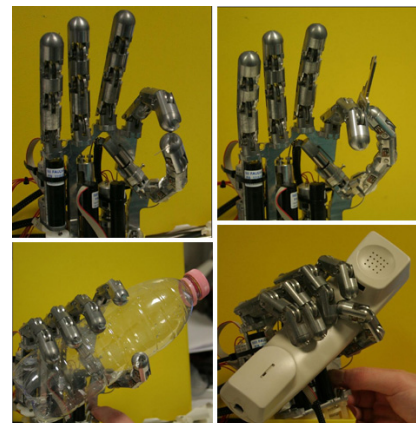


FIGURE 1.16 – SmartHand

Ainsi que le bras Vanderbilt (Vanderbilt University).

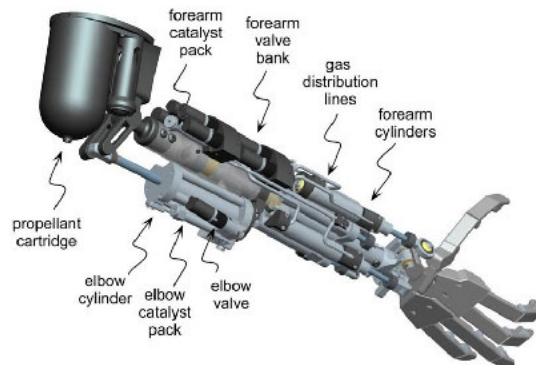


FIGURE 1.17 – Bras Vanderbilt

1.2.2 Prothèses de main issues de sociétés commerciales

DEKA Arm - DEKA

Issue d'un projet financé à hauteur de 100 millions \$ par DARPA, ce bras prothétique anthropomorphe réalise des mouvements précis, en permettant de saisir des objets délicats comme des oeufs, mais également des outils tels qu'une perceuse.

On note l'**implémentation d'ongles sur les doigts artificiels et l'usage des pieds du patient comme moyen de passage d'un mode de contrôle à un autre**. Des interrupteurs transmettent en sans fil les signaux à l'ordinateur du bras. Ceci permet à l'utilisateur de contrôler plusieurs articulations simultanément [12].

Le projet n'est toujours pas viable commercialement.



FIGURE 1.18 – DEKA Arm de DEKA

Shadow Hand - Barrett Technology

Cette main robotique destinée aux laboratoires de recherche est très sophistiquée, comprend 20 ddl et 129 capteurs (position, force, pression, toucher, etc.). Elle communique via EtherCAT (100Mbps Ethernet based field bus) et peut être contrôlée par un gant. Elle permet de reproduire une dextérité proche de celle de la main humaine et monte jusqu'à 4 kg de charge utile. Elle existe en deux versions suivant le type d'actionnement : électrique ou pneumatique. Dans le premier cas, ce sont 20 moteurs Maxon qui la meuvent. Ils sont contrôlés grâce à une PWM avec boucle de régulation PID. Le contrôle s'applique soit sur la force appliquée sur les tendons via les moteurs, ou sur le contrôle de position des articulations. Dans l'autre cas, ce sont 10 muscles pneumatiques (20 valves) qui travaillent. De même, une PWM et PID sont nécessaires pour faire du contrôle en pression des muscles ou en position des articulations.

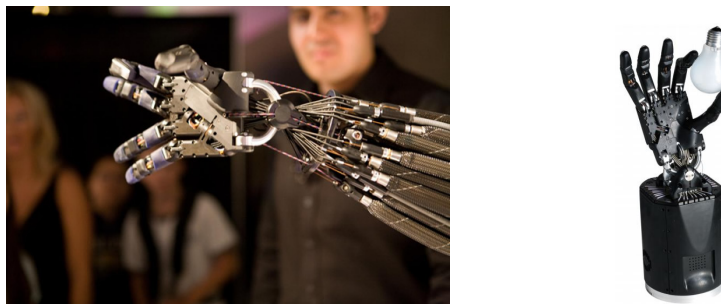


FIGURE 1.19 – Shadow Hand de Barrett Technology

Vincent evolution 2 - Vincent Systems

Les prothèses de main myoélectriques commerciales coûtent, en général, entre 35 et 100 k€ ! Ce modèle Vincent offre une sensation de toucher via un feedback en force. Il est contrôlé par 2 capteurs EMG ou une application sur smartphone ou tablette. 12 possibilités de saisie, et plus de 20 positions de main sont ainsi proposées. Fabriquée dans un alliage d'aluminium, elle comporte des ressorts entre les articulations proximales et distales, offrant ainsi une tension adaptive. Les doigts sont contrôlables indépendamment et l'opposition entre l'annulaire et le pouce est possible.



FIGURE 1.20 – Vincent evolution 2 de Vincent Systems

I-limb Quantum - Touch Bionics

Disponible en trois tailles, cette prothèse peut reprendre jusqu'à 32 kg de charge utile (modèles small et medium). Aussi, elle passe en 0,8 s entre complètement ouverte et complètement fermée, ce qui est très rapide en comparaison aux concurrents qui oscillent entre 1,5 et 3,5 s. Elle fonctionne également à l'aide de tendons. Elle possède un système de contrôle de proximité ou peut aussi se contrôler via application smartphone ou tablette.

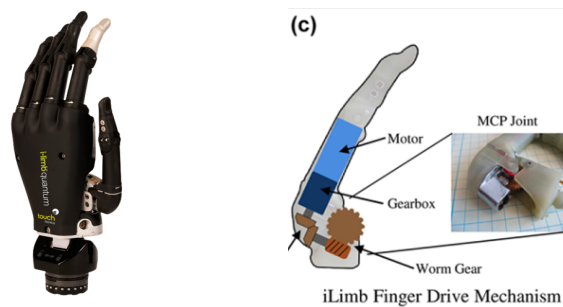


FIGURE 1.21 – I-limb Quantum de Touch Bionics

I-limb Ultra - Touch Bionics

Disponible en deux tailles (small ou medium), deux couleurs (noire ou blanche), sa particularité est sa charge utile de 90 kg, et jusqu'à 32 kg par doigt. Elle passe en 1,2 s entre main complètement ouverte et totalement fermée, ce qui reste assez rapide. La rotation du poignet peut être motorisée ou manuelle. Elle possède aussi diverses options de contrôle avancées (*autograsp* (saisie automatique), revient automatiquement dans une position neutre après un certain temps, etc.).



FIGURE 1.22 – I-limb Ultra de Touch Bionics

Bebionic 3 - RSL Steeper

Egalement disponible en plusieurs tailles, cette prothèse utilise deux capteurs EMG proportionnels et implémente l'abduction/adduction. Différentes possibilités de poignets sont vendues. Elle est fabriquée en fibre de carbone et aluminium et atteint 45 kg de charge utile. Des patins au bout des doigts améliorent la préhension. Son passage en 1 s entre main complètement ouverte et totalement fermée est également notable. 14 types de saisies sont possibles. Le pouce est rétractable manuellement afin de se positionner en opposition ou latéralement. Un bouton sur le dos de la main permet de changer de mode.



FIGURE 1.23 – Bebionic 3 de RSL Steeper

Michelangelo - Otto Bock

Prothèse particulière mais grandement reconnue pour sa qualité, la Michelangelo d'Otto Bock comporte un moteur Maxon Brushless EC45 modifié au centre de la paume. L'utilisateur contrôle la flexion/extension des 5 doigts en même temps, grâce à plusieurs liaisons à ce moteur. Un autre plus petit moteur situé dans la portion proximale du pouce sert à l'abduction du pouce.

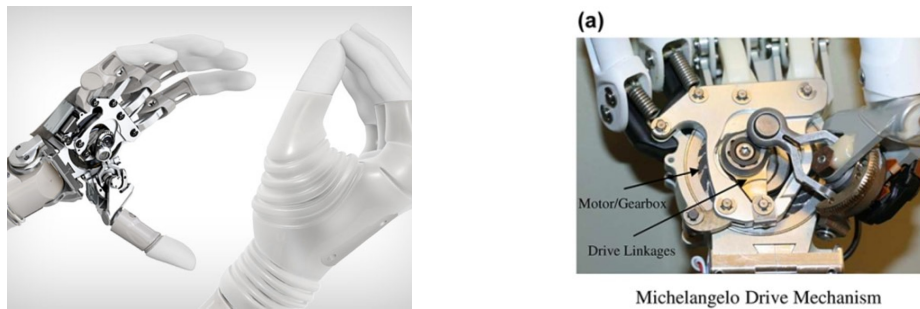


FIGURE 1.24 – Michelangelo d'Otto Bock

Imperial Hand - Becker Mechanical Hand Co.

Prothèse nettement plus modeste que les précédentes, son système de ressort monté sur les 5 doigts permet d'ouvrir la main en tirant sur le câble. Elle est également verrouillable en position ouverte. Actuellement, le corps est réalisé en polymère.



FIGURE 1.25 – Imperial Hand de Becker Mechanical Hand

Myo arm - Bioparx

Cette prothèse argentine prévue pour être vendue autour des 22 k\$ brille avant tout par son prix nettement inférieur à la concurrence. Elle n'est pas entièrement anthropomorphe car elle ne possède pas réellement d'annulaire ni d'auriculaire. Elle peut néanmoins être recouverte d'un gant comprenant 5 doigts. On retrouve un contrôle via 2 capteurs EMG, une mécanique à un seul ddl, un seul actionneur (moteur DC). Elle se compose principalement de 3 matériaux : fibre de carbone, aluminium, et polymère (impression 3D (FDM)).



FIGURE 1.26 – Myo arm de Bioparx

Jaipur Arm - Jaipur

Prothèse indienne à mécanique simple : l'angle de l'épaule est lié à la fermeture/ouverture de la main.



FIGURE 1.27 – Jaipur Arm de Jaipur

LN-4 - Ellen Meadows Prosthetic Hand Foundation

Prothèse non-anthropomorphe et non-motorisée. La fermeture des doigts se fait à l'aide de la main saine. Un système de blocage anti-retour maintient la main en position. le déblocage a lieu par flexion du poignet vers l'avant. Le poignet peut également être tourné manuellement. C'est une prothèse à très bas coût (ca 50\$).



FIGURE 1.28 – LN-4 de l'Ellen Meadows Prosthetic Hand Foundation

Handiii - exiii Inc.

Modèle conceptuel japonais imprimé en 3D (nombreux coloris possibles). Un moteur par doigt et une cinématique parallèle ont permis de valider l'idée de cette prothèse (voir figure 1.29).

Hackberry - exiii Inc.

Projet "open source" en suite du "concept model" Handiii : développement collaboratif à l'aide d'un wiki et de la plateforme Github. La prothèse serait imprimée en 3D et comprendrait un poignet flexible. Le but est bien de parvenir à commercialiser une prothèse performante mais moins chère que la concurrence.



FIGURE 1.29 – Handiii d'exiii Inc.



FIGURE 1.30 – Hackberry d'exiii Inc.

Lego Arm - Carlos Arturo Torres, Lego

Prothèse pour enfants comprenant un moteur dans l'avant-bras. L'effecteur distal est variable (main non-anthropomorphe, modules de jeu LegoTM(pelleteuse, pince griffe, etc.)) et facile à interchanger (simple rotation). Ce produit n'est pas encore commercialisé.

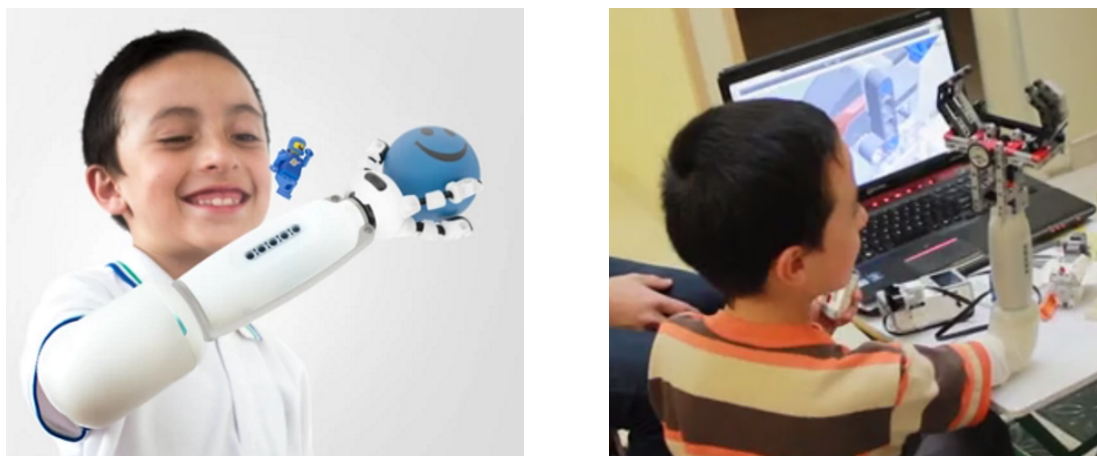


FIGURE 1.31 – Lego Arm - Carlos Arturo Torres, Lego

Youbionic Hand 2 - Youbionic

Prototype dont le prix de vente visé est inférieur à 1000€. Il contient deux moteurs pour le pouce et vraisemblablement un seul moteur pour les quatre autres doigts car on peut observer sur les vidéos disponibles sur <http://www.youtube.com> uniquement une ouverture/fermeture en éventail.

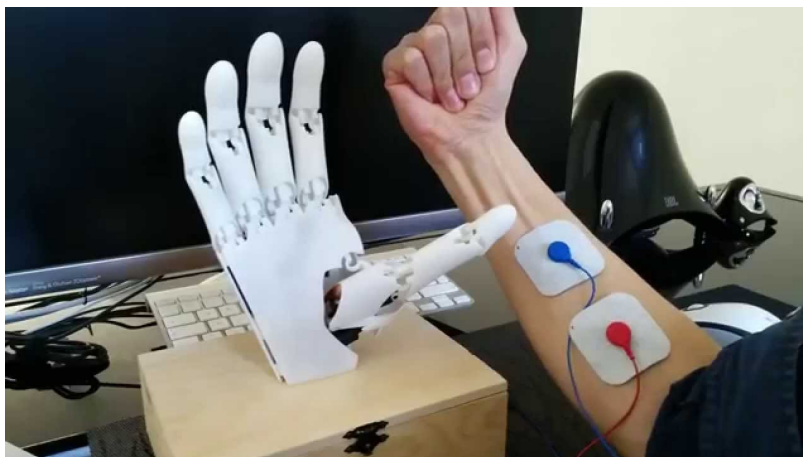


FIGURE 1.32 – Youbionic Hand 2 - Youbionic

Ada - Open Bionics

Suite commerciale de la Dextrus (modèle open source présenté dans la section suivante), Ada est une main prothétique à tendons, actionnée par des vérins électriques. Elle est fabriquée en polymère souple imprimé en 3D (FDM). La particularité est la réalisation de deux des trois articulations du doigt par une simple striction de la structure permettant une certaine élasticité en flexion et une complianc qui ramène la main automatiquement en position neutre ouverte. L'articulation est centrée dans l'épaisseur de la phalange, ce qui entraîne une ouverture supérieure ou inférieure lors de la flexion ou de l'extension. Nous pouvons souligner aussi que les deux articulations "pivot" du pouce ne sont pas parallèles, de sorte à imiter une cinématique de rotation/abduction.



FIGURE 1.33 – ADA de Open Bionics

1.2.3 Prothèses de main issues de la communauté DIY

e-NABLE Hand - Enable Community Foundation

Prothèse mécanique pour enfants fonctionnant à l'aide de tendons. La fermeture du poignet tire sur les tendons. Le design est adaptable selon le Handicap. La fabrication est assurée par la communauté des *Makers* qui possèdent une imprimante 3D et ont envie d'aider. Un site web (<http://www.enablingthefuture.org>) met en relation les enfants demandeurs et les *Makers*.



FIGURE 1.34 – e-NABLE Hand d'Enable Community Foundation

Prosthetic Arm - Max Sheperd

Bras "prothétique" 100% Lego Technics. Il s'agit plutôt d'un bras robotique. Il inclut notamment de la rotation dans l'avant-bras, possède un moteur par doigt (doigts indépendants), dispose d'adduction/abduction et flexion du poignet. On retrouve dans ce modèle open source des moteurs Lego pneumatiques et électriques. Ces désavantages principaux sont la lenteur et le peu de force disponible.

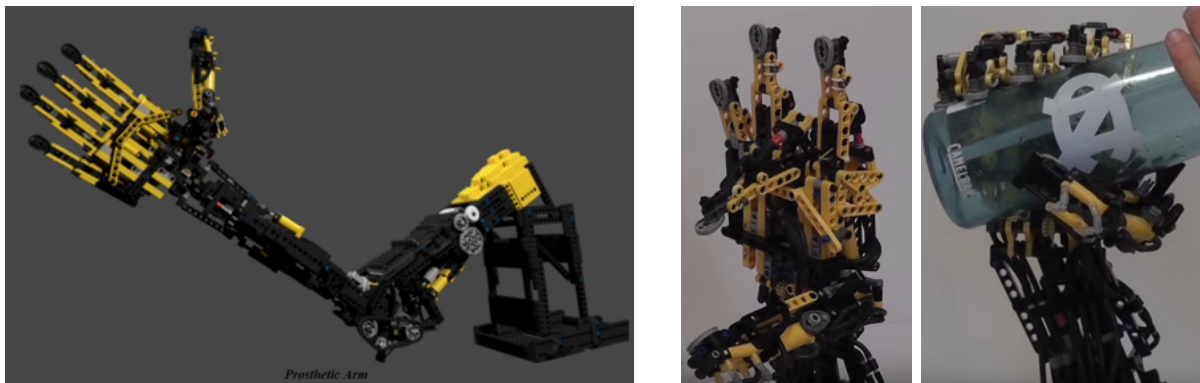


FIGURE 1.35 – Prosthetic Arm - Max Sheperd

Flexy Hand 1 & 2 - Steve Wood, Gyrobot

Cette main mécanique à ambition prothétique possède la particularité de travailler uniquement en impression 3D, mais en jouant sur deux matériaux différents : un polymère rigide et un polymère élastique (préférentiellement du Filaflex (produit par Recreus)). Ceci présente l'avantage de pouvoir actionner tout le doigt à l'aide d'un seul tendon, grâce la compliance de chaque articulation.



FIGURE 1.36 – Flexy Hand - Steve Wood

Cette main a pu être appréciée en réalité grâce à un modèle que Roberto Postelmans a fabriqué à partir des plans disponibles sur le net. Cette partie mécanique a montré quelques difficultés : tendons difficiles à tendre (trop grande raideur des parties élastiques), articulations et tendons visibles, pas de possibilité pour le moment d'imprimer le Filaflex dans les tons d'une peau humaine basanée. De plus, la motorisation n'est pas proposée.

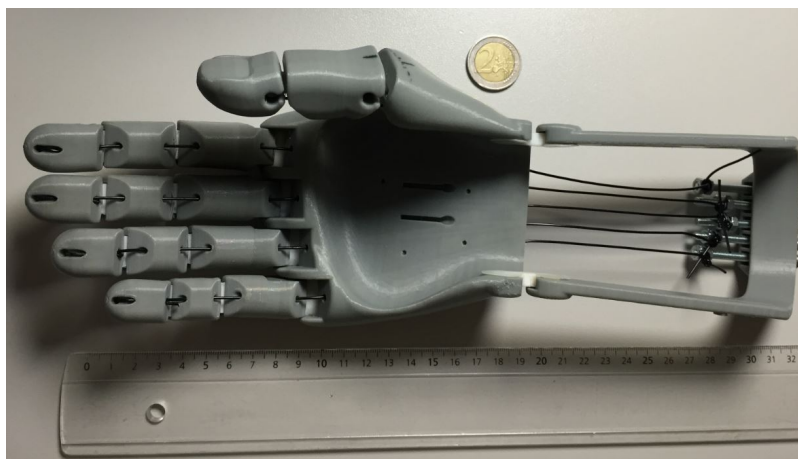


FIGURE 1.37 – Flexy Hand - Steve Wood, imprimée par H.P.O.

Flexy Hand Remix - Steve Wood, Gyrobot & Jeff Erenston, Performance Orthopedic Design

Plus récemment la Flexy Hand a été "remixée" : le doigt est réalisé en une seule pièce, tout en contenant deux articulations, en jouant sur l'élasticité du matériau. On y voit également une teinte de couleur chair (claire), c'est du Filaflex skin I. Une couleur plus foncée est disponible (Filaflex Skin II). Les articulations et tendons sont mieux cachés, le rendu plus naturel. On notera que l'usage du Filaflex Skin II n'est pas encore assez noir pour être assimilé aux teintes des peaux des africains. Cela ne facilite donc pas l'acceptation de l'objet par le patient.



FIGURE 1.38 – Flexy Hand remix - Steve Wood, Jeff Erenston

InMoov 1 & 2 Hand - InMoov

Issue du Robot humanoïde entier appelé InMoov, la main peut être dérivée en prothèse. Elle a 5 doigts indépendants, fonctionne par tendons. Elle a dix capteurs par main, est imprimée en 3D et sa commande est gérée par un Arduino. Une deuxième version a vu le jour. Cette dernière ne comporte que quatre doigts. A ce jour elle n'est ni terminée ni commercialisée.

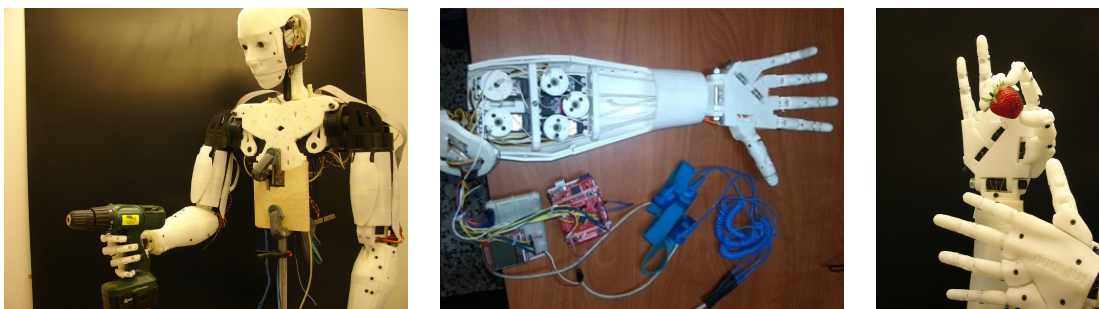


FIGURE 1.39 – Main InMoov 1 de InMoov

Dextrus - Open Hand Project

Main prothétique à tendons, un moteur par doigt, sauf deux pour le pouce. Les plans 3D des versions 1.0 et 1.1 sont disponibles. Il existe d'autres versions développées par la communauté mais qui ne sont pas forcément partagées (uniquement montrées).



FIGURE 1.40 – Dextrus du Open Hand Project

TACT - University of Illinois

Main prothétique dont le coût visé est inférieur à 300 \$. Elle fonctionne par tendons ou vérins (un moteur par doigt, deux pour le pouce). Particularité : il est possible de réaliser son assemblage complètement à une main.

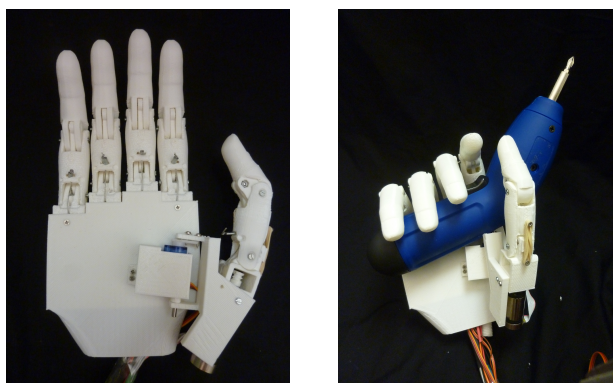


FIGURE 1.41 – TACT de l'Université d'Illinois

WIL - Open Biomedical Initiative

Basée sur un développement collaboratif, cette prothèse mécanique à tendons sera 100% open source (plans, consignes, etc.) une fois le projet terminé.



FIGURE 1.42 – WIL de l'Open Biomedical Initiative

FABLE - Open Biomedical Initiative

Tout comme le projet WIL, FABLE doit d'abord être développé avant d'être rendue open source. Il s'agit ici d'une main destinée à devenir une prothèse low cost contrôlée par capteurs EMG (FABLE = Fingers Activated By Low-cost Electronics). Il n'y a pas encore de prototype.

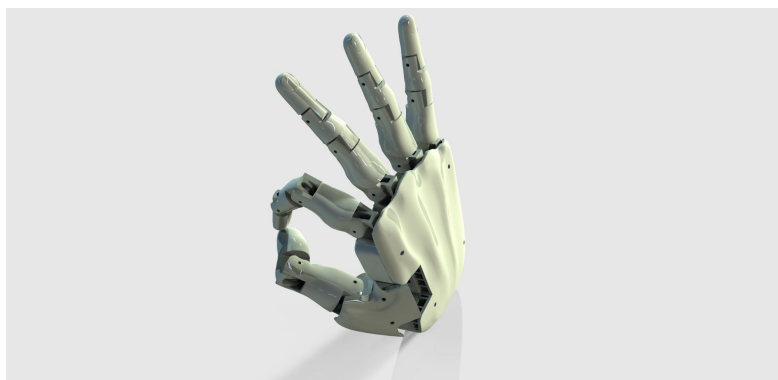


FIGURE 1.43 – FABLE de l'Open Biomedical Initiative

D'autres mains sont plus amplement décortiquées dans l'ouvrage de référence "Underactuated Robotic Hands" édité par Springer.

1.2.4 Remarques et observations

- La question du fonctionnement de la main, de sa modélisation, et de sa reproduction constitue une problématique ancienne, complexe et interdisciplinaire.
- On constate qu'à l'heure actuelle aucune prothèse myoélectrique Do It Yourself n'est 100% fonctionnelle. Il manque toujours l'un ou l'autre élément, l'une ou l'autre amélioration à implémenter.
- Aucune prothèse commerciale n'implémente l'articulation distale (IPD), même les modèles les plus onéreux.
- Il règne une concurrence et une émulation féroces dans les trois groupes envisagés (prothèses scientifiques, commerciales ou DIY).
- Au bilan, on note un nombre assez restreint de solutions mises en oeuvre, ainsi que des designs relativement proches.
- Les modèles décrits sont les fruits de nombreux compromis (force développée contre coût, poids, etc.). Il est donc primordial de cibler précisément les performances attendues.
- Il n'est absolument pas certain que les projets DIY ou open source prometteurs en cours de développement continuent à divulguer leur know-how. Dextrus par exemple a continué son développement de manière occulte en vue de la commercialisation. Même si les plans sont libres sur www.thingiverse.com, la main Ada est également en vente.

Chapitre 2

Développement de la main

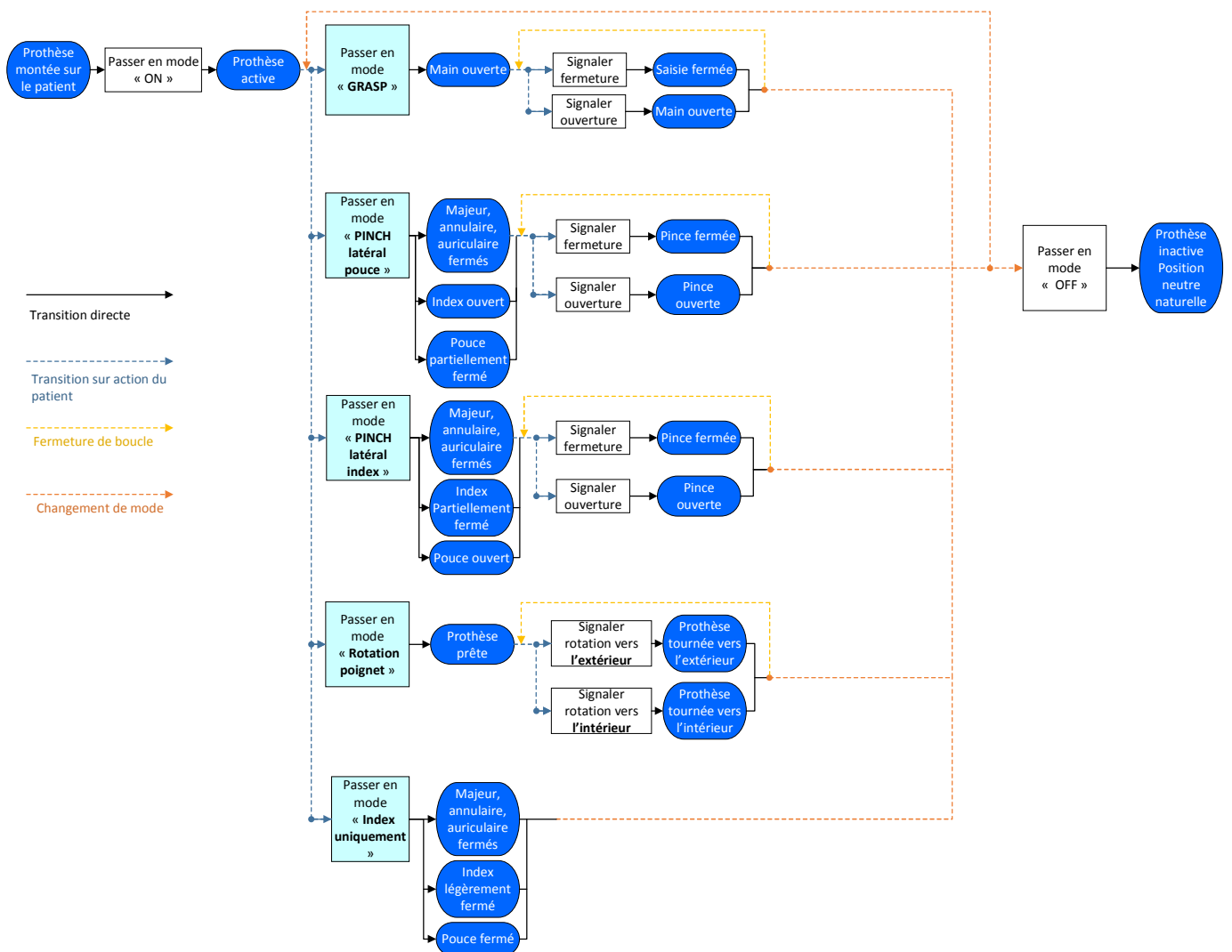
2.1 Diagrammes d'états

Le fonctionnement de la prothèse ainsi que la chaîne de transmission de l'information peuvent se représenter sous la forme de diagrammes d'états. Ils permettent d'avoir une vision globale des actions à implémenter dans le système et des conditions de transition. Il y a deux types de cases. Le premier type reprend une action, par exemple : "convertir un signal"; le deuxième exprime la condition de transition, par exemple : "pouce ouvert".

2.1.1 Fonctionnement de la prothèse

Les différentes possibilités offertes par la prothèse sont ici synthétisées, en suivant le cycle d'utilisation normale de l'appareil.

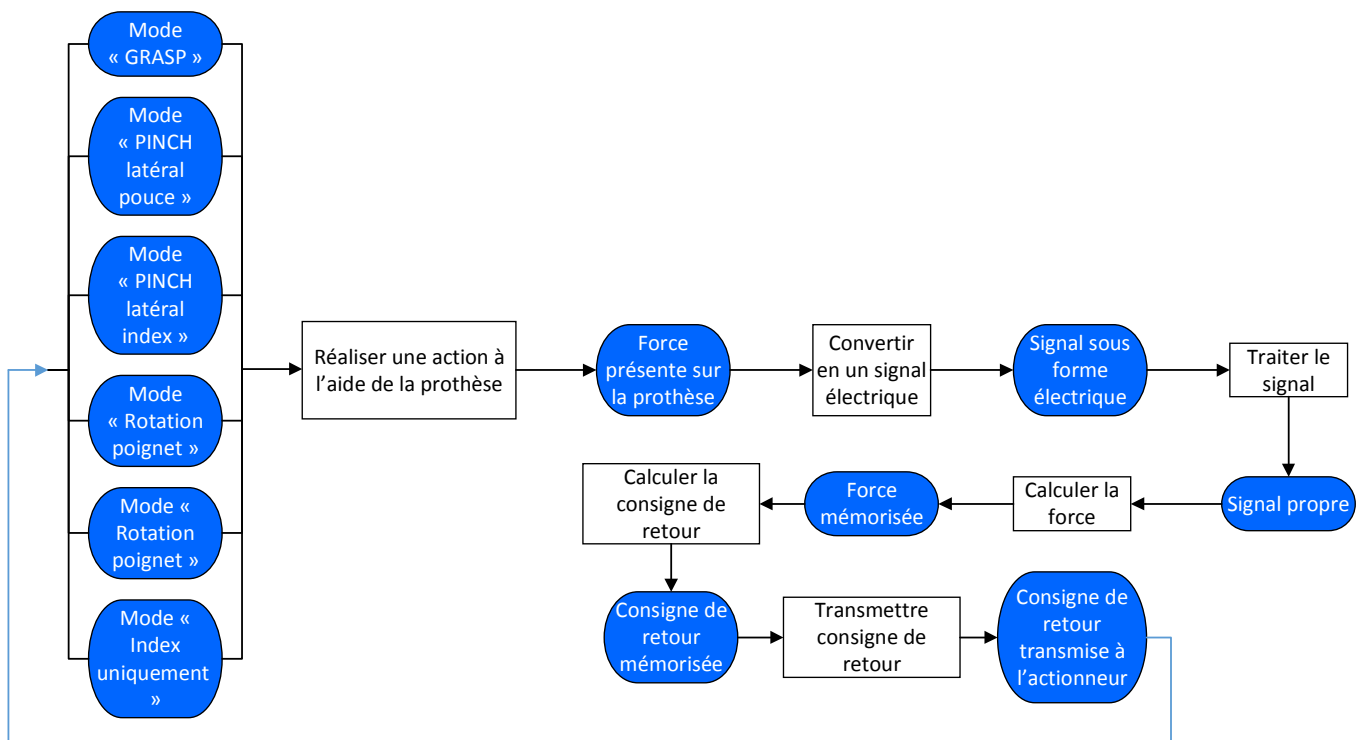
FIGURE 2.1 – Diagramme d'état du fonctionnement de la prothèse



2.1.2 Chaîne de transmission de l'information

Le même type de diagramme peut s'appliquer pour évaluer la chaîne d'instrumentation à installer dans la prothèse.

FIGURE 2.2 – Principe de chaîne d'instrumentation de la prothèse



2.2 Analyse fonctionnelle

Une analyse fonctionnelle permet d'extraire en langage d'ingénieur les besoins de la machine. Cet exercice est itératif. Il faut séparer les fonctions à implémenter pour chaque sous-ensemble. Il est particulièrement important d'aller loin dans l'analyse afin d'éviter par exemple de concevoir des solutions trop complexes par rapport au besoin du client.

Par la suite, des idées seront exprimées pour répondre à chaque fonction.

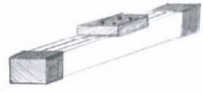


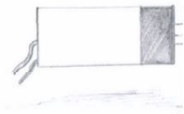
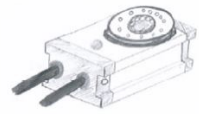
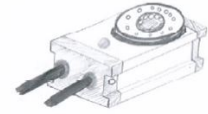
Sous-ensemble	Fonctions
Réaliser la flexion de l' index	<p>Guidage 1 ddl, 2 liaisons pivots en série</p> <p>Actionnement : force de min. 20 N au bout de l'index, vitesse angulaire de 60 °/s</p> <p>Guidage 1 ddl (abduction, adduction)</p> <p>Actionnement pour ramener l'index en position neutre (adduction), compliance vers l'extérieur (abduction)(+ - 10°).</p>
Réaliser la flexion du groupe majeur-annulaire - auriculaire	<p>Guidage 1 ddl, 2 liaisons pivots en série par doigt</p> <p>Actionnement : force de min. 20 N au bout du majeur, vitesse angulaire de 60°/s</p> <p>Guidage 1 ddl (abduction, adduction) pour l'annulaire et l'auriculaire</p> <p>Actionnement pour ramener annulaire et auriculaire en position neutre (adduction), compliance vers l'extérieur (abduction)</p> <p>Asservissement de la flexion de l'annulaire et de l'auriculaire par rapport à la flexion du majeur avec une certaine compliance</p>
Réaliser la flexion du pouce	<p>Guidage 1 ddl, 2 liaisons pivots en série (<i>voire - une - seule</i>)</p> <p>Actionnement : force de min. 20 N au bout du pouce, vitesse angulaire de 60 °/s</p>
Gestion des 4 actions "main" Grasp Pinch latéral index Pinch latéral pouce Index seul	<p>Commande du majeur, de l'index, et du pouce</p> <p>Capter la position d'une articulation</p>
Feedback de force	<p>Capter la force exercée sur l'objet</p> <p>Transmettre au patient l'information relative à la force exercée sur l'objet</p>
Flexion du poignet	<p>Guidage 1 ddl, 1 liaison pivot</p> <p>Blocage - déblocage en position neutre</p> <p>Freinage sur la course 30° vers l'intérieur ; 15° vers l'extérieur</p> <p>Butées à 30° vers l'intérieur ; 15° vers l'extérieur</p>
Rotation du poignet	<p>Guidage 1 ddl, 1 liaison pivot</p> <p>Actionnement : vitesse angulaire de 60°/s</p> <p>Commande</p>

2.3 Graphes morphologiques des actionneurs

Les graphes morphologiques suivant ont pu être écrits. Ils reflètent la synthèse des différentes possibilités envisagées lors de *brainstormings*. La méthode du brainstorming permet de libérer l'imagination sans se limiter, pour générer un maximum d'idées qui seront dans un second temps reclassées, retravaillées, combinées.

Notons déjà que pour tendre vers une solution à développer qui soit optimale (ou du moins la plus prometteuse), les différentes idées proposées dans le graphe morphologique sont normalement évaluées les unes par rapport aux autres en regard de critères de performance pertinemment choisis pour l'application. Une pondération variable donne un poids adapté à chaque critère. Des combinaisons d'idées intéressantes peuvent également être envisagées. Cependant, l'usage de cette méthode n'est pas forcément pertinent dans notre cas. Nous nous permettrons donc de choisir différemment nos orientations de design.

Les familles d'actionneurs permettant de créer un mouvement sont repris ci-dessous :

		TRANSLATION		
4. DOIGT Actionneur	Moteur électrique linéaire	Pneumatique linéaire	Hydraulique linéaire	
				
	ROTATION			
	Moteur électrique rotatif	Pneumatique rotatif	Hydraulique rotatif	
				

Les actionneurs pneumatiques et hydrauliques seront rapidement écartés au vu entre autres de la complexité de mise sous pression et du coût.

Restent les actionneurs électriques, qui pour des raisons une nouvelle fois de coût se limiteront aux versions rotatives.

On peut également s'intéresser aux emplacements et orientations possibles de ces moteurs. En effet, dans l'état de l'art, on constate que les moteurs sont soit insérés dans la première phalange du doigt (moteur dans l'axe du doigt ou en prise directe, en lieu et place de l'articulation), soit placés dans la paume (parallèlement ou perpendiculairement à l'axe de l'avant-bras) ou plus loin encore, dans l'avant-bras. Ce dernier cas n'est cependant pas compatible avec notre cahier de charges.

Nous nous proposons de comparer l'emplacement dans la phalange ou dans la paume. Le tableau suivant place en vis-à-vis un avantage chez l'un avec un inconvénient chez l'autre.

Moteur dans la phalange	Moteur dans la paume
Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> + Libère de l'espace dans la paume pour par ex. l'électronique ou une batterie + Pas de transmission mécanique entre la paume et les phalanges 	<ul style="list-style-type: none"> - Remplit l'espace dans la paume, augmentant le besoin d'une paume ou d'un poignet volumineux - Transmission nécessaire (tendons, bielle, engrenages...), entraînant plus d'espace nécessaire et plus de pertes par frottement
Inconvénients	Avantages
<ul style="list-style-type: none"> - Alourdit le doigt alors qu'il est préférable de garder les masses importantes proches du poignet et dans des éléments non-mobiles - Besoin d'amener l'énergie électrique par minimum deux fils vers le moteur à travers l'articulation MCP - Remplacement de doigt plus difficile et coûteux 	<ul style="list-style-type: none"> + Masse proche du poignet, hors des éléments mobiles, donc à priori les doigts seront plus légers + Nul besoin d'alimenter électriquement le doigt + Le doigt est plus facilement démontable, moins coûteux + Plus de place et de liberté pour le placement et l'orientation des moteurs, ce qui facilite l'intégration de moteurs standards du commerce

Il apparaît assez clairement qu'une solution intégrant les moteurs dans la paume sera la plus viable par rapport aux contraintes du cahier de charges.

2.4 Graphes morphologiques de la transmission

Entre le moteur et la ou les articulation(s) intervient une transmission. Nous cherchons ici les moyens qui permettent de connecter mécaniquement un moteur à l'articulation MCP ou IPP. Les graphes morphologiques se trouvent à la figure 2.4.

La transmission la plus basique est la prise directe, comme c'est le cas sur certaines prothèses commerciales. Cette conception supprime les pertes par transmission et libère l'espace dans la paume, mais nécessite un moteur ayant un ratio couple/longueur très grand. Souvent, ces moteurs seront donc chers et spécifiquement produits pour l'application. Or, dans notre situation, nous n'avons pas les moyens pour un moteur "custom" de chez Maxon ou Faulhaber, d'autant que notre prothèse se destine à des enfants, donc l'espace disponible sera encore moins important.

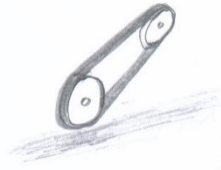
Sur base de l'état de l'art, nous nous intéresserons aux transmissions par câble, plutôt appelés tendons. Une certaine élasticité dans le tendon peut amortir des pics de force à reprendre en emmagasinant l'énergie. Le tendon ne doit cependant pas être trop élastique sous peine de perdre à chaque actionnement de l'énergie, du temps, et donc devoir surdimensionner la chaîne électrique (moteur en couple, batteries en ampère-heure, voire section des fils, etc.).

3. DOIGT
Transmission
à l'articulation
MCP ou IPP

Roue dentée + vis
sans fin



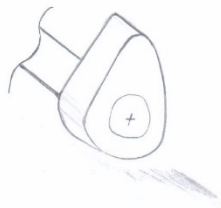
Poulie-courroie



Pneumatique



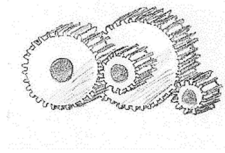
Came



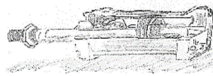
Roue dentée +
renvoi d'angle + vis
sans fin



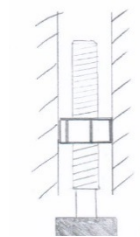
Engrenages



Hydraulique



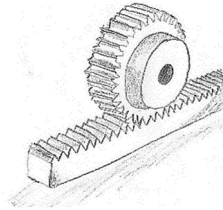
Vis-écrou



Câble gainé +
évent. ressort série



Crémaillère



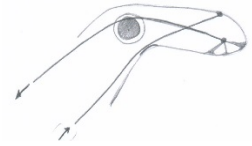
Arbre flexible



Tambour



Câbles non-gainés
(agoniste –
antagoniste)



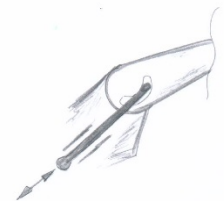
Prise directe



Double joint de
cardan



Biellettes



2.5 Réflexions sur la main

Pour pouvoir effectuer un *grasp* où tous les doigts se ferment sans implémenter d'adduction/abduction, il convient de décaler les orientations des articulations MCP, comme c'est le cas dans nombre de prothèses, et les disposant tangentiellement à un arc de cercle (pouce exclu). Un angle correct assure une bonne préhension et évite un coincement latéral des doigts (chez l'être humain, ceci est compensé notamment par l'adduction/abduction).

Les deux types de *pinch* envisagés seront possibles par un contrôle robuste du positionnement de l'index et du pouce.

Il faudra intégrer dans la main les moteurs, capteurs et électronique, mais des batteries pourront être placées sur le bras du patient par exemple. Reste aussi la nécessité de prévoir un système de fixation au moignon, dont des standards existent. L'intervention du prothésiste est systématiquement nécessaire pour l'ajustement sur le patient. L'espace disponible entre la rotation du poignet et le système d'adaptation au moignon offrira un complément pour placer avantageusement de l'électronique, bien que devant être le plus réduit possible pour pouvoir s'adapter au mieux à des amputés à long avant-bras. Deux capteurs EMG au minimum récolteront les ordres du patient vers sa prothèse.

Après de longues réflexions, notamment sur base de l'état de l'art et de l'analyse fonctionnelle, et au vu de la complexité engendrée et de l'interdépendance des choix, il a été choisi de décomposer la main en sous-problèmes. Ainsi, le premier sous-problème à résoudre consiste en la création d'un doigt générique. Si l'on dispose d'un doigt performant, nous pourrons ensuite le dériver pour les variantes et remonter vers le design de la paume et du poignet. Recommencer un design pour chacun des dix doigts ne paraît pas une bonne solution pour la viabilité du projet. On préférera autant que possible des doigts interchangeables. Par exemple, des doigts de main gauche parfaitement équivalents à ceux de la main droite, un index et un annulaire identiques. Ceci permet déjà de réduire à quatre (pouce, index, majeur, auriculaire) le nombre de doigts à fabriquer.

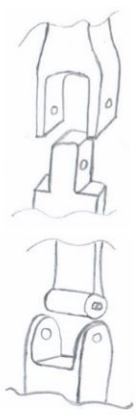
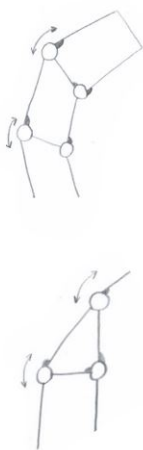
Chapitre 3

Développement du doigt

3.1 Graphes morphologiques du doigt

Afin de réaliser un doigt qui fléchit et se redresse, on peut le décomposer en deux liaisons pivot (MCP et IPP, l'articulation IPD n'étant pas implémentée dans les prothèses haut de gamme, nous n'allons pas non plus la placer à priori) et minimum un actionnement. La problématique d'adduction-abduction sera adressée par la suite.

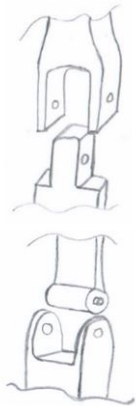
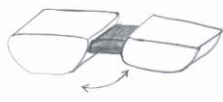


3.1.1 1. DOIGT - Articulation non actionnée et sans retour compliant

FONCTIONS	SOLUTIONS	
<p>1. DOIGT</p> <p>Articulation :</p> <p>Base non-actionnée et sans retour compliant</p>	<p>Pivot</p> 	<p>Cinématiques parallèles</p> 




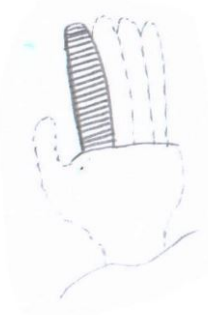

- **Pivot** : un simple pivot permet d'obtenir une articulation. Celui-ci peut en pratique s'implémenter par clipsage (usage de l'élasticité des matériaux), boulonnage, etc.
- **Cinématique parallèles** : une combinaison de liaisons pivots peut réaliser une articulation, comme cela a notamment été le cas pour la prothèse Handiii.

3.1.2 1. DOIGT - Articulation à 1 degré de liberté compliant

- **Pivot + tendon ressort** : le pivot simple peut devenir compliant en lui ajoutant un ressort, en pratique c'est souvent sous forme d'un tendon (comme sur la main humaine) qu'il se voit implémenté.
- **Matériau flexible-élastique** : une articulation pourrait être créée en utilisant un matériau (polymère ou élastomère) ayant un faible module de Young. Pour limiter à une liberté en flexion, une section rectangulaire est envisagée. On pourrait également travailler sur une section elliptique.
- **Lame ressort** : le principe ici est d'utiliser un métal sous forme de feuille pour créer un ressort sollicité en flexion.
- **"Lette" sous pression** : un tube de section rectangulaire pourrait être mis sous pression pour rester droit mais plier en cas d'actionnement (par un tendon, par exemple).

<p>1. DOIGT</p> <p>Articulation :</p> <p>1 ddl compliant</p>	<p>Pivot + tendon ressort</p> 	<p>Matériau flexible- élastique</p> 	<p>Lame ressort</p> 	<p>« Latte » sous pression</p> 
--	---	---	--	--

3.1.3 1. DOIGT - Articulation à 2 degrés de liberté compliants


<p>1. DOIGT</p> <p>Articulation :</p> <p>2 ddl compliants</p>	<p>Cardan (2 pivots) + élastiques ou ressorts</p>  <p>Tube sous pression</p> 	<p>Roulement sphérique + 2 élastiques ou ressorts</p> 	<p>Ressort + tendons et guides</p> 	<p>Tige élastique</p> 
---	---	---	---	---

- **Cardan + élastiques ou ressorts** : un cardan se compose en lui-même de deux pivots qui, moyennant des liaisons élastiques en torsion ou des ressorts à attaches (type pince à linge), pourraient offrir une double compliance.
- **Roulement sphérique** : le même principe qu'expliqué précédemment pourrait s'adapter à un roulement sphérique (liberté en rotation comme sur un roulement classique, mais avec une certaine liberté d'orientation de la bague intérieure ; souvent utilisé pour récupérer un mésalignement).
- **Ressort avec tendons et guides** : il s'agit ici du mécanisme Becker, qui consiste à utiliser un *bendingspring* comme structure de doigt, auquel s'ajoutent des guides pour s'approcher du mouvement produit par deux articulations et une adduction/abduction.
- **Tige élastique** : similaire au cas présenté plus haut, mais cette fois-ci la section est

ronde pour obtenir deux degrés de liberté.

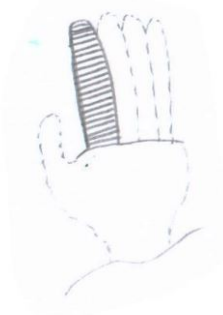
- **Tube sous pression** : similaire également à ce qui a déjà été expliqué ci-dessus.

3.1.4 2. DOIGT - Structure : 1 ddl rigide

	Métaux	Polymères	Bois	Vis
2. DOIGT				
Structure :				
1 ddl rigide				

Pour créer une structure rigide, différentes familles de matériaux sont envisagées, ainsi qu'une combinaison avec une vis standard métallique, qui permettrait de réduire fortement les coûts de production et les soucis en cas de remplacement.

3.1.5 2. DOIGT - Structure : 1 ddl flexible

<p>2. DOIGT</p> <p>Structure :</p> <p>1 ddl flexible</p>	<div style="display: flex; justify-content: space-around; text-align: center;"> <div data-bbox="416 255 639 331">Ressort</div> <div data-bbox="639 255 927 331">Polymère élastique anisotrope</div> <div data-bbox="927 255 1437 331">Polymère élastique isotrope</div> </div> 
---	--

Pour créer une structure flexible à un degré de liberté, le système Becker pourrait être approfondi. Sinon, une mise en oeuvre intelligente de polymères élastiques anisotropes ou isotropes pourrait s'envisager. Il faudrait jouer sur les orientations ou sur les densités pour permettre une flexibilité adéquate.

3.1.6 2. DOIGT - Structure : 2 ddl

<p>2. DOIGT</p> <p>Structure :</p> <p>2 ddl (rotation + flexion)</p>	<p>Polymère élastique anisotrope</p>
---	--

Une rotation et une flexion seraient rendues possibles par un matériau élastique anisotrope.

3.1.7 2. DOIGT - Structure : 1 ddl, compliance interne

<p>2. DOIGT</p> <p>Structure :</p> <p>1 ddl compliance interne (rotation ou flexion)</p>	<p>Polymère élastique anisotrope</p>
---	--

Une compliance interne sous forme de rotation ou de flexion serait également possible par cette catégorie de matériaux.

3.2 Réflexions sur la structure

Sur base de l'état de l'art et des graphes morphologiques, les solutions structurelles les plus intéressantes par rapport à la demande ont été identifiées.

La première possibilité structurelle consiste en un ensemble de pièces rigides. Dans l'état de l'art, on se réfère alors à de nombreuses prothèses existantes. Citons notamment la **Vincent evolution 2** (cfr fig. 1.20) (modèle commercial) et l' **InMoov** (cfr fig. 1.39) (open source). On note que dans le cas de l'InMoov ainsi que d'autres mains robotiques DIY-open source, le problème de la liaison angulaire entre les articulations IPP et IPD n'est pas traité. On ne sait donc pas juger de la performance cinématique anthropomorphique autrement que par des tests réels comparatifs. Nous simplifions le problème comme dans la plupart des prothèses commerciales : l'articulation distale est rendue rigide, dans une position légèrement fléchie. Pour les articulations IPP et MCP, il faut essayer de tendre vers l'isotropie [4], c'est-à-dire que chaque phalange exerce une pression uniforme sur l'objet saisi, afin d'obtenir une saisie d'objet robuste.

La deuxième possibilité structurelle réside dans la solution proposée par Steve Wood dans sa **Flexy Hand** (cfr fig. 1.36), soit une structure utilisant un polymère rigide pour les phalanges et un polymère souple pour les articulations.

Enfin, la **version "remixée" de la Flexy Hand** (cfr fig. 1.38) conviendrait également. Le principe est de jouer sur les concentrations de matière lors de l'impression 3D et les épaisseurs afin d'obtenir un doigt en une pièce à deux articulations. L'articulation MCP est implémentée comme dans le cas de la Flexy Hand classique. La main Ada fonctionne également sur ces principes, mais est entièrement imprimée en une pièce, et les articulations sont placées au niveau central des phalanges (pas de "peau"). La figure 3.2 montre une ancienne version de la main Ada imprimée par H.P.O. (tout en flexible, impression sur la paume de la main (cette partie est donc plate)).



Nous pouvons comparer les avantages et inconvénients d'une structure rigide face à une structure contenant des éléments souples. Le tableau suivant se lit en vis-à-vis.

Rigide	Souple
Avantages	Inconvénients
Ajustement facile (positions déterminées de chaque pivot)	Cinématique moins robuste (risque de torsion du doigt, flexion extension plutôt que pivot pur)
Large choix de matériaux	Polymères souples (Filaflex,...) uniquement
Facile à imprimer en 3D	Impression 3D plus difficile
Grande durée de vie des pivots	Durée de vie inconnue des parties souples
Compatible avec un entraînement par tendons ou par bielle	Compatible uniquement avec les tendons
Inconvénients	Avantages
Problématique des brevets	Designs open source
Niveau de réparabilité faible	Facile à réparer
Plus complexe à assembler	Plus simple à assembler
Isotropie difficile à atteindre	Souplesse des matériaux et donc meilleure répartition des efforts
Actionnements nécessaires dans les deux sens de rotation pour IPP et MCP	Actionnements dans un seul sens et compliance

Discutons de manière séquentielle le comparatif ci-dessus.

Certes une structure rigide va permettre une cinématique bien déterminée, alors qu'un polymère souple offrira de la compliance. Cependant ce défaut, s'il est contenu dans des limites acceptables, offre en réalité des avantages afin d'**éviter la casse du doigt**, en permettant une torsion, et/ou une adduction/abduction (dont la nécessité avait été négligée jusqu'ici par souci de simplification).

Une structure souple limitera son champ de matériaux disponibles aux **polymères flexibles**. L'ambition du projet étant de rendre cette prothèse facilement accessible et peu coûteuse, on favorisera une fabrication par **impression 3D FDM** et non par les techniques de moulage. Ce choix est également justifié par la faible quantité de matière à mettre en œuvre et la complexité géométrique. Le moulage pourrait réduire les coûts si une très grande production était envisagée. L'état de surface général pourrait dans ce cas être amélioré (ressemblance à une peau, plutôt qu'à une succession de couches). Toutefois, les polymères flexibles compatibles avec l'impression 3D sont assez coûteux (compter 63 €TVAC pour un kilo de Filaflex Skin 2), **difficiles à utiliser** (toutes les imprimantes ne sont pas compatibles, il y a beaucoup de ratés, de temps

et de savoir-faire nécessaires pour trouver les bons paramètres, les paramètres physiques sont souvent mal connus (voire mal communiqués par le fabricant, ou variant d'un *batch* de production à l'autre)). Dès lors, la qualité (durée de vie, raideurs espérées) et le comportement des pièces produites ne pourront être garantis.

Un modèle souple est naturellement plus enclin à être **actionné via un tendon**, plutôt que par engrenages ou bielles, car cela impliquerait l'introduction d'un deuxième matériau dans le doigt ; ce qui veut dire dans le meilleur des cas imprimer en deux fois des pièces souples et rigides, voire utiliser une imprimante à deux têtes d'impression permettant sur une même pièce d'imprimer deux polymères différents. Reste encore la possibilité de produire ces pièces par d'autres procédés, ou d'acheter des composants standards. En général, on préférera la qualité des tendons commerciaux. Néanmoins, Il est déjà possible à l'heure actuelle d'imprimer un doigt et son tendon en une fois (sous-actionnement des différentes articulations, un modèle à plusieurs tendons pourrait être envisagé).

De par la publication open source (Creative Commons) des fichiers .STL des Flexy Hands, la problématique des brevets est fortement réduite par rapport à une prothèse conçue en se basant sur des principes développés par des modèles commerciaux (Vincent evolution, DEKA, ...). Concernant les **plans open source** : ils ne sont généralement **pas rendus libres** ! Seuls les fichiers .STL le sont. Or, ces fichiers permettent uniquement l'impression 3D ou la modification assez approximative à l'aide de logiciels tels que *Meshmixer*. Ils ne contiennent pas un arbre de construction de la pièce, et rendent ainsi beaucoup plus difficile sa modification, ou l'implémentation de cotes précises. Des demandes par email envoyées à l'Open Biomedical Initiative sont restés sans réponse, et le créateur des Flexy Hands, Steve Wood (Gyrobot), a répondu que ses designs ayant été réalisés avec *Meshmixer*, il ne savait rien transmettre de plus que les fichiers .STL déjà disponibles...

Les doigts souples des Flexy Hands sont facilement remplaçables, ce qui rend cette main globalement **plus facile à réparer**, car le cœur du système, coûteux en matériel et complexité, sera plutôt logé dans la paume et le poignet. Les doigts étant à priori les parties qui seront le plus sujet à la casse.

Le doigt souple pouvant être imprimé d'un seul tenant, **l'assemblage s'en trouve facilité** également par rapport aux modèles rigides.

La souplesse du matériau imprimé imite le comportement des tissus humains et réparti ainsi l'effort de pression, ce qui augmente la **qualité de saisie**.

Enfin, qu'un doigt souple soit complètement contrôlé ou sous-actionné, la compliance offerte par le matériau **facilite l'actionnement** par rapport au modèles rigides qui nécessitent des actionnements antagonistes.

Pour conclure, toutes ces raisons penchent en faveur d'un développement d'un doigt modulaire à structure souple, dont les actionneurs seraient situés en amont, préférentiellement dans la paume.

3.3 Solutions existantes

Deux modèles open source de Gyrobot offrent déjà une structure de doigt souple utilisant un tendon par doigt (sous actionnement) : la Flexy Hand et la Flexy Hand Remix. Le modèle Ada d'Open Bionics correspond également. Ces trois modèles sont décrits dans l'état de l'art.

Nous allons comparer les deux versions de la Flexy Hand. Non pas que la main Ada soit moins intéressante, que du contraire, mais elle paraît à priori basée sur le même principe que la Remix, avec un côté moins anthropomorphe. De surcroît, elle n'est pas open source, ce qui pourrait également poser des difficultés pour la suite au niveau des droits d'exploitation (brevets et autres).

Nous pouvons esquisser les coupes schématiques et dresser à nouveau un tableau pour les comparer.

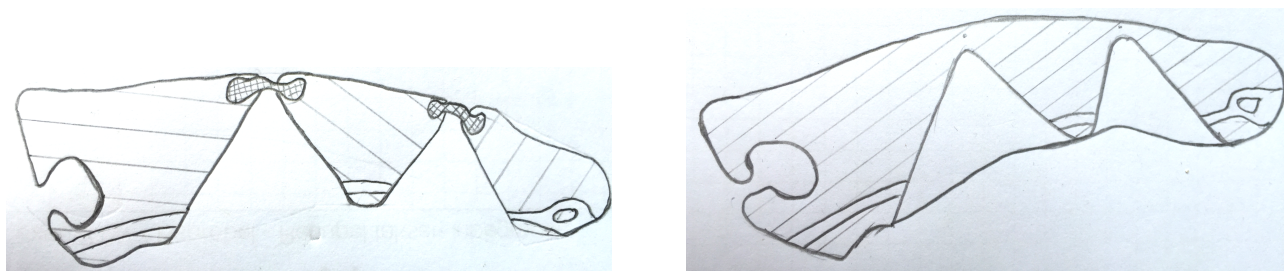


FIGURE 3.1 – Coupes schématiques de la Flexy Hand et de sa version Remix

Les deux principales différences sont l'usage de deux matériaux contre un seul (souple) et la présence d'une peau refermant les parties évidées. Les deux modèles sont actionnés par la traction du tendon (souvent en nylon) et comportent une articulation souple pour les joindre à la paume (non-représentée).

Flexy Hand	Flexy Hand Remix
Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> + Possible d'optimiser les matériaux utilisés par partie souple ou rigide + Différentes pièces, différentes possibilités de mise en œuvre + Réparabilité de parties de doigt 	<ul style="list-style-type: none"> - Un seul matériau : compromis nécessaires - Impression en une pièce (difficile, lent) - Doigt = module à part entière, pas de réparation possible, remplacement en cas de panne
Inconvénients	Avantages
<ul style="list-style-type: none"> - Montage/collage nécessaire des articulations et du tendon - Peu anthropomorphe, nécessite l'ajout d'un gant - Hygiène difficile - Besoin de plusieurs matériaux 	<ul style="list-style-type: none"> + Montage du tendon et de l'articulation proximale + Très anthropomorphe + Peau souple améliore la préhension, rend le tout hermétique + Ne nécessite qu'un seul matériau

Tout d'abord, le modèle rigide offre la possibilité de choisir précisément chaque matériau pour chaque partie, ainsi que sa mise en œuvre. Cela augmente les degrés de liberté lors de l'optimisation, mais complexifie "l'exportabilité" face à la version Remix, qui elle se contente d'un seul matériau, d'un seul procédé de mise en œuvre (l'impression 3D FDM, à priori). Soulignons ici le fait que toutes les imprimantes 3D FDM ne parviennent pas à imprimer les polymères souples (du type Filaflex (Recreus), Ninjaflex (Fenner Drives) et autres). Une première expli-

cation est simplement parce que l'imprimante ne peut que fonctionner qu'à l'aide du logiciel "mère", produit par la firme à qui appartient la machine et que celui-ci ne possède pas les bons paramètres pour ces matériaux. Souvent, les paramètres sont concaténés sous deux options : soit on imprime du PLA (acide polylactique), soit de l'ABS (acrylonitrile butadiène styrène). L'utilisateur n'a que ce choix. Il ne peut intervenir sur les vitesses et températures de la machine. Une autre explication est liée au matériel et/ou aux compétences de l'utilisateur. Des logiciels comme *Simplify3D* permettent la modification de très nombreux paramètres d'une imprimante, mais encore faut-il que la machine ait la capacité d'atteindre avec performance les consignes demandées par le logiciel, ou que l'utilisateur sache sur quel(s) paramètre(s) jouer pour contrer tel ou tel symptôme.

L'usage d'un seul matériau force à faire des compromis entre les différentes propriétés de la matière attendues pour les parties souples, souvent en contradiction avec les propriétés attendues pour les parties rigides.

Le doigt en une seule pièce est à voir comme un module qu'il faudra remplacer en cas de casse, les réparations seront difficilement envisageables.

La Remix est plus rapide à monter : une fois le doigt imprimé, il reste à passer le tendon, insérer et coller l'articulation MCP, liant ainsi le doigt à la main. On a donc moins de pièces, moins d'insertions d'articulations et d'opérations de collage.

Aussi, et c'est probablement là que se situe le plus gros avantage, la Remix offre un "gant naturel", et donc un haut degré d'anthropomorphisme. En effet, une couche de polymère souple sert de cloison pour les parties évidées (parties entre les phalanges, qui disparaissent lors de la fermeture du doigt). Cette matière va également améliorer la qualité de la saisie d'objets, par sa souplesse et son adaptation aux variations de forme. Enfin, le nettoyage et l'hygiène des doigts sont facilités.

Un gant en latex placé sur une Flexy Hand classique engendrerait probablement des problèmes de pincement qui abimeraient rapidement le gant. Or, un gant en latex fait pour les prothèses est très coûteux (compter une centaine d'euros), cela n'est donc pas en cohérence avec le critère *lowcost*. De plus, ce dernier complique l'intégration future de capteurs au niveau des doigts.

3.4 Réflexions

Roberto Postelmans (H.P.O.) a imprimé une flexy hand classique complète, avec des tendons en nylon et une partie de flexy hand Remix (paume, index et articulation MCP). Manipuler ces ensembles permet de mieux évaluer les forces à exercer sur le tendon et les dimensions. Pour les deux versions, on note qu'il faut tirer fortement sur les tendons pour plier les doigts, que ces derniers reviennent en position neutre facilement ("avec force"). La raideur des articulations serait donc trop importante. Les frottements internes (nylon - PLA) dans le cas classique ne semblent pas trop importants. Pour la Remix, cela n'a pas encore pu être estimé.

Au vu des différents comparatifs et de l'état de l'art en général, on peut remarquer que le doigt de la Flexy Hand Remix propose une rupture intéressante et peu répandue dans le domaine par rapport aux modèles employant des structures rigides.

Nous allons nous intéresser plus en détail à cette solution. Pour ce faire, une analyse SWOT est présentée. SWOT est l'abréviation des Strengths (S – forces), Weaknesses (W – faiblesses), Opportunities (O – opportunités), Threats (T – menaces). Cet outil souvent utilisé dans le domaine de l'entreprise peut se dériver à des produits.

FORCES	FAIBLESSES
<p>Très anthropomorphe</p> <p>Simple</p> <p>1 seul matériau, 1 pièce</p> <p>Modulaire</p> <p>Permet une certaine adduction/abduction</p>	<p>Effort à fournir pour fléchir le doigt trop important (demandera des moteurs trop puissants, trop volumineux), dû aux frottements du tendons dans les phalanges et aux raiders des parties articulaires (voir également des phalanges "rigides")</p> <p>Conception inconnue, non documentée, à priori basée sur des itérations et non issu d'un modèle à paramètres optimisés</p> <p>Doigt (et main) trop grands par rapport au CdC</p> <p>Articulation MCP à imprimer séparément et coller</p> <p>Couleurs des polymères flexibles difficiles à trouver dans les tons de peaux foncées</p> <p>Impression de polymère souple difficile et longue</p>
OPPORTUNITES	MENACES
<p>Redesign et optimisation</p> <p>S'appuyer sur les différentes possibilités d'impression (variation des paramètres en Z, gaufrages internes, etc.)</p> <p>Autres matériaux : impression de matériau flexible sur imprimante SLA ou matériau qui s'imprime comme du polymère rigide classique (PLA, ABS), puis à tremper dans l'eau pour rendre flexible</p> <p>Usage d'une imprimante deux têtes : deux matériaux (l'un rigide, pour les phalanges et les conduits des tendons, l'autre souple, pour la peau et les articulations)</p>	<p>Capacité à coller (et décoller/détacher) correctement et dans la durée l'articulation MCP</p> <p>Coût</p>

Afin de pouvoir concevoir et optimiser un doigt basé sur le principe de la version Remix, nous allons tout d'abord le dessiner, en combinant les orientations et proportions du modèle Remix avec les dimensions moyennes des doigts d'une fille de 16 ans.

Ensuite, nous pourrons exporter ce modèle dans un logiciel de simulation et en dériver les valeurs des raideurs de chaque articulation.

3.5 Dessin du doigt

Le doigt sera dessiné sur le logiciel Solidworks. Voici quelques prises de vue du modèle.

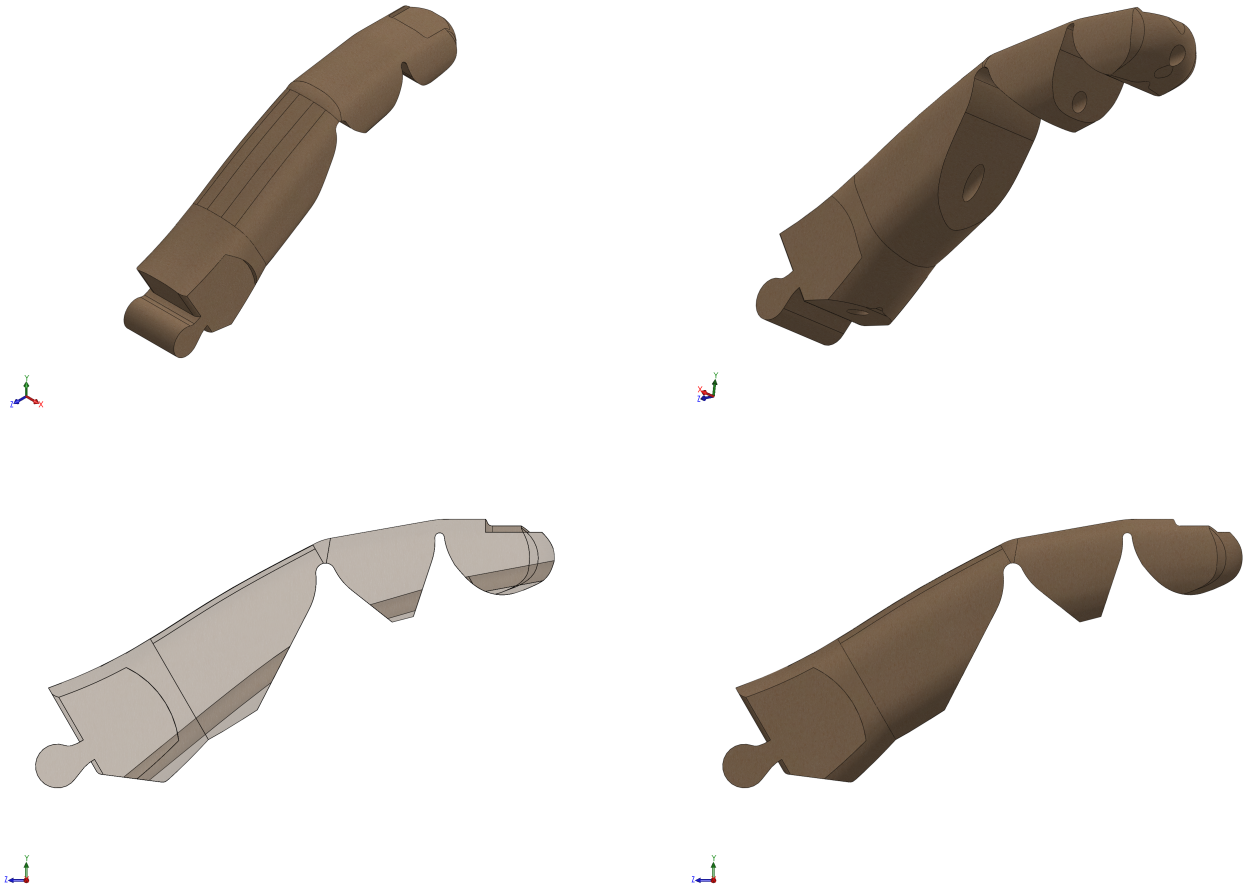


FIGURE 3.2 – vues du modèle créé sur Solidworks

Il a été choisi de dessiner le doigt directement avec son articulation MCP. Une version ayant l'articulation MCP à part a également été dessinée, ainsi que la portion de la main qui accueille et guide le doigt. Intégrer l'articulation MCP directement dans le modèle va aider pour la simulation (il sera possible d'encastrement celle-ci et d'appliquer une charge pour plier l'articulation), et peut être avantageux pour enlever une opération de montage/collage. Néanmoins, cette protubérance peut nuire à la capacité du doigt à être imprimée correctement. En effet, cette pièce doit - suivant la bonne pratique - être positionnée droite sur le lit d'impression. Sans l'articulation, le plan de départ du doigt présente une bonne surface pour servir de base à la construction par couches du doigt. Avec celle-ci, la machine devra ajouter du matériau comme support, fragilisant ainsi la construction et présentant un risque lors de la séparation du support et de l'articulation, une fois l'impression terminée. De plus, cette séparation dégrade souvent la qualité de la surface. Une autre possibilité est d'imprimer le doigt sur le côté. Cela aplatit la face latérale du doigt tout en améliorant son état de surface. C'est de cette façon que Roberto Postelmans est parvenu à imprimer le doigt (voir figure 3.3). Ceci est plutôt un désavantage car cela crée un aspect moins anthropomorphe, et différent du reste de la pièce.

La peau entre les phalanges n'a pas été dessinée en vue de faciliter les calculs du logiciel de simulation. Cette couche refermant l'évidement interphalangien mesurera un multiple du



FIGURE 3.3 – Doigt Remix imprimé par Mr Postelmans

diamètre du fil sortant de la tête d'impression. Classiquement : 0,35, 0,70, ou 1,05 mm ; respectivement une, deux ou trois fois le diamètre de la buse d'impression (*nozzle*), le fil subissant un laminage à chaud dans l'extrudeur puisqu'il est livré sous forme de bobines de fil de diamètre 1,75 ou 3 mm. Ce paramètre peut être modifié lors de l'impression (pour peu que le logiciel le permette, mais c'est le cas avec *Simplify3D* ou *Cura*, deux grands classiques). Plus fine, elle limitera la force à exercer pour la plier, mais sera plus rapidement abîmée, et plus délicate à imprimer. Trop épaisse, elle demandera plus d'effort pour fléchir, et risquera de se déchirer avec la flexion.

La raideur des articulations pourra être modifiée en adaptant l'épaisseur au droit de chaque jointure interphalangienne. Par la suite, il sera également possible de déterminer la cinématique de pliage à vide du doigt, sans considérer les frottements dans un premier temps, par travail en parallèle des articulations.

3.6 Simulations

Afin de déterminer les raideurs des différentes articulations, le dessin du doigt est importé dans le logiciel COMSOL Multiphysics (logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis).

Différentes pistes ont été creusées : au départ, un tendon avait été dessiné et ajouté au modèle 3D importé dans Comsol, puis il a été retiré pour travailler par application de charges ponctuelles. Cela n'a pas suffi, la résolution des équations étant trop lourde en travaillant en 3D, nous sommes passés à un modèle 2D, généré sur base d'une coupe longitudinale du doigt.

Comme le montre capture d'écran depuis Comsol (fig. 3.4), le logiciel nécessite un certain nombre de définitions successives. On commence par choisir le mode de travail 2D, puis importer une géométrie fermée 2D (ici, en .DXF). Pour faciliter la résolution des équations des mailles, il est bon d'éviter les angles vifs dans le dessin.

Un fichier sera généré par articulation. L'exemple expliqué ici concerne l'articulation distale. Un point au centre de l'articulation est créé (CIR pour Centre Instantané de Rotation) et ses

coordonnées sont enregistrées.

Le matériau appliqué au modèle est du Nylon, pour lequel la valeur du Module de Young est remplacée par celle du Filaflex (voir annexe C). Deux valeurs sont renseignées par le fabricant : 48 MPa à 20 °C et 33 MPa à 60 °C. Plus la température augmente, plus le matériau devient souple. Au vu des conditions de température en Afrique, en linéarisant, on choisit 40 MPa, correspondant à une température de 41,3 °C. Cela peut paraître excessif, mais n'oublions pas que la façon dont il est imprimé va modifier ce paramètre, qu'il varie peut-être d'un batch à l'autre, et que de la peau sera ajoutée, et qu'elle aura tendance à virtuellement augmenter la raideur.

La "physique" ajoutée dans le logiciel est "*SolidMechanics*". Différentes hypothèses sont ajoutées successivement via le logiciel :

- Le matériau est élastique linéaire, isotrope (*Linear Elastic Material*)
- Toutes les frontières sont libres (*Free1*) (des exceptions vont outrepasser cette condition)
- Les frontières autres que l'articulation distale et la phalange distale sont fixes (*Fixed Constraint*)
- Une charge est appliquée sur le point supposé d'accrochage du tendon, et orientée pour faire fléchir la phalange (-5,-5) en [N]
- Modèle 2D, mais troisième dimension = 17 mm (*Change Thickness*)

D'autres hypothèses sont induites :

- Petits déplacements (Comsol (et les éléments finis en général) ne gère pas les grands déplacements)
- 2D avec épaisseur, mais donc ne tient pas compte de la section transversale réelle du doigt, qui comporte des angles et arrondis
- Collage parfait des différentes couches de matière, isotropie, linéarité, raideur constante
- Parties "peaux" négligées (or, elles augmentent la raideur de la pièce)
- On reste dans le domaine élastique de la matière
- Le Centre Instantané de Rotation est constant (or, il ne s'agit pas d'un point, et si on l'assimile comme tel, il faudrait prendre en compte son déplacement)

Le maillage (*Mesh*) est réglé sur "extra fin". L'étude (*Study*) porte sur une situation stationnaire (non variable dans le temps). Ensuite le calcul est lancé et l'on peut générer les graphes :

- du déplacement de la surface entière ou de points
- des efforts internes
- de l'énergie emmagasinée

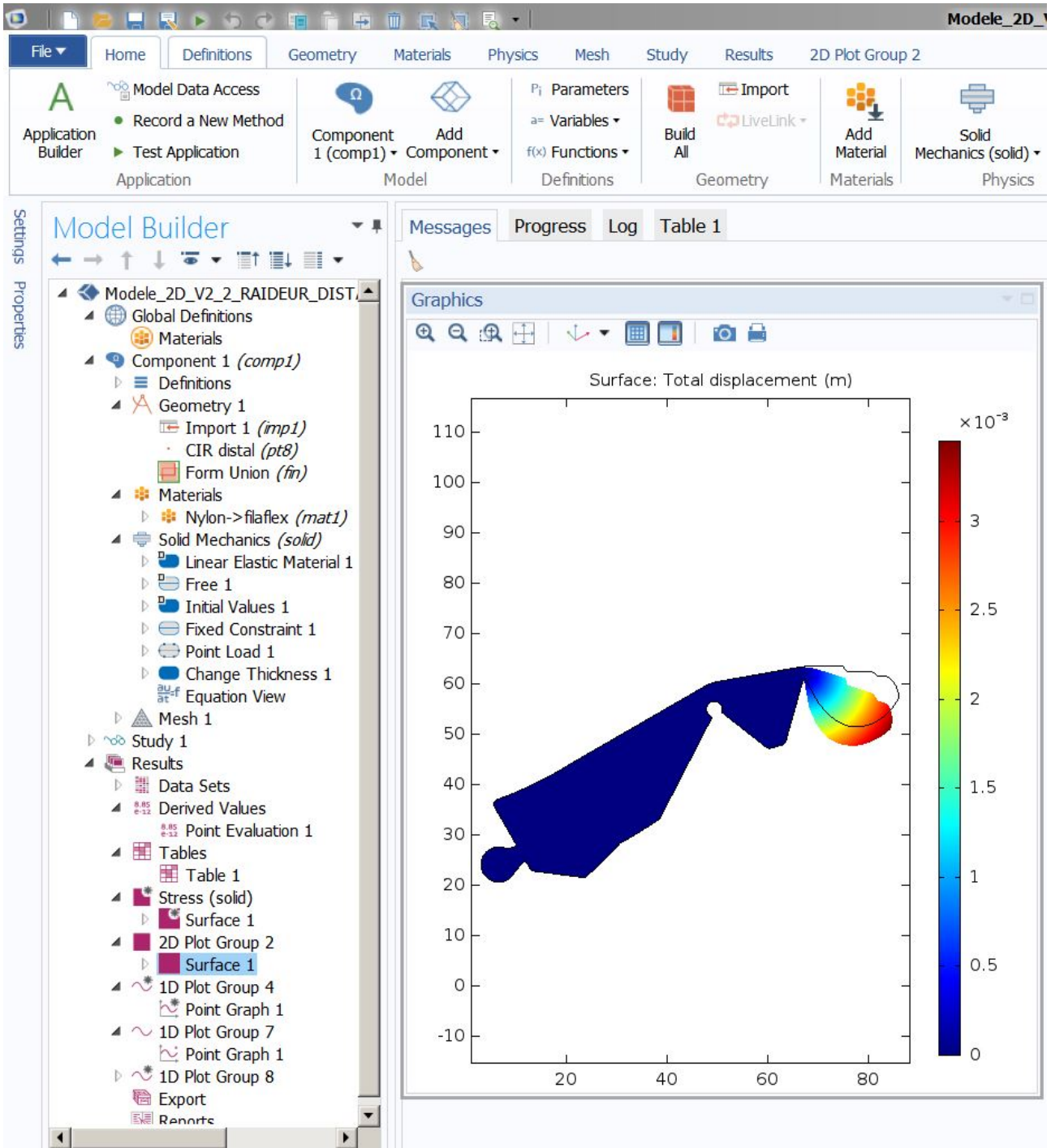


FIGURE 3.4 – Simulations sur Comsol Multiphysics

Pour déterminer la constante de raideur de l'articulation, nous nous proposons d'utiliser le modèle du ressort de torsion (même si ici, nous travaillons en flexion). Ainsi nous posons que le déplacement angulaire (θ en [rad]) est proportionnel au moment appliqué (M_T en [Nm]), via une constante k de raideur en torsion (en [Nm/rad]).

$$\begin{aligned}dM_T &= k.d\theta \\ \int dM_T &= \int k.d\theta \\ M_T &= k.\theta + C\end{aligned}$$

La constante C représentant alors un angle de torsion non nul au départ.

L'énergie de déformation E [J] est emmagasinée dans le matériau :

$$E = \frac{1}{2}.k.\theta^2$$

En connaissant les coordonnées des points CIR, d'application de la charge avant déformation et après déformation, il est possible de déterminer l'angle de déformation. Par la formule de l'énergie, on isole k . Ce calcul est réalisé dans Matlab dont le code est disponible en annexe D.

Pour l'articulation distale, avec une force appliquée de 7,07 N, on obtient une énergie de 7.10^{-3} J, donnant un k_{distal} de 0,5095 Nm/rad.

Les raideurs des autres articulations sont alors dérivées de la même manière. On obtient $k_{intermediaire} = 0,6769$ Nm/rad et $k_{proximal} = 0,7682$ Nm/rad.

3.7 Réalisations

3.7.1 Modèle en PLA

Pour mieux se rendre compte des proportions, le modèle dessiné a été imprimé dans un matériau rigide (PLA Glow green, sur imprimante "UP! Plus").



FIGURE 3.5 – Modèle du doigt imprimé en PLA

Le dessin du doigt sera décliné en diverses versions. Si l'on dispose d'une imprimante deux têtes, on créera des parties rigides servant de guides pour le tendon, elles-mêmes emprisonnées dans le doigt en structure souple à l'impression sur la périphérie et par des butées (avec un profil en oméga pour renforcer l'encastrement).

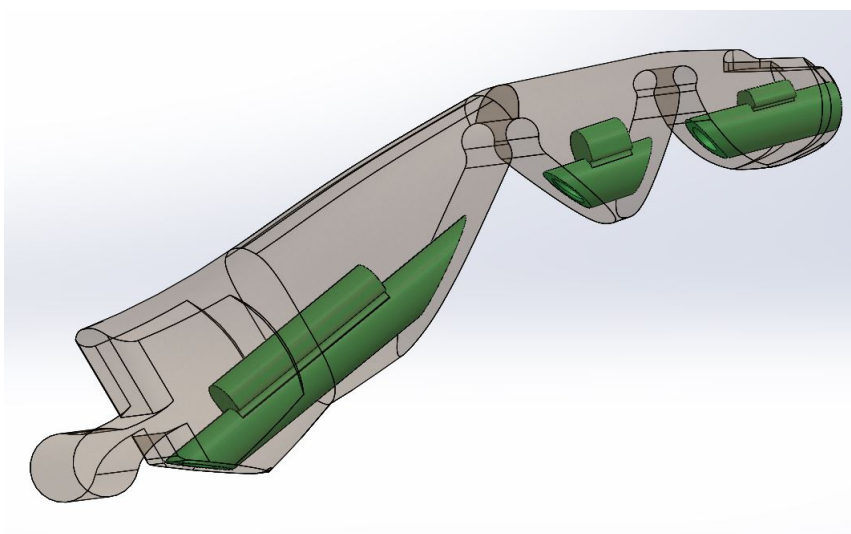


FIGURE 3.6 – Modèle du doigt avec butées

On remarque que la phalange proximale est assez longue. Des essais de mise à l'échelle du doigt de la Flexy Hand Remix ont été menés par Monsieur Postelmans. Le résultat n'est pas concluant du point de vue de l'impression, mais il permet de comparer la taille attendue du doigt.

Ainsi sur la figure 3.9, nous pouvons voir un doigt Remix sans mise à l'échelle (couleur chair, en haut), dessous un doigt à échelle plus faible (en Filaflex gris), et encore en dessous, des doigts Remix en Filaflex couleur chair à une échelle encore un peu plus petite. Le retour d'expérience de Monsieur Postelmans est que l'on ne peut simplement réduire l'échelle par rapport au fichier .STL de base et que le Filaflex gris s'imprime plus aisément que celui couleur chair claire (Filaflex Skin 1). Une variation des propriétés en fonction des teintés est probable,

il est toutefois possible que les paramètres de l'imprimante doivent simplement être modifiés en fonction, ou que les propriétés varient d'un *batch* à l'autre.



FIGURE 3.7 – Modèles de doigt de la Flexy Hand Remix et modèle imprimé en PLA

Pour rappel, le but est de réaliser une prothèse destinée à des enfants. Le modèle devra donc être raccourci (nous réduirons la longueur de la phalange proximale).

La plupart des imprimantes "tout public" sont à une seule tête. Il alors est assez préjudiciable de développer un modèle qui ne peut être imprimé que par une imprimante double tête.

Une possibilité est l'inclusion après impression de la structure souple de guides/renforts en téflon. Dans le monde de l'impression 3D, des tubes PTFE de diamètre intérieur 2 mm et extérieur 4 mm sont courants et bon marché pour guider les filaments. Ils pourraient donc convenir pour notre application. Attention, pour une version avec peau, il sera impossible d'insérer le tube dans la phalange intermédiaire. Ceci reflète une fois de plus l'intérêt d'une double tête...

Le modèle Solidworks a donc été modifié en ce sens. Un diamètre intérieur de 4 mm est évidé pour accueillir le tube téflon. Sachant que ce matériau ne peut être collé, une autre version du modèle comprend des strictions en entrées et sorties afin de bloquer le tube. Au niveau des ajustements, le serrage n'est pas déterminé géométriquement au vu des tolérances de fabrication. En effet, la précision est au maximum de 0,05 mm.

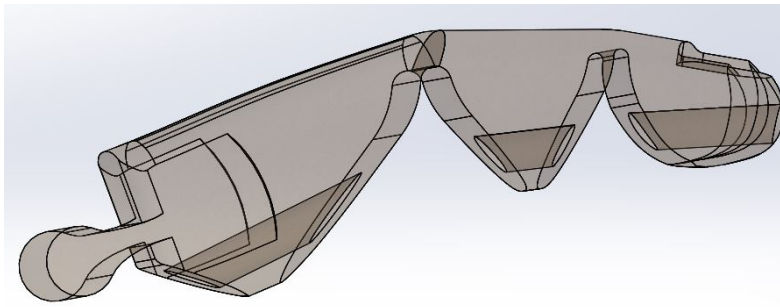


FIGURE 3.8 – Modèles de doigt raccourci, avec perçages

3.7.2 Montage d'une imprimante BigBox d'E3D

L'imprimante UP! Plus ne permettant pas d'imprimer les polymères flexibles et n'ayant qu'une seule tête d'impression, une nouvelle imprimante a été commandée. Il s'agit de la Big-Box Dual Hybrid d'E3D. Ce modèle abordable propose un kit qui, une fois monté, offre un volume utile de minimum 260 x 200 x 300 mm de hauteur, un contrôle via réseau et une caméra permettant de suivre l'impression à distance. Son prix d'achat, frais de port et TVA compris, oscille entre 1300 et 1500 €. Il a été observé que la Big Box n'était plus en vente sur le site web d'E3D depuis le 20 août 2016. La raison n'est pas encore connue, mais ce serait simplement dû à une rupture de stock d'un des fournisseurs d'E3D.

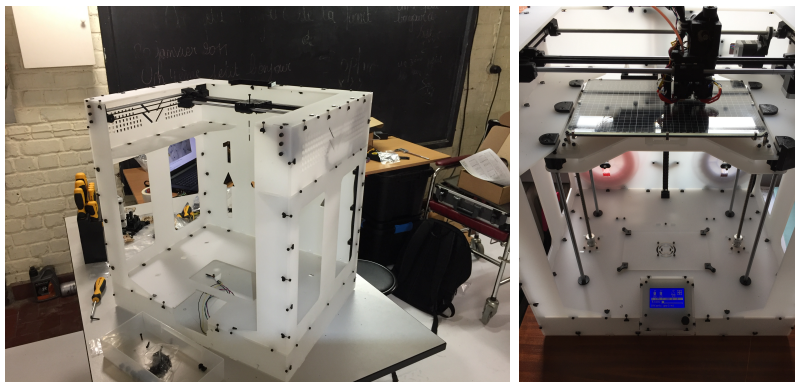


FIGURE 3.9 – Montage de la Big Box d'E3D

Le montage prend deux journées selon le fabricant. En pratique, malgré une bonne organisation et un grand garage, cela a plutôt pris une petite semaine ! Une fois le montage fini, la mise en service prend également un certain temps (réglages géométriques, des serrages, du nombre de pas par mm pour les moteurs pas-à-pas des extrudeurs, réglages de l'interface Octoprint (via Raspberry Pi 3) et de la caméra, etc.).

Les premières impressions ont pu aboutir et je me suis rapidement penché vers l'extrusion du Filaflex (Skin 2, le plus foncé). De par son élasticité, il est beaucoup plus délicat pour l'extrudeur de pousser le fil dans la tête chauffante. La moindre résistance dans le guidage fait "flamber" le fil qui se fait alors emporter autour de la roue à gorge cannelée de l'extrudeur. Un bon réglage de la température de tête et des vitesses d'impressions s'est finalement révélé payant. Des recommandations et des profils pour certains slicers (*Cura*, entre autres, mais pas *Simplify3D*) sont disponibles sur le site du fabricant du Filaflex ([http:](http://)

[//recreus.com/en/home/69skin-ii-filaflex-175mm.html](http://recreus.com/en/home/69skin-ii-filaflex-175mm.html)).

Voici quelques paramètres clés employés à travers *Simplify3D* :

- Remplissage à 61 %
- Température : 245 °C
- Vitesse du ventilateur réglée sur 51 % (PWM à 130)
- Vitesse max. d'extrusion de 1200 mm/min
- Vitesses libres max. en X et Y : 4000 mm/min, en Z : 180 mm/min

La prise en main du logiciel de "Slicing" *Simplify3D* a permis de transformer le modèle géométrique créé sur Solidworks en une succession de couches (et paramètres), exprimées dans un langage compréhensible par l'imprimante (code G).

3.7.3 Impression doigt D1

Le premier doigt (D1) a été imprimé avec support. Comme on peut le voir, le doigt était positionné avec sa phalange distale en contact avec le lit d'impression. Simplify3D a ajouté du support qu'il a fallu enlever par la suite pour obtenir le doigt fini. Cependant, ce support était très difficile à décoller de la pièce, ce qui explique le rendu médiocre. Aussi, la pièce a été imprimée sans "raft" (couche pleine de matière déposée sur le lit avant de commencer réellement l'impression de la pièce, pour améliorer l'adhésion entre la pièce et le lit). Vers la fin de l'impression, le contact entre le nozzle (tête d'extrusion, souvent en laiton) et la pièce a entraîné son léger décollement, et un balancement. J'ai donc dû interrompre.



FIGURE 3.10 – Premier doigt imprimé

De cette impression, il ressort que :

- l'usage de support en Filaflex nécessite un bon réglage du paramètre de jeu entre le support et la pièce, selon les trois axes. Ici, nous n'avons pas assez de jeu (effet trop collant). Si l'on en rajoute trop, le modèle ne pourra pas s'appuyer sur le support et la pièce ne sera pas bonne. Notons qu'il est aussi possible d'utiliser un autre matériau grâce à la deuxième tête d'impression pour servir au support

- le temps d'impression est long (plus de 3 heures)
- comme Monsieur Postelmans l'avait souligné, la teinte Skin 2 n'est pas celle des peaux africaines. Elle correspond plutôt aux teintes métissées, ou du Maghreb (cfr figure 3.11). Cela dit, cette teinte pourrait convenir pour les utilisateurs de régions telles que l'Inde ou l'Amérique du Sud, mais ce n'est pas actuellement la zone de travail ni la demande d'H.P.O.



FIGURE 3.11 – Teinte Filaflex Skin 2

3.7.4 Impression doigt D2

Un deuxième doigt (D2) a été imprimé en l'orientant de sorte à ne pas devoir utiliser de support. L'articulation MCP a été retirée. Elle pourra être ajoutée, moyennant l'ajout de support. La partie proximale repose sur un raft, améliorant ainsi la tenue lors de l'impression. Notons que c'est comme cela que sont aussi imprimés les doigts de la Flexy Hand Remix.



FIGURE 3.12 – Deuxième doigt imprimé (avec raft)

La figure 3.13 montre le doigt détaché avec facilité du raft et l'ajout de segments de tube téflon. Le serrage entre le tube et le doigt paraît correct. Un réglage de l'axe Z trop serré par rapport au lit a provoqué le défaut sur la partie inférieure de la phalange distale.



FIGURE 3.13 – Deuxième doigt imprimé (raft détaché, et tubes téflon-PTFE insérés)



FIGURE 3.14 – Doigts Remix - Remix à l'échelle - D2

On peut voir que les dimensions correspondent aux attentes de Monsieur Postelmans.

3.7.5 Impression des doigts avec peau D3 et D3b

Les versions avec peau et articulation MCP (D3 et D3b) ont été imprimées par Monsieur Postelmans sur du Filaflex gris, avec des remplissages faibles (de l'ordre de 20%).

De manière qualitative, faire varier le remplissage pour essayer de jouer sur la raideur n'est pas très efficace, et est plutôt dommageable pour l'articulation MCP dont la raideur devient trop faible (surtout en adduction/abduction).

Un support a été employé et n'a posé aucun souci à l'enlèvement. Ceci démontre l'importance d'un bon réglage du jeu entre pièce et support lors du *slicing* et des réglages de l'imprimante.

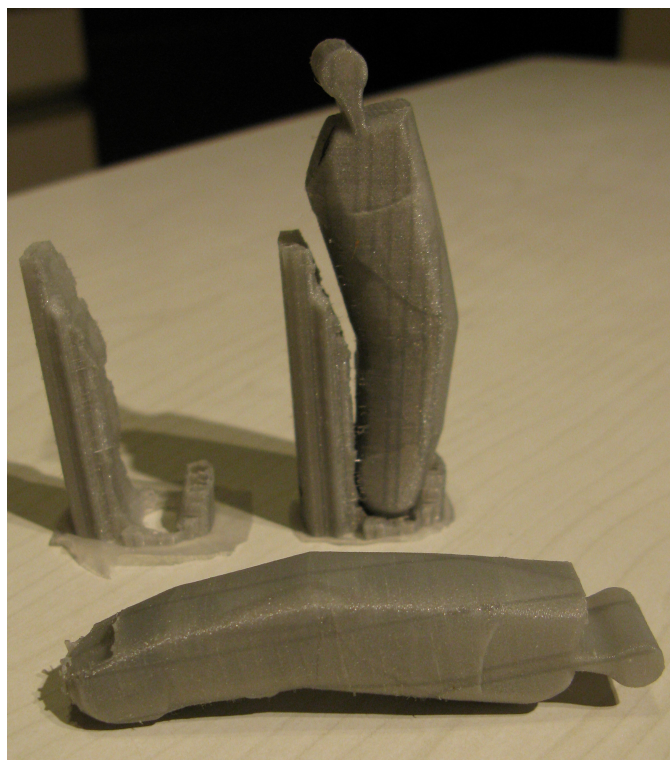


FIGURE 3.15 – Doigts D3 et D3b

3.8 Tests

Afin d'aller plus loin dans la modélisation, il serait possible de simuler à l'aide d'un logiciel multicorps comme Robotran (UCL) ou encore Simpack (Dassault Systèmes) la cinématique du doigt en fonction de l'effort appliqué sur un tendon, grâce aux raideurs équivalentes trouvées à l'aide des simulations sur Comsol. Néanmoins cette piste n'a pas été suivie pour des raisons d'accès au logiciel et d'ampleur (la cinématique complète intègre les problèmes de frottements et des directions et points d'application de force variables). Elle pourrait toutefois faire l'objet de recherches futures.

3.8.1 Banc de test

On peut facilement tester en réalité le comportement du doigt (angles atteints, effort dans le tendon). On propose d'aborder l'expérience comme ceci : nous abloquons rigoureusement et de manière répétable le doigt, puis exerçons une force sur le tendon (en y pendant une masse ou en utilisant un dynamomètre, voire en fabriquant un banc de test avec un moteur). La force va faire fléchir la ou les articulations à tester. En mesurant le déplacement du tendon, nous pourrions trouver l'énergie emmagasinée par le doigt, et donc retrouver les raideurs pour ensuite les comparer à celles obtenues via Comsol.

C'est ainsi qu'a été monté un banc de test artisanal. Le doigt est maintenu dans un étau, en face duquel un appareil photo se trouve afin de connaître les angles des articulations. Un fond quadrillé avec des mailles de 5 mm de côté est collé derrière le doigt, sur un support cartonné fixé parallèlement à l'armoire pour se rapprocher le plus possible du doigt et limiter l'erreur de parallaxe si jamais une distance devait être évaluée sur base de la photo. L'appareil est collé à la colle chaude sur une plaque d'impression, elle-même montée sur l'imprimante 3D UP ! afin de servir de repère fixe, répétable, mais réglable selon trois axes. Une lampe de chantier diminue l'ombre du doigt sur le papier comme le montrent les photos 3.16.

Un fil de Nylon d'un millimètre de diamètre est utilisé comme tendon pour sa grande raideur et son faible coefficient de frottement. Le modèle utilisé a été acheté chez Brico et est de marque Sencys (référéncé comme fil d'étalage). Une corde de guitare classique (mi aigu) ou un gros fil de pêche auraient également pu servir. Un nœud en huit sert de butée sur le doigt.

La position à vide du tendon sera lue sur la règle graduée placée proche et parallèlement au tendon, un trait rouge servant de repère. Une bouteille d'eau va jouer le rôle de masse variable. Elle sera pesée à chaque essai et la valeur sera notée sur un papier en même temps que la nouvelle position du tendon par rapport la règle. Une photo sera alors prise pour connaître ensuite l'angle atteint à cause du couple exercé par la bouteille.

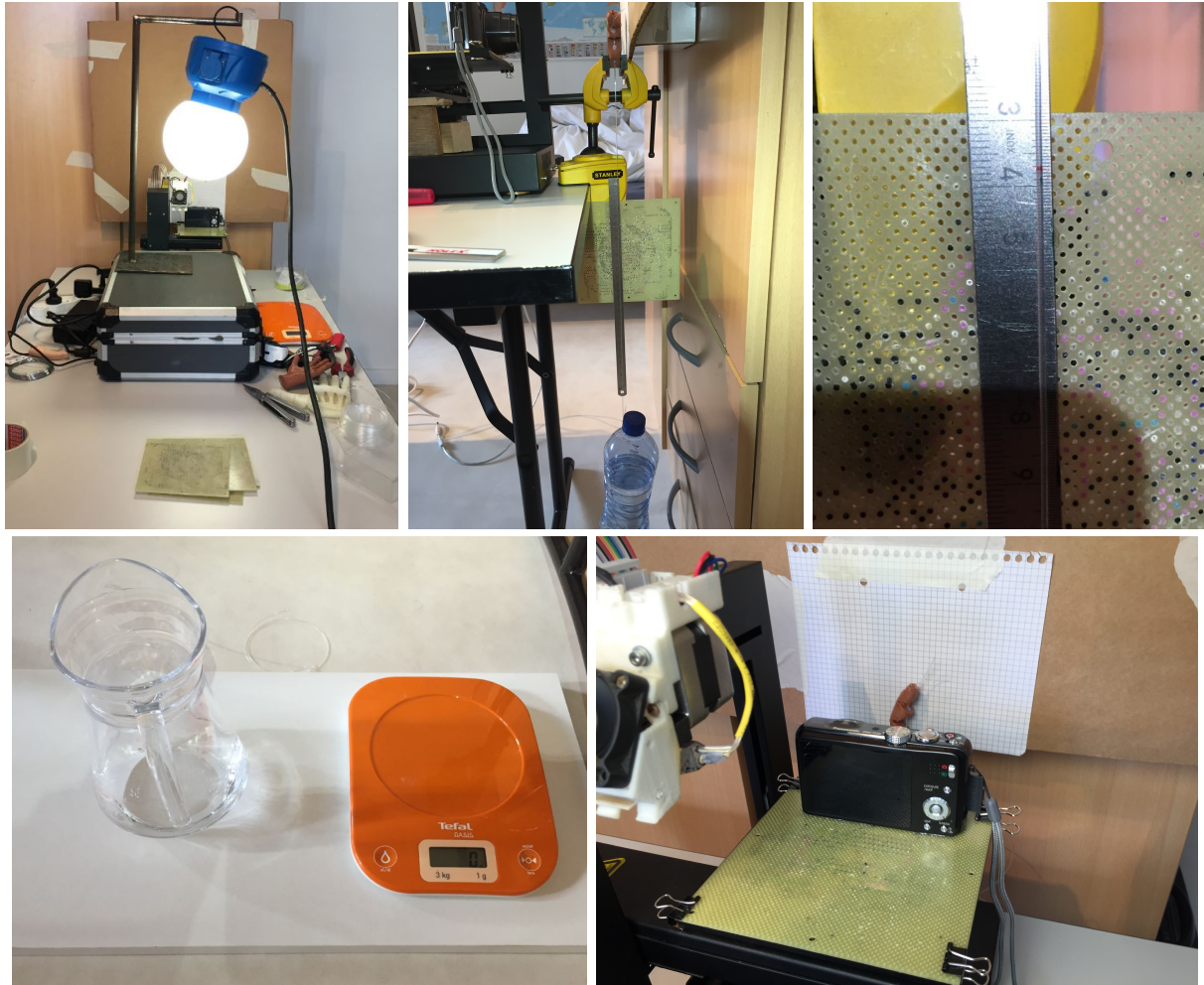


FIGURE 3.16 – Banc de test

3.8.2 Campagne d'essais pour les deux articulations IPP et IPD en série

Pour la première campagne d'essais, nous testons les deux articulations IPP et IPD en série. Chaque mesure est photographiée avec les paramètres (masse en gramme et position sur la règle en cm) par facilité pour la suite. Les images sont importées toutes à la même position dans Microsoft Powerpoint où un rapporteur est collé sur l'image, centré sur le CIR présumé et orienté sur la photo du doigt non chargé de sorte à placer l'angle 0° sur une ligne qui pourra servir de repère dans les autres photos. Ensuite le rapporteur est copié-collé sur les autres photos, et replacé sur le CIR s'il a bougé. Il garde sa rotation donnée sur la photo du doigt sans masse. L'angle total peut ainsi être lu de manière relativement précise ($\pm 1^\circ$).

Les angles, masses et repères sont encodés dans Matlab (cfr annexe D) pour pouvoir calculer le k . Dans cette première expérience, nous n'obtiendrons qu'un k équivalent série. Il se calcule comme des résistances électriques mises en parallèle. La masse du tendon en Nylon de 50 cm est estimée à 0,8 g par règle de trois en pesant le fil total. Elle sera négligée, tout comme le moment issu du poids propre du doigt.

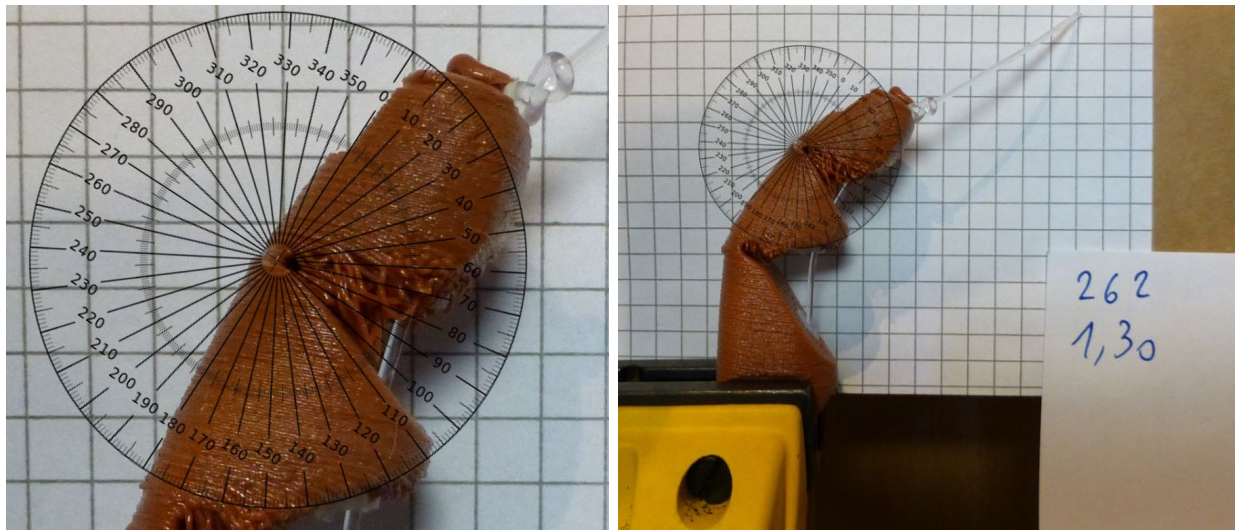


FIGURE 3.17 – Exploitation des photos - campagne 1 (IPD et IPD)

Nous trouvons l'énergie potentielle E [J] emmagasinée dans le doigt comme étant le travail donné par le déplacement sur une hauteur h de la masse de la bouteille remplie d'une quantité d'eau connue en kg, multipliée par l'accélération gravitationnelle g [m/s^2].

$$E = m.g.h$$

Or, comme décrit dans la section 3.6 page 61, l'énergie est liée à l'angle, au travers de la raideur angulaire [Nm/rad]. On peut donc isoler cette dernière.

$$k = \frac{2E}{\theta^2}$$

Nous obtenons un k moyen pour les articulations IPP et IPD en parallèle de 0,025 Nm/rad, mais l'écart-type étant très grand, le k varie avec l'angle et il conviendra de tracer les caractéristiques.

Commençons par tracer la raideur en fonction de la masse appliquée (figure 3.18).

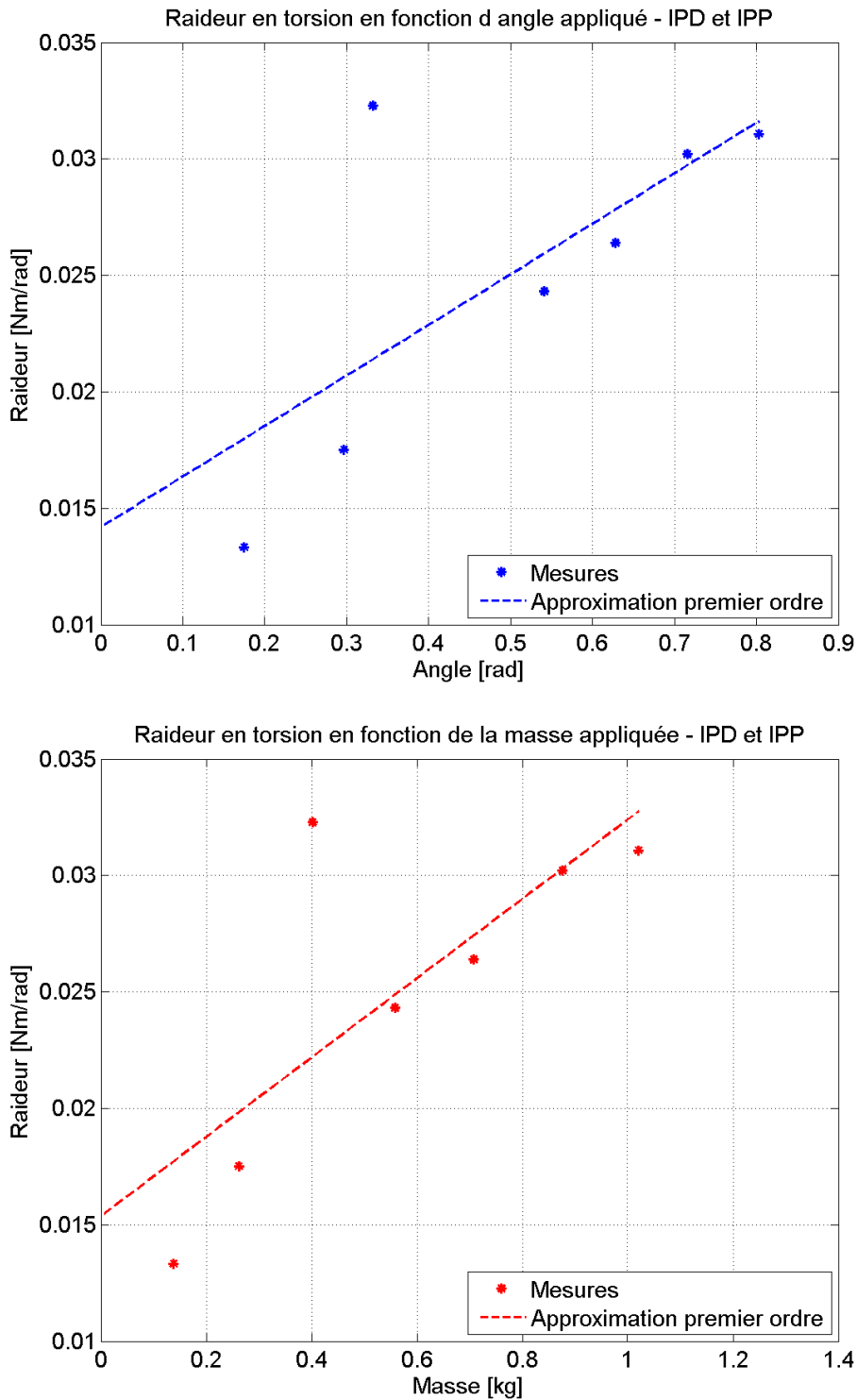


FIGURE 3.18 – Caractéristiques pour articulations IPP et IPD

Une approximation d'ordre un nous permet de constater que le point donné pour une masse de 0,4 kg est probablement erroné (saut de la raideur). Nous nous proposons de le rejeter et retracer la droite, figure 3.19.

La raideur série n'est pas constante et paraît augmenter linéairement avec l'angle ou la masse. C'est également linéaire avec l'énergie stockée E, figure 3.20. Par contre, on remarque que la masse à appliquer pour augmenter l'angle de flexion augmente avec l'angle de façon parabolique, comme le montre la figure 3.21 comprenant une approximation du second ordre.

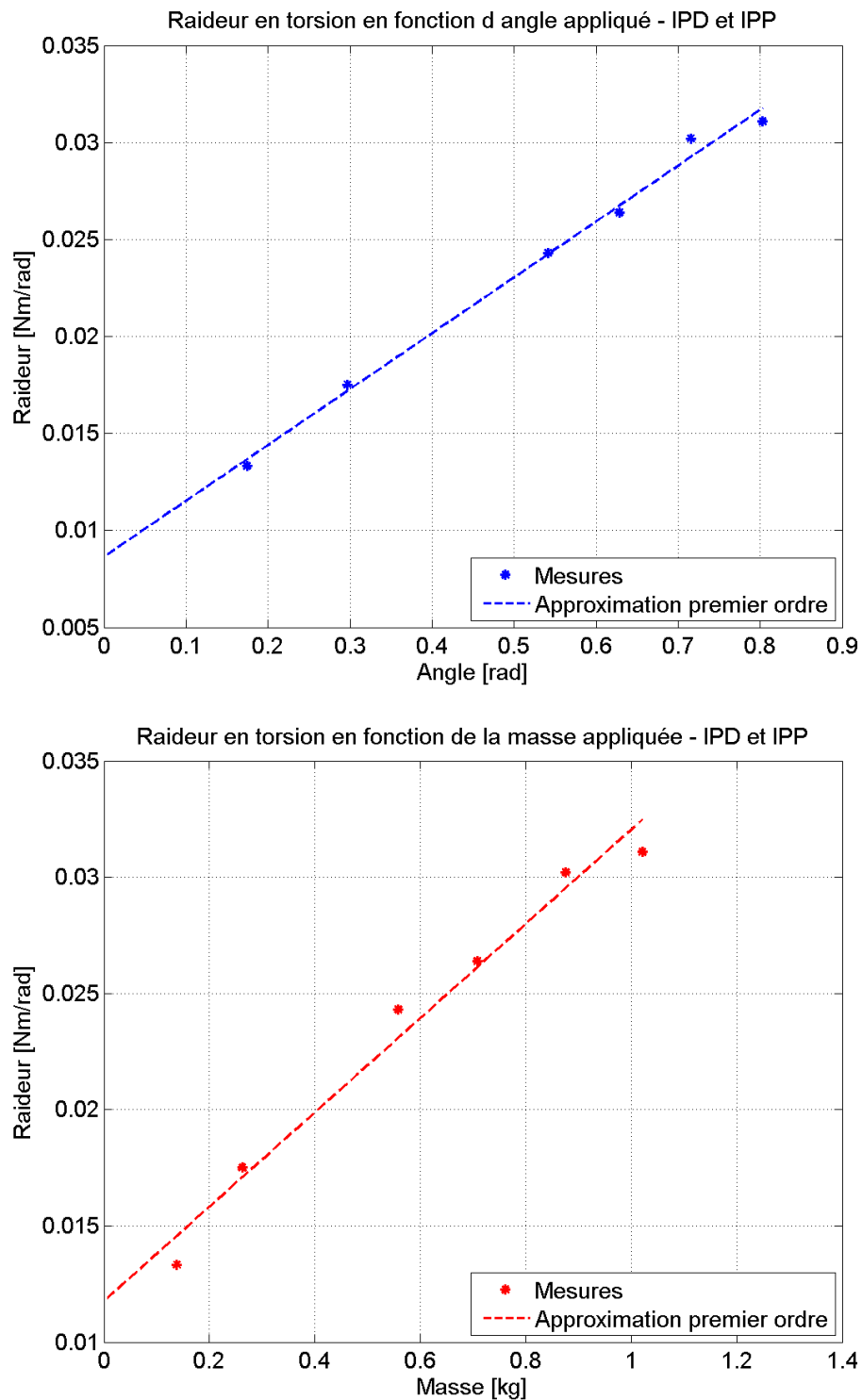


FIGURE 3.19 – Caractéristiques pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg

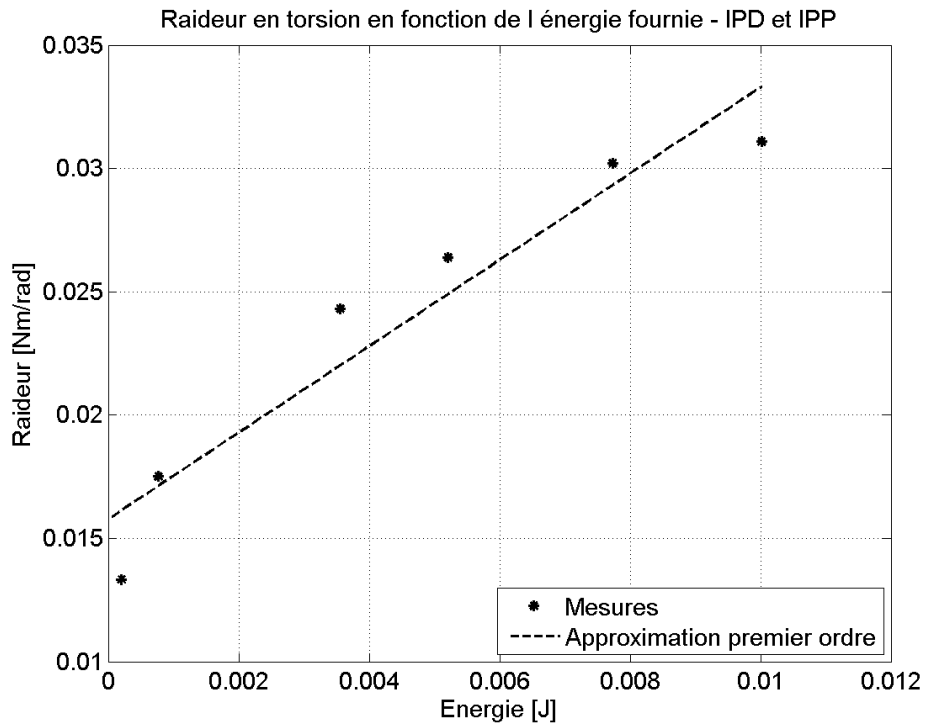


FIGURE 3.20 – Caractéristique k-E pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg

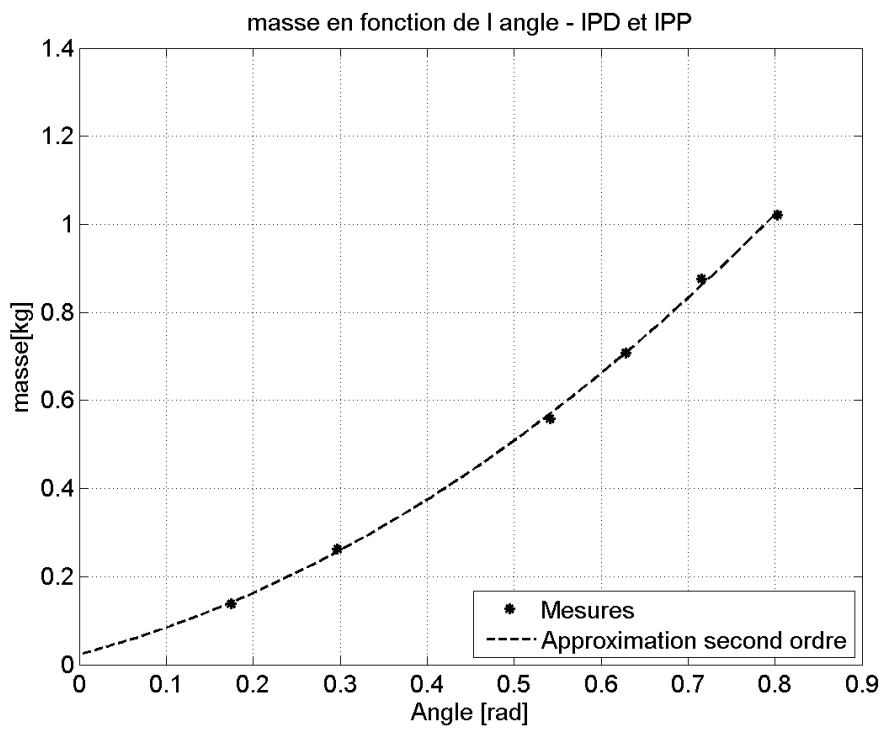


FIGURE 3.21 – Caractéristique m-angle pour articulations IPP et IPD sans le point à 0,4 kg

3.8.3 Campagne d'essais pour l'articulation IPP



FIGURE 3.22 – Exploitation des photos - campagne 2 (IPP)

Les mêmes graphes qu'à la section précédente peuvent être tracés. Les observations sont identiques : la raideur évolue linéairement, tandis que la masse et l'angle atteint sont liés par un deuxième ordre.

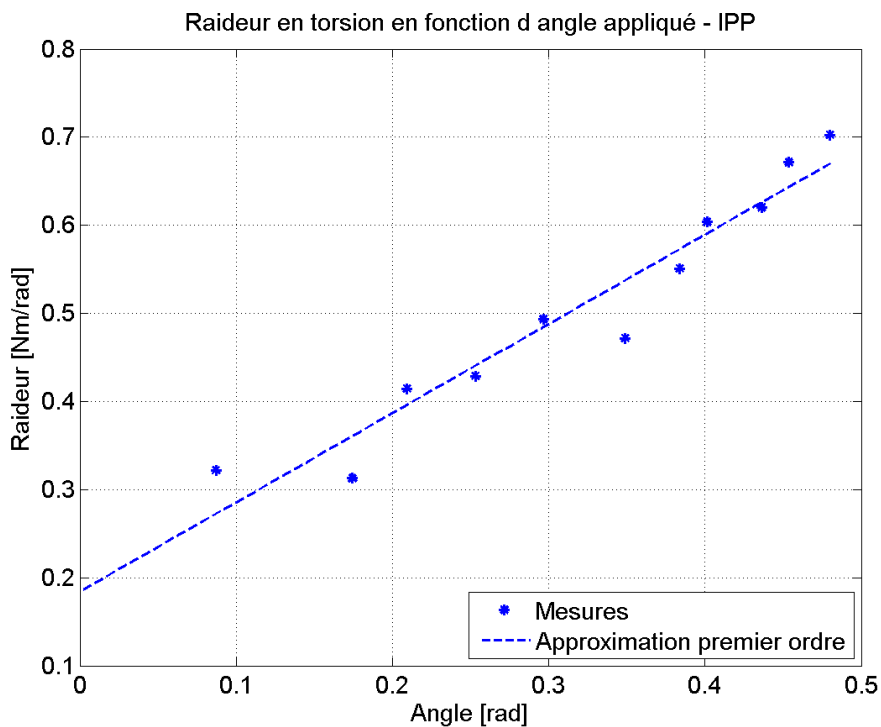


FIGURE 3.23 – Caractéristique k-angle pour l'articulation IPP

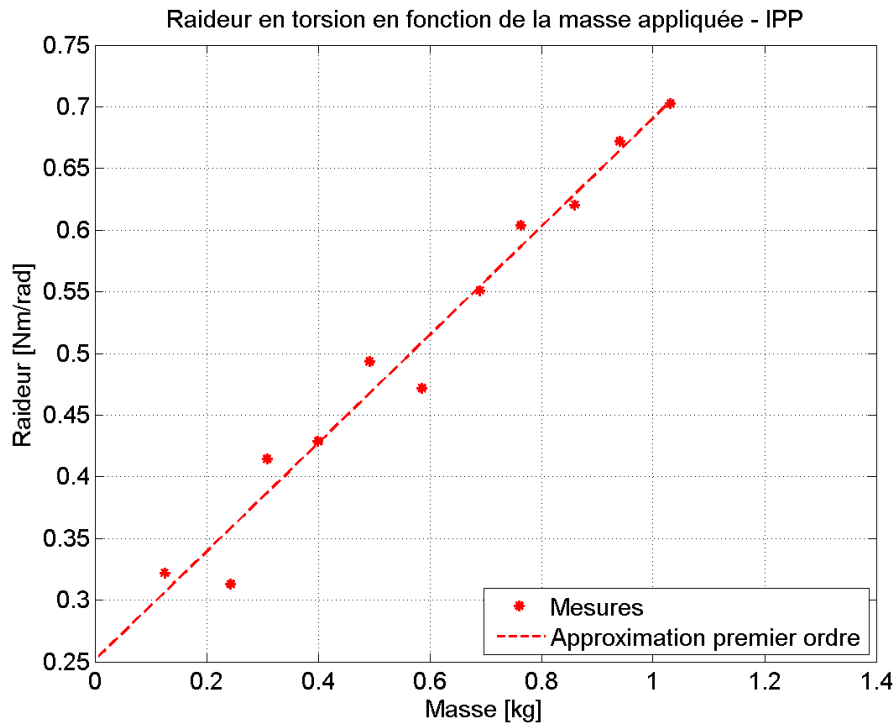


FIGURE 3.24 – Caractéristique k-m pour l’articulation IPP

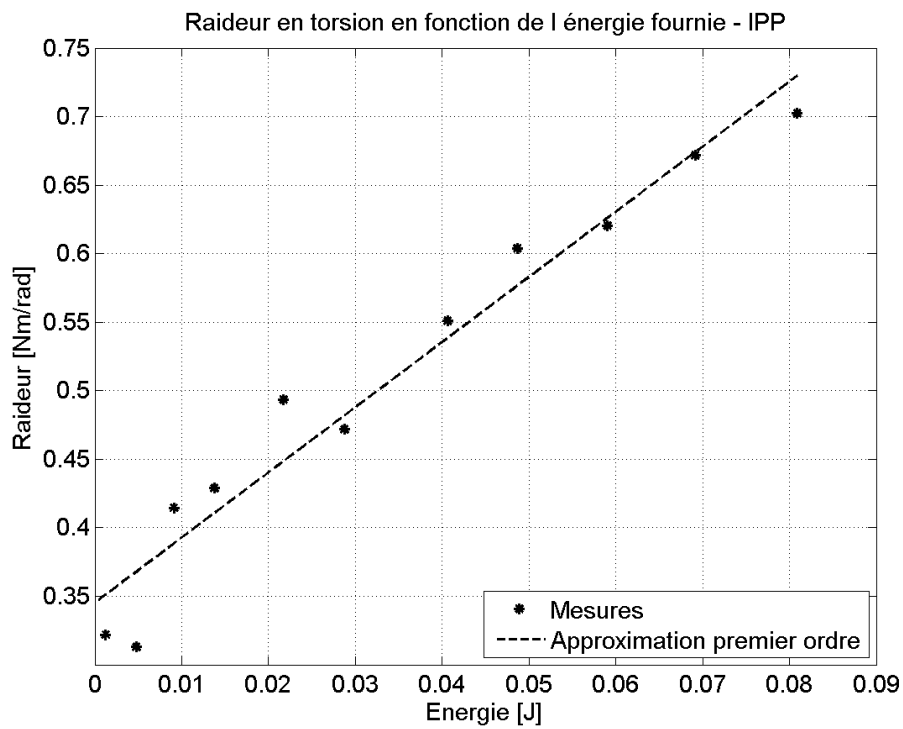


FIGURE 3.25 – Caractéristique k-E pour l’articulation IPP

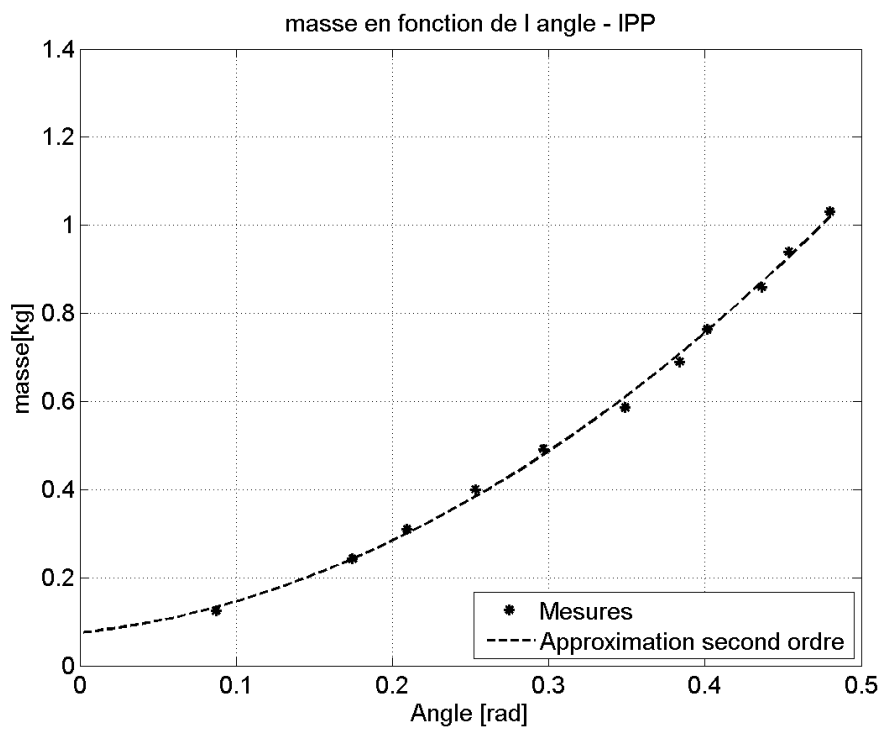


FIGURE 3.26 – Caractéristique m-A pour l'articulation IPP

3.8.4 Campagne d'essais pour l'articulation IPD



FIGURE 3.27 – Exploitation des photos - campagne 3 (IPD)

Le même exercice a été appliqué pour l'articulation IPD. Les résultats sont présentés en annexe E. La difficulté lors de la manipulation était de mesurer précisément la longueur du tendon, qui ne variait plus assez par rapport à l'échelle de la règle. Le nombre de point relevé est donc réduit, empêchant ainsi de tirer des conclusions quant aux allures des graphes.

3.8.5 Analyse

Les résultats de la mise en série des articulations IPP et IPD ne répondent pas simplement à la règle équivalente à une mise en parallèle de résistance :

$$\frac{1}{k_{eq}} = \frac{1}{k_{ipp}} + \frac{1}{k_{ipd}}$$

On trouve en prenant le point correspondant à une masse d'1 kg des raideurs pour IPP valant 0,7 Nm/rad et pour IPD, 0,15 Nm/rad. Ce qui donnerait une raideur série de 0,12 Nm/rad. Or, l'expérience montre que l'on est plutôt à 0,03 Nm/rad, soit beaucoup plus faible qu'attendu.

Une vérification par rapport aux angles des articulations IPP et IPD lors de la sollicitation en série ne montre pas d'autre résultat.

Ce comportement est difficilement imputable aux variations des raideurs avec l'effort. Il s'agirait alors d'une variation des moments appliqués. En série, les moments seraient plus importants que lors de la sollicitation d'une seule articulation. Ceci ne permet pas l'explication de l'allure parabolique de l'évolution de l'angle en fonction de la masse.

3.9 Pistes d'améliorations

Malheureusement, à ce stade, on se rend compte que la raideur reste trop importante par rapport aux attentes et au modèle Ada. Des versions à remplissage réduit du modèle Flexy Hand Remix réduisent la raideur, mais perdent la rigidité des phalanges, là où c'est nécessaire. Il apparaît aussi un autre problème : celui du coincement du tendon entre le creux de l'articulation et la peau qui fléchit. Cela freine fortement voir coince le tendon.

3.9.1 Doigt D3

Pour améliorer le doigt actuel D3, il faudrait parvenir à réduire la raideur des articulations IPP et IPD. Pour ce faire, nous pourrions augmenter la longueur de l'articulation, diminuer dans une certaine mesure l'épaisseur des articulations (pour la main Ada, elle vaut environ 1 mm). Diminuer l'épaisseur globale du doigt ou sa largeur aurait également un impact, mais moindre.

Attention, diminuer l'épaisseur des articulations pourrait rendre trop faible la raideur perpendiculaire, c'est-à-dire la raideur en adduction/abduction. Aussi, la tenue générale du doigt serait menacée.

3.9.2 Nouveau doigt

Sur base de l'expérience acquise, il serait tentant de rapprocher du centre la jonction entre les phalanges, plutôt que de la placer sur la partie supérieure du doigt. Cela s'approche de la prothèse ADA, décrite plus tôt, dont le principal défaut est le manque d'anthropomorphisme par rapport à une main Flexy Hand Remix.

Pour combiner les avantages des deux mains, il serait intéressant de concevoir une structure rigide comprenant un pivot rigide non actionné, l'ensemble recouvert d'une peau. Cela revient à réduire l'ancienne jonction souple entre les phalanges à une peau épaisse, en remplaçant le guidage du pivot par un pivot rigide. La raideur nécessaire pour ramener la main en position neutre étant en réalité très faible, la peau pourrait à elle seule jouer le rôle d'élastique (le Filaflex peut s'étendre jusqu'à 700%). Un aspect "accordéon" de la peau au niveau des articulations permettrait de moduler la raideur.

Chapitre 4

Conclusions

4.1 Travail accompli

La demande originaire d'H.P.&O. a été adressée suivant la démarche de conception. Ainsi, nous avons d'abord consacré beaucoup d'énergie à la traduction vers un cahier de charges pour s'assurer de la bonne compréhension et de l'acceptation par toutes les parties des objectifs techniques à atteindre.

Un état de l'art a été mené parallèlement au travail et a permis d'identifier les nombreux aspects que revêt le design d'une main prothétique. Il nous a montré les pistes développées par la recherche, les entreprises commerciales et enfin, la communauté open source. Cette dernière s'appuie fortement sur l'évolution récente et la démocratisation des techniques de fabrication par addition de matière.

La prothèse à réaliser a été décrite dans son fonctionnement à travers des diagrammes d'état, et une analyse fonctionnelle a dégrossi le travail de conception.

Des *brainstormings* sur les différentes manières de répondre aux fonctions ont été synthétisés sous formes de graphes fonctionnels, d'abord consacrés à la main, sa transmission, son actionnement. Des lignes de conduite pour le design ont été identifiées. La pertinence de développer un doigt avec soin a été montrée.

Pour ce faire, des graphes fonctionnels ont à nouveau été présentés afin d'éclaircir les différentes façons de l'implémenter. En l'analysant et en se basant sur l'état de l'art, des structures prometteuses ont été comparées et une structure de doigt souple, avec ses articulations, son guidage pour un tendon, et ses variantes ont été dessinées avec le logiciel Solidworks. Ce doigt a ensuite été intégré dans le logiciel d'éléments finis Comsol afin d'en déterminer des constantes de raideurs équivalentes pour chacune des articulations. Afin de le fabriquer et de pouvoir ensuite le tester, une imprimante 3D BigBox d'E3D a été montée, mise au point. Le modèle Solidworks a été décomposé en une succession de lignes de codes lisibles par la machine grâce au logiciel *Simplify3D*. Des adaptations des paramètres clés de l'imprimante ont permis d'extruder le Filaflex, polymère souple produit par Recreus.

Différentes variantes ont ainsi pu voir le jour et l'une d'entre-elle a été testée sur un banc d'essai afin de vérifier les valeurs des raideurs équivalentes. Les caractéristiques des articulations intermédiaires et distales ont été tracées, mais ne correspondent pas au modèle appliqué puisque ces raideurs varient en fonction de l'effort.

4.2 Suites envisagées

La problématique des prothèses de main est ancienne et assez complexe. La nature ne fabrique pas ses membres comme l'Homme fabrique ses outils. Pour parvenir à une prothèse à bas coût performante, posséder un doigt générique performant est obligatoire. Une haute qualité dans son fonctionnement articulaire et en préhension est nécessaire. La modularité du doigt présente beaucoup d'avantages.

Les innovations en impression 3D, toutes techniques confondues, ouvrent des portes dont nous observons encore seulement l'entrebâillement. L'utilisation de deux matériaux, l'un souple pour la peau et le retour élastique et l'autre rigide pour la structure équivalent aux os et au cartilage permettrait de créer un nouveau type de doigt, peu coûteux, très anthropomorphe, et aisé à actionner (une articulation rigide ré-ouvre la possibilité d'un actionnement par biellette). Le défi est alors de parvenir à dessiner un nouveau modèle, compatible avec les imprimantes tout public à deux têtes d'extrusion.

Les simulations sur des logiciels multicorps pourraient être appliquées aux modèles pour optimiser le design sans passer par des impressions et des tests réels.

Une fois ce doigt obtenu, s'il répond aux attentes, nous pourrions nous tourner vers la conception de la paume, des variantes des doigts, du poignet.

Enfin les capteurs et l'électronique pourront contrôler le système. Le dernier pas sera alors l'intégration sur le patient, physiquement sur le moignon, et mentalement en collant des capteurs EMG. En interprétant correctement les signaux issus de ceux-ci, il sera possible d'envoyer les consignes au système mécatronique. Parallèlement, la réalité virtuelle pourra s'insérer et préparer le patient à la maîtrise de son membre artificiel.

4.3 Apports personnels

Ce travail de fin d'études fut l'occasion pour moi de développer mes connaissances du milieu biomédical, tout en participant à un projet extrêmement motivant, porteur de valeurs humanistes. Mettre l'ingénierie au service d'a.s.b.l. qui combattent de réelles souffrances est pour moi beaucoup plus gratifiant que de poursuivre dans une direction aveuglément dictée par le marché.

Ce travail m'a permis de déployer et développer mes connaissances acquises jusqu'ici. Notamment par l'usage de Solidworks, Comsol, Matlab. Aussi, j'ai approfondi mes compétences pratiques et mon savoir en impression 3D FDM.

Bibliographie

Articles scientifiques

- [1] Belter JT, Segil JL, Dollar AM, Weir RF. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands : A review. *J Rehabil Res Dev.* 2013 ;50(5) : 599–618. DOI : 10.1682/JRRD.2011.10.0188
- [2] Peerdeman B, Boere D, Witteveen H, Huis in 't Veld R, Hermens H, Stramigioli S, Rietman H, Veltink P, Misra S. Myoelectric forearm prostheses : State of the art from a user-centered perspective. *J Rehabil Res Dev.* 2011 ;48(6) : 719–38. DOI : 10.1682/JRRD.2010.08.0161
- [3] Bridgwater LB, Ihrke CA et al, The Robonaut 2 Hand – Designed To Do Work With Tools, NASA/JSC, Houston, Texas, General Motors, Warren, Michigan.
- [4] Rizk R, Krut S, Dombre E. Grasp-stability analysis of a two-phalanx isotropic underactuated finger. 2007. <https://www.researchgate.net/publication/301887274>, consulté le 10 mai 2016.
- [5] Biagotti L et al. How far is the human hand? A review on anthropomorphic robotic end-effectors. DEIS - DIEM, University of Bologna, 2008.
- [6] Lin H et al. Picking up a soft 3D object by "feeling" the grip. *The International Journal of Robotics Research.* 2015 ;Vol. 34(11) 1361-1384. DOI : 10.1177/0278364914564232
- [7] Ueda J, Ogasawara T. Grip-force control of an elastic object by vision-based slip-margin feedback during the incipient slip. *IEEE Transactions on robotics,* 2005 ;Vol. 21, NO. 6. DOI : 10.1109/TRO.2005.853496
- [8] Westling G, Johansson RS. Factors influencing the force control during precision grip. Department of physiology, University of Umea (Sweden). *Exp Brain Res.* 1984 ;53 : 277-284.

Thèses

- [9] Allen Demers Louis-Alexis. Synthèse, optimisation et prototypage d'une main robotique sous-actionnée à cinq doigts. (2011). Thèse de doctorat. Faculté des sciences et de génie, Université de Laval, Québec.

Sites Web

Presse

- [10] Mohny Gillian. The World of DIY Prosthetics. (31 octobre 2013). En ligne <http://abcnews.go.com/Health/back-future-world-diy-prosthetics/story?id=20726015#3>. Consulté le 13/11/2015.

- [11] Chevrier Quentin. Handicap : les labs réinventent les prothèses. (29 juillet 2014). En ligne <http://www.makery.info/2014/07/29/handicap-les-labs-reinventent-les-protheses/>. Consulté le 13/11/2015.
- [12] Guizzo Erico. Dean Kamen's "Luke Arm" Prosthesis Receives FDA Approval. (13 mai 2014). En ligne <http://spectrum.ieee.org/automaton/biomedical/bionics/dean-kamen-luke-arm-prosthesis-receives-fda-approval>. Consulté le 1/12/2015.
- [13] John Hopkins Magazine. A work of art. (Septembre 2012). En ligne <http://hub.jhu.edu/gazette/2012/september/my-view-a-work-of-art>. Consulté le 1/12/2015.

Cours

- [14] Raucent, B. (2011). Conception de machines. *LMECA1821*. Syllabus, Université catholique de Louvain, Diffusion Universitaire CIACO.

Livres de références

- [15] Pahl, Beitz. (1988). Engineering Design. Berlin. Springer.

Annexe A

Plan de travail du TFE

Plan de Travail de Fin d'Etudes

Prothèse de main myoélectrique low cost

1) Projet

Sur base de l'état de l'art regroupant les prothèses de main issues de la recherche, les prothèses commerciales et les prothèse DIY (Do It Yourself, issues de développement collaboratifs, etc.), concevoir une main myoélectrique anthropomorphe, de qualité suffisante, à bas coût, et s'appuyant sur les possibilités de prototypage rapide (impression 3D). Il s'agit ici de concevoir la partie mécatronique de la prothèse de main en considérant comme données les signaux électriques de commande de la main.

Le choix et l'implémentation des capteurs ayant pour rôle la détection de la volonté de mouvement de telle ou telle partie de la main font l'objet d'une étude séparée.

La partie simulation de la prothèse de main sur écran à partir de signaux issus d'un patient réel est également séparée de ce cahier de charges et fait l'objet d'un projet distinct.

2) Contexte

Ce projet a été initié à l'origine par H.P.O. (Humanitarian Prosthetists and Orthotists), qui est une a.s.b.l. dont l'objet principal est de rendre l'appareillage orthopédique accessible au plus grand nombre et d'agir pour que cela devienne un droit même pour les personnes les plus démunies. Ainsi, H.P.O. aide les populations défavorisées à retrouver une dignité en donnant les outils qui leur permettent d'être acteurs de leur développement. H.P.O. agit aussi comme moteur d'innovations adaptées aux besoins spécifiques des régions défavorisées, complète les formations des techniciens locaux et incite les échanges technologiques.

H.P.O. s'intéresse depuis 2013 aux prothèses myoélectriques réalisées avec l'aide de l'impression 3D. Le but visé étant de faire drastiquement baisser leur prix. C'est sur cette base que H.P.O. a contacté Pr Benoît Herman en vue de développer une prothèse de main myoélectrique. Celle-ci vise d'abord un bas coût, une qualité et une fonctionnalité suffisantes, ainsi qu'une commande intuitive. Une période préliminaire d'apprentissage du patient à l'usage de la main serait opérée via la réalité virtuelle.

Le système complet regroupe ainsi trois aspects qui font appel à des disciplines distinctes :

- 1) la partie mécatronique : la main en elle-même, avec sa structure mécanique, ses actionneurs, et éventuellement ses capteurs.
- 2) les capteurs myoélectriques placés adéquatement sur le patient en vue de récupérer des ordres de commande,
- 3) une partie d'entraînement préliminaire pour le patient, en réalité virtuelle, afin de paramétrer la commande de la main en fonction des signaux propres au patient.

3) Méthode de travail

La méthode de travail se base sur la démarche de conception :

- Analyse du besoin
- Révision du cahier de charges (CdC) du dispositif complet (avec aspects myoélectriques)
- Priorités du développement :
 - * fonctions qui **doivent** être remplies par le prototype
 - * fonctions qui **peuvent si possible** être remplies par le prototype
 - * fonctions qui **ne seront pas implémentées** dans le prototype
- Etat de l'art en parallèle du reste
- Recherche de solutions en réponse à l'analyse fonctionnelle
- Tests individuels pour les solutions particulières si besoin
- Intégration des solutions particulières dans le prototype
- Tests de validation (selon certaines mesures de performance par rapport au CdC)

4) Moyens

- Humains :
 - * Promoteurs : Pr Bruno DEHEZ – Dr ir Benoît HERMAN, IMMC / MCTR.
 - * H.P.O. pour le besoin (« client »)
- Techniques :
 - * Labo MECATRO de l'IMMC (outils et compétences : usinage, soudage, impression 3D)
 - * Imprimantes 3D
 - * Makilab (impression 3D, découpe laser, microcontrôleurs (Arduino, etc.))

5) Etapes du projet - livrables

Les livrables suivants sont ceux qui seront intégrés dans le rapport au fil du TFE :

1/11 : Analyse du besoin, révision du cahier de charges (CdC) complet (avec aspects myoélectriques)

16/11 : Etat de l'art des prothèses myoélectriques et analyse fonctionnelle

20/12 : Recherche de solutions et identification des tests à effectuer en réponse à l'analyse fonctionnelle

15/02 : Comparaison et tests individuels pour les solutions particulières si besoin

15/03 : Intégration des solutions particulières dans le prototype, commande de pièces

15/04 : Prototype monté

15/05 : Tests de caractérisation des performances

6) Learning Outcomes (LO's) visés

Au terme de son travail de fin d'études, l'étudiant doit être capable de mener à bien le projet de design de la partie mécatronique de la prothèse de main demandée par le client H.P.O.

Pour cela, il devra être capable

... de démontrer qu'il maîtrise un ensemble de connaissances et de compétences basiques en science et en science de l'ingénieur en lien avec son travail de fin d'études.

... de mener à terme une approche d'ingénieur d'envergure (en amplitude et temps consacré) appliqué au développement d'un produit en lien avec le TFE.

... d'organiser et de planifier son travail en tenant compte des contraintes de temps, de ressources et de compétences disponibles.

... de communiquer efficacement par écrit ou oralement.

... de prendre en compte l'impact sociétal de son TFE.

Annexe B

Annexes du Cahier des Charges

Annexes

1. Indices IP et IK choisis

IP24 : 2 ⇔ Protégé contre les corps solides supérieurs à 12mm. Exemple : doigt de la main.

IP24 : 4 ⇔ Protégé contre les projections d'eau de toutes les directions.

IK03 : 0,37J (rayon de 10mm, 250g à 15cm)

2. Modes

Si par exemple on travaille avec un bouton sur le dos de la main : plusieurs possibilités :

1 seul bouton : chaque pression entraîne un changement de mode (séquentiel).

4 boutons : 1 par mode, pourrait s'éclairer ou être en 'position haute' quand actif (ancienne radio par ex.). Et double pression : on/off.

Si ON :

Mode 1 : Grasp

Mode 2 : Pinch latéral pouce

Mode 3 : Pinch latéral index

Mode 4 : Poignet

Si OFF : main en position naturelle de repos.

3. Dimensions choisies

A partir de moyennes issues de :

Thomas M. Greiner Hand anthropometry of U.S. army personnel, United States army Natick research, development and engineering center Natick, Massachussets, Décembre 1991.

Et du site web : <http://www.dinbelg.be/16ansfilles.htm>

Longueur de main : 18 cm

Largeur de main : 8 cm

Phalange	Proximale [cm]	Intermédiaire [cm]	Distale [cm]
Pouce	2,0	-	3,1
Index	5,8	2,1	2,6
Majeur	5,4	2,6	2,7
Annulaire	5,2	2,4	2,8
Auriculaire	2,0	1,8	2,6

Annexe C

Datasheet Filaflex

FilaFlex

THE ORIGINAL ELASTIC FILAMENT FOR 3D PRINTING

PROPERTIES	STANDARD	VALUE	UNIT	TEST CONDITION
Shore hardness, method A	ISO 868	82	SHORE A	
Ultimate tensile strength	DIN 53504	54	Mpa	
Elongation to break	DIN 53504	700	%	200 mm/min
Compression set	ISO 815	25	%	72 h; 23 °C
Impact resilience	ISO 4662	42	%	
Abrasion resistance	ISO 4649 method A	30	mm³	
Tear propagation resistance	ISO 34-1	70	kN/m	500mm/min
Density	ISO 1183-1	1200	kg/m³	
Tensile storage modulus	ISO 6721-1,-4	48	MPa	20 °C
Tensile storage modulus	ISO 6721-1,-5	33	MPa	60 °C
Extrusion-Melt Temperature		200-260	°C	

CONSIDERATIONS

Filaflex **is not a Medical grade material**, cannot be used with direct contact with body fluids including direct contact with blood

Filaflex **is not designated to food contact or cosmetics applications.**

Annexe D

Feuilles de calcul Matlab

```
clc; clear all; close all;
```

```
CIR =[67.222,62.287];  
a =[73.72444,52.2137];  
b =a+[-1.68,-1.10];
```

```
E = 0.007;
```

```
A_cir_rad = atan2(abs(det([a-CIR;b-CIR])),dot(a-CIR,b-CIR))
```

```
k_rad = (2* E)/(A_cir_rad)^2
```

```

clc; clear all; close all;

%Campagne 1 : IPD => 4,90

m=0.001*[0,287,567,1027] % masses appliquées [kg]
g=9.81;
h=[4.90,4.95,5,5.20] % "hauteurs" relevées

nMesures = length(m);

A_cir_deg = [3.0001,6,9,15]- 3 % angles en [deg]
A_cir_rad = (pi/180)*(A_cir_deg) % angles en [rad]

dh=(h-4.90)*0.001 %dh en [m]

E = m.*g.*dh

k_rad = (E.*2)./(A_cir_rad).^2

%approximation
number_point = 100;
A_cir_rad_lin = linspace(A_cir_rad(1),A_cir_rad(end), number_point);
m_lin = linspace(m(1),m(end), number_point);
E_lin = linspace(E(1),E(end), number_point);

approxPoly_A = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end),1),A_cir_rad_lin)
approxPoly_m = polyval(polyfit(m(2:end),k_rad(2:end),1),m_lin)
approxPoly_E = polyval(polyfit(E(2:end),k_rad(2:end),1),E_lin);
approxPoly_A_m = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),m(2:end),2),A_cir_rad_lin)

%% Figures
plotApproximations = 1; % 1 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par
une approximation au sens des moindres carres avec un polynome du 2nd degre
% 0 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par
les mesures prises (interpolation lineaire entre 2 points de mesure)
curveStyle_continuous = 0;
Line_Width = 1.5;

set(gca,'FontSize',14);
Font_Size = 14;
Titre_xp = ' - IPD';

plot(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end),'*','LineWidth',Line_Width);
hold on

```

```

clc; clear all; close all;

m=0.001*[0,125,243,309,400,492,586,690,763,860,940,1031] % masses appliquées ✓
[kg]
g=9.81;
h=[31.0,32.0,33.0,34.0,34.5,35.5,36.0,37.0,37.5,38.0,38.5,39.0] % "hauteurs" ✓
relevées

nMesures = length(m);

A_cir_deg = [0.0001,5,10,12,14.5,17,20,22,23,25,26,27.5] % angles en [deg]
A_cir_rad = (pi/180)*(A_cir_deg) % angs en [rad]

dh=(h-31.0)*0.001 %dh en [m]

E = m.*g.*dh

k_rad = (E.*2)./(A_cir_rad).^2

%approximation
number_point = 100;
A_cir_rad_lin = linspace(A_cir_rad(1),A_cir_rad(end), number_point);
m_lin = linspace(m(1),m(end), number_point);
E_lin = linspace(E(1),E(end), number_point);

approxPoly_A = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end),1),A_cir_rad_lin)
approxPoly_m = polyval(polyfit(m(2:end),k_rad(2:end),1),m_lin)
approxPoly_E = polyval(polyfit(E(2:end),k_rad(2:end),1),E_lin);
approxPoly_A_m = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),m(2:end),2),A_cir_rad_lin)

%% Figures
plotApproximations = 1; % 1 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par ✓
une approximation au sens des moindres carres avec un polynome du 2nd degre
% 0 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par ✓
les mesures prises (interpolation lineaire entre 2 points de mesure)
curveStyle_continuous = 0;
Line_Width = 1.5;

set(gca,'FontSize',14);
Font_Size = 14;
Titre_xp = ' - IPP';

plot(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end),'*', 'LineWidth',Line_Width);
hold on

```

```

clc; clear all; close all;

%Campagne 1 : IPP ET IPD

m=0.001*[0,138,262,558,708,876,1021] % masses appliquées [kg]
g=9.81;
h=[1,1.15,1.30,1.65,1.75,1.90,2.0] % "hauteurs" relevées

nMesures = length(m);

A_cir_deg = [0.001,10,17,31,36,41,46] % angles en [deg]
A_cir_rad = (pi/180)*(A_cir_deg) % angles en [rad]

dh=(h-1.0)*0.001 %dh en [m]

E = m.*g.*dh

k_rad = (E.*2)./(A_cir_rad).^2

%approximation
number_point = 100;
A_cir_rad_lin = linspace(A_cir_rad(1),A_cir_rad(end), number_point);
m_lin = linspace(m(1),m(end), number_point);
E_lin = linspace(E(1),E(end), number_point);

approxPoly_A = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end),1),A_cir_rad_lin)
approxPoly_m = polyval(polyfit(m(2:end),k_rad(2:end),1),m_lin)
approxPoly_E = polyval(polyfit(E(2:end),k_rad(2:end),1),E_lin);
approxPoly_A_m = polyval(polyfit(A_cir_rad(2:end),m(2:end),2),A_cir_rad_lin)

%% Figures
plotApproximations = 1; % 1 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par
une approximation au sens des moindres carres avec un polynome du 2nd degre
% 0 <=> courbes couple en fonction de rpm sont affichees par
les mesures prises (interpolation lineaire entre 2 points de mesure)
curveStyle_continuous = 0;
Line_Width = 1.5;

set(gca, 'FontSize',14);
Font_Size = 14;
Titre_xp = ' - IPD et IPP';

plot(A_cir_rad(2:end),k_rad(2:end), '*','LineWidth',Line_Width);
hold on

```

Annexe E

Campagne 3 : résultats et analyse

Les graphes concernant l'expérience sur l'articulation IPD ne peuvent pas corroborer les conclusions concernant les articulations IPP et IPD ou IPP seule. En effet, le nombre de point est trop restreint. La difficulté lors de la manipulation était de mesurer précisément la longueur du tendon, qui ne variait plus assez par rapport à l'échelle de la règle.

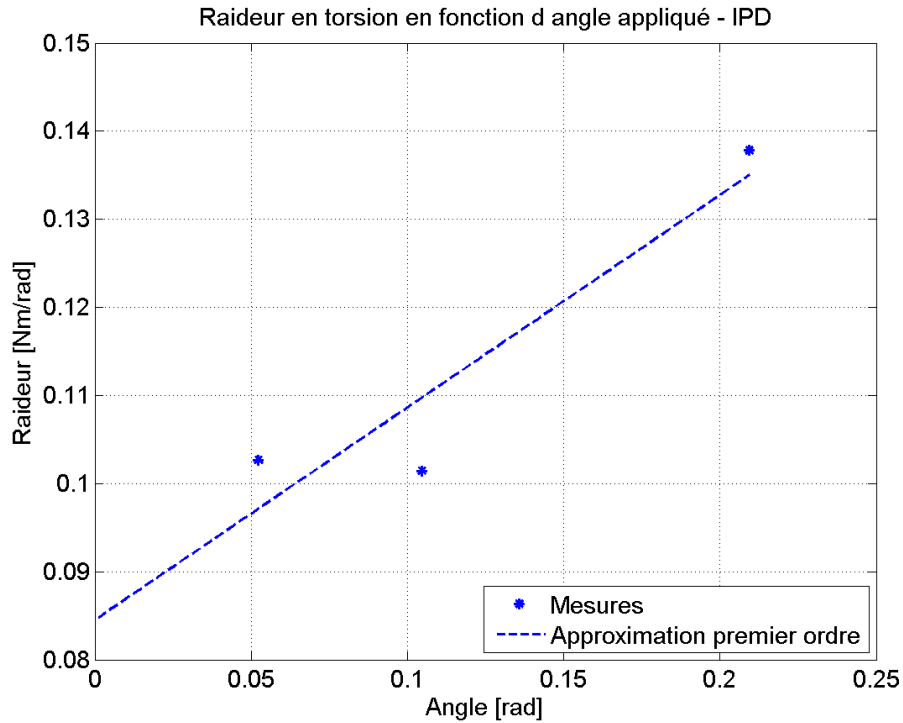


FIGURE E.1 – Caractéristique k-angle pour l'articulation IPD

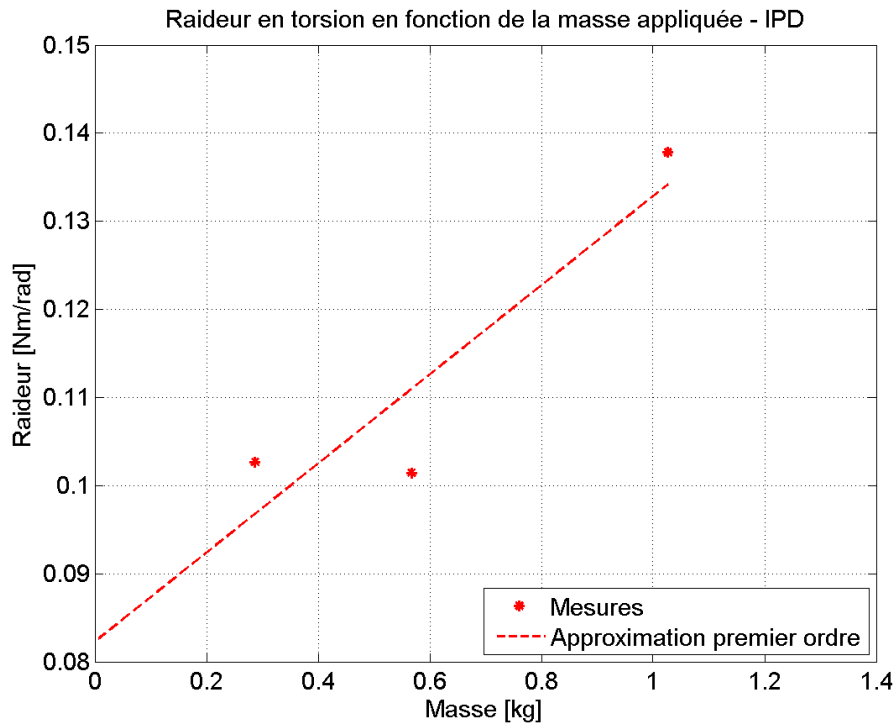


FIGURE E.2 – Caractéristique k-m pour l’articulation IPD

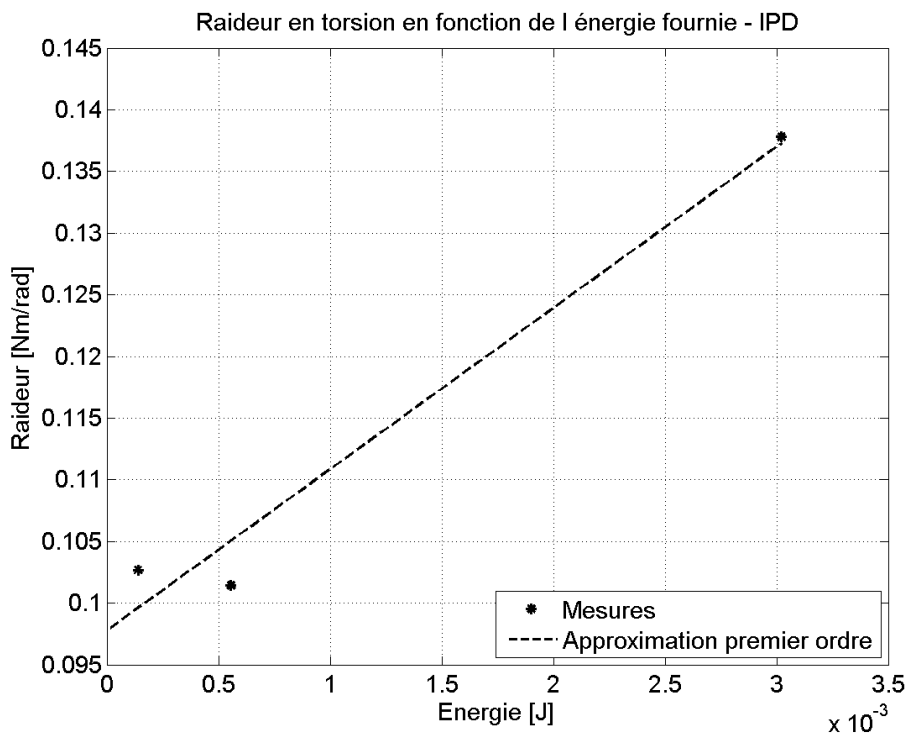


FIGURE E.3 – Caractéristique k-E pour l’articulation IPD

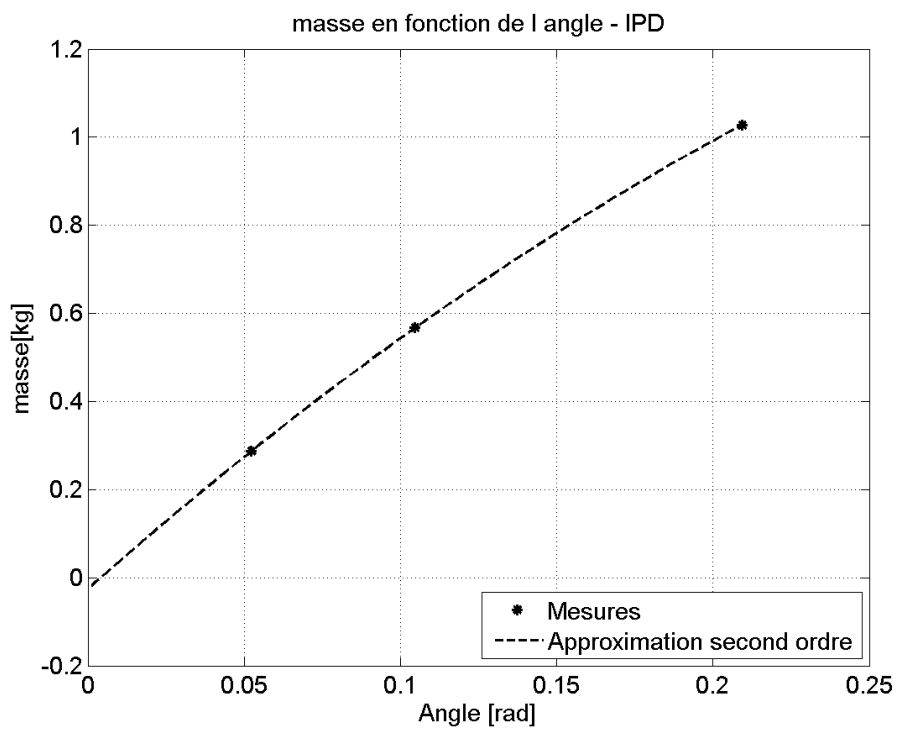


FIGURE E.4 – Caractéristique m-A pour l’articulation IPD

Annexe F

Indices de protection IP et IK

2 Généralités

2.1 Définitions

Pour saisir la portée réelle des normes, il est indispensable de se reporter aux définitions du vocabulaire utilisé, définitions elles-mêmes normalisées pour un domaine considéré. Voici donc quelques termes utilisés lorsqu'il est question de protection par enveloppe de matériel électrique. Etant donné les nombreux échanges internationaux, les termes correspondants en anglais sont également donnés. La référence qui les suit parfois est le repère du terme dans le Vocabulaire Electrotechnique International (VEI).

■ Enveloppe (enclosure) VEI 826-03-12
« Élément assurant la protection des matériels contre certaines influences externes et, dans toutes les directions, la protection contre les contacts directs ».

La CEI 60529 ajoute les notes suivantes :
« 1) les enveloppes assurent la protection des personnes et des animaux contre l'accès aux parties dangereuses,

2) les barrières, formes d'ouverture ou tous autres moyens – qu'ils soient solidaires de l'enveloppe ou formés par le matériel interne – appropriés pour empêcher ou limiter la pénétration des calibres d'essai spécifiés sont considérés comme une partie de l'enveloppe, sauf s'il est possible de les enlever sans l'aide d'une clé ou d'un outil ».

Les **figures 1 et 2** illustrent cette définition.

Ainsi les enveloppes protègent contre les contacts directs. Leur réalisation peut aussi contribuer à la protection contre les contacts indirects lorsque la continuité des masses est assurée.

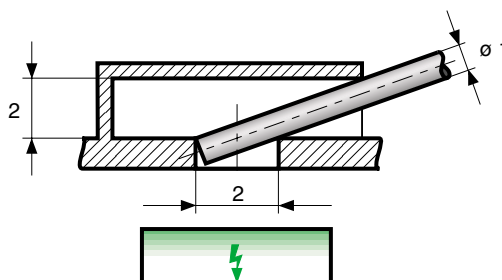


Fig. 1 : un cache fixé devant une ouverture empêche le passage de la pince ou « calibre d'essai » de $\varnothing 1$ mm, d'où un degré de protection IP3XD (selon la norme CEI 60529).

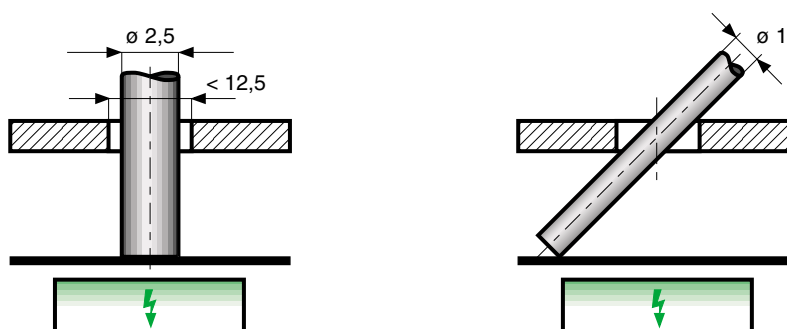


Fig. 2 : un panneau fixe, à l'intérieur de l'enveloppe, empêche le passage des pinces ou « calibres d'essai » de $\varnothing 2,5$ mm et de $\varnothing 1$ mm, d'où un degré de protection IP2XD (selon la norme CEI 60529).

■ Degré de protection (degree of protection)
« Etendue (niveau) de protection procurée par une enveloppe contre une action particulière et vérifiée par des méthodes d'essais normalisées ».

■ Partie dangereuse (hazardous part)
« Partie qu'il est dangereux d'approcher ou de toucher ».

Il peut s'agir de n'importe quel danger : électrique (haute et basse tension), mécanique, thermique, ou autre.

■ Distance suffisante (adequate distance)
« Distance empêchant qu'un calibre d'accessibilité touche ou approche les parties dangereuses ».

Cette distance varie avec la tension interne du matériel.

■ Calibre d'accessibilité (access probe)

« Calibre d'essai simulant **de manière conventionnelle** une partie d'une personne ou d'un outil, ou objet analogue, tenu par une personne afin de vérifier la distance suffisante des parties dangereuses ».

Il faut noter ici le caractère conventionnel de la représentation d'une partie du corps. Le « doigt d'épreuve articulé » ne prétend pas représenter les phalanges les plus longues ni les plus étroites ; c'est seulement le nom d'un calibre d'essai représentant un doigt de façon typique.

Si une protection plus fine est recherchée, il convient d'utiliser un degré supérieur.

Ce type de calibre est utilisé pour vérifier la protection des personnes. Le critère de satisfaction à un essai avec un tel calibre est que celui-ci, s'il pénètre partiellement, reste à « distance suffisante ».

■ Calibre-objet (object probe)

« Calibre d'essai simulant un corps étranger, afin de vérifier la possibilité de pénétration dans une enveloppe ».

L'essai est satisfaisant si un tel calibre ne pénètre pas au delà de son plus grand diamètre, comme un calibre d'alésage.

■ Appareillage (switchgear and controlgear)
VEI 441-11-01

« Terme général applicable aux appareils de connexion et à leur combinaison avec des appareils de commande, de mesure, de protection et de réglage, qui leur sont associés, ainsi qu'aux ensembles de tels appareils avec les connexions, les accessoires, les enveloppes et les charpentes correspondantes ».

■ Ensemble sous enveloppe (enclosed assembly) VEI 441-12-02

« Ensemble comportant une paroi sur toutes ses faces latérales, supérieure et inférieure, de façon à assurer un degré de protection spécifié ».

2.2 utilisations d'une codification

Selon le Petit Robert, codifier signifie « Réunir des dispositions légales dans un code », mais aussi « rendre rationnel, ériger en système organisé ». Les deux acceptions du terme sont valables ici.

La codification permet de représenter par un symbole alphanumérique des propriétés en référence à leurs définitions et à leur vérification.

Elle peut être utilisée dans diverses directions :

■ pour spécifier des niveaux d'exigences. C'est le cas des réglementations sur la protection du public ou des travailleurs. C'est aussi le cas de

certaines normes d'installation pour un environnement donné ; ce peut aussi être le cas de spécification particulière d'un utilisateur.

■ par un constructeur pour décrire des propriétés de son matériel.

Certaines normes de produit donnent ainsi un choix de degrés de protection à utiliser dans une direction ou dans l'autre.

En ce qui concerne la protection procurée par les enveloppes de l'appareillage électrique, la normalisation internationale définit actuellement deux codes : le code IP et le code IK.

3 Le code IP

3.1 Généralités

Le code IP est décrit par la publication 60529 de la Commission Electrotechnique Internationale. IP signifie « International Protection ». Ce code permet de décrire les degrés de protection procurés par les enveloppes contre l'approche de parties dangereuses, la pénétration de corps solides étrangers et contre les effets nuisibles de l'eau, au moyen des chiffres et des lettres décrits ci-dessous.

Ce code normalisé est destiné à être utilisé par les normes de produits. Il peut aussi être utilisé pour caractériser une enveloppe vide, mais alors des difficultés d'interprétation peuvent surgir :

- où doivent être situées les parties dangereuses pour être « à distance suffisante » ?
- où l'eau ou la poussière peuvent-elles se déposer sans nuire au bon fonctionnement du matériel ?

En fait les degrés de protection ne seront requis que lorsque l'enveloppe sera en service avec du matériel à l'intérieur. L'incorporateur a donc la responsabilité de la conformité à la norme du produit terminé. Mais le constructeur d'enveloppe doit indiquer dans sa documentation où doit être monté le matériel à l'intérieur pour que les degrés de protection qu'il annonce soient maintenus. Enfin, l'installateur qui va raccorder le matériel (passage de câbles), le fixer et dans certains cas adapter des auxiliaires (poussoirs, appareils de mesure,...) doit veiller au maintien du degré de protection spécifié.

Les lettres IP du code sont suivies de deux chiffres indépendants et parfois de lettres. Lorsque le degré de protection correspondant à l'un des chiffres n'est pas précisé (qu'il ne soit pas nécessaire ou qu'il ne soit pas connu) il est remplacé par un X.

3.2 Premier chiffre

Par suite de décisions prises pour des éditions antérieures de la norme trop lourdes à remettre en cause, le premier chiffre caractéristique indique **simultanément** :

- la protection des personnes contre l'accès aux parties dangereuses et
- la protection des matériels contre la pénétration des corps étrangers.

Pour vérifier la conformité à un premier chiffre, il faut donc utiliser deux calibres (un calibre

d'accessibilité et un calibre-objet) avec des forces d'application spécifiées par la norme, ou avec un même calibre utiliser deux critères de réussite.

Les différents degrés correspondent aux protections suivantes :

- **IP 1X** : il s'agit d'un grillage ou d'une enveloppe dont la plus grosse ouverture ne permet pas le passage d'une bille de 50 mm de diamètre. Cela correspond approximativement au passage de la main (cf. **fig. 3**).

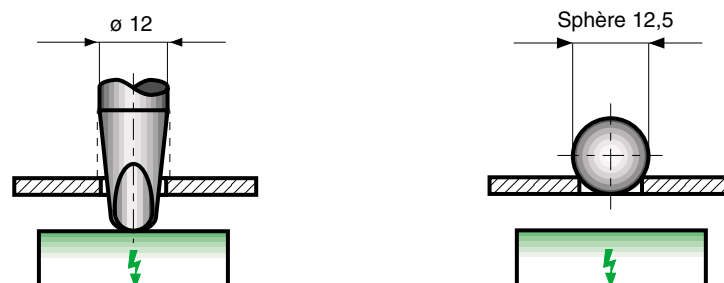


Fig. 3 : la bille n'entre pas, mais le bout du doigt touche la partie sous tension, d'où IP 1X (selon la norme CEI 60529).

■ **IP 2X** : le grillage de protection a des mailles plus fines et le diamètre du calibre-objet est de 12,5 mm. De plus, le « doigt d'épreuve articulé » doit rester à distance suffisante des parties dangereuses.

■ **IP 3X** : l'enveloppe ne doit pas laisser pénétrer les corps étrangers de plus de 2,5 mm de diamètre.

L'essai est fait avec un fil d'acier à l'extrémité ébavurée. parce que le maniement d'une bille de 2,5 mm serait malaisé.

■ **IP 4X** : comme le degré précédent en remplaçant 2,5 mm par 1 mm.

■ **IP 5X** et **IP 6X** : ces deux degrés correspondent à la protection contre la pénétration des poussières. IP 5X permet la pénétration de poussières là où elles ne sont

pas nuisibles. L'IP 6X ne tolère aucune pénétration de poussière.

L'essai est fait dans une cabine d'essai dans laquelle du talc est maintenu en suspension par un courant d'air. De plus, l'enveloppe est mise en dépression interne sauf si la norme particulière du matériel spécifie qu'elle est de catégorie 2, c'est-à-dire que le fonctionnement normal de l'ensemble sous enveloppe ne peut pas créer de dépression interne sensible. Bien que l'essai soit effectué avec du talc, il faut ici considérer les effets que pourrait avoir toute autre sorte de poussière.

L'indication donnée par le premier chiffre implique la conformité du produit à tous les degrés inférieurs.

3.3 Deuxième chiffre

Le deuxième chiffre caractéristique du code IP indique le degré de protection contre les effets nuisibles de la pénétration de l'eau. Il est précisé que les essais (cf. **fig. 4**) se font avec de l'eau douce sans agent mouillant.

L'interprétation des essais pour ce chiffre peut être délicate puisqu'il est permis à l'eau de pénétrer dans l'enveloppe si elle ne provoque pas d'effets nuisibles.

Les différents degrés du deuxième chiffre correspondent aux situations suivantes :

■ **IP X1** : ce premier degré correspond à la protection contre les chutes verticales d'eau auxquelles peuvent être exposés des matériels d'intérieur par suite de fuite ou de gouttes de condensation sur le plafond de la pièce ou sur des tuyaux passant au dessus de l'enveloppe.

■ **IP X2** : ce degré correspond aussi à des chutes d'eau, mais avec un plus grand débit et sous un angle allant jusqu'à 15°. C'est le cas, par exemple, du matériel embarqué sur les navires.

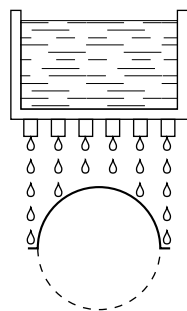
■ **IP X3** : ce degré correspond à l'étanchéité à la pluie. L'angle maximal d'arrosage est de 60° par rapport à la verticale. Le bas de l'enveloppe peut être ouvert. L'essai peut être fait avec un arceau

tournant garni de gicleurs (répartis sur 60° de part et d'autre de la verticale) ou avec une pomme d'arrosoir dont un masque limite l'angle d'incidence des jets. Dans les deux cas, le débit de l'eau est précisé.

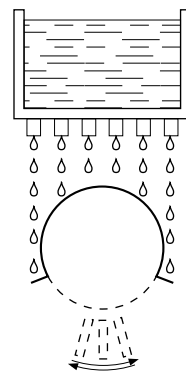
■ **IP X4** : pour ce degré de protection, le débit de chaque gicleur est le même que pour le degré précédent, mais il y en a sur 180° ; de plus l'arceau oscille de $\pm 180^\circ$ de sorte que l'eau est projetée dans toutes les directions. C'est l'essai de tenue à la forte pluie et aux éclaboussures.

■ **IP X5** et **IP X6** : ce sont des degrés d'étanchéité à la lance simulant les jets d'eau, les paquets de mer, etc. Les conditions d'essais sont plus sévères pour le degré 6 que pour le degré 5 : diamètre de buse et débit d'eau plus importants.

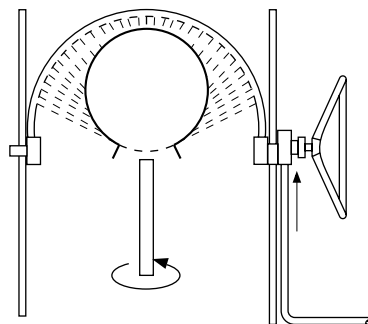
■ **IP X7** et **IP X8** ne correspondent plus à des projections d'eau, mais à des immersions fugitive ou permanente. Aussi, les enveloppes satisfaisant à ces degrés doivent-elles porter un double marquage si elles répondent également à un degré inférieur, par exemple : IP X5/X7 (un seau plongé dans l'eau à l'envers a un IP X8 mais pas IP X4).



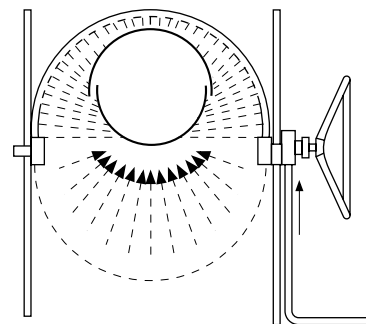
IP X1 : protégé contre les chutes verticales de gouttes d'eau.



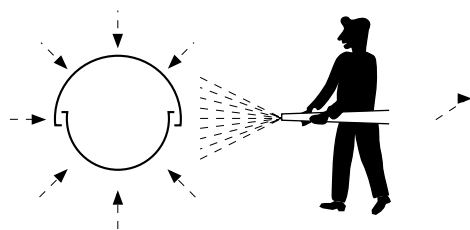
IP X2 : protégé contre les chutes de gouttes d'eau jusqu'à 15° de la verticale.



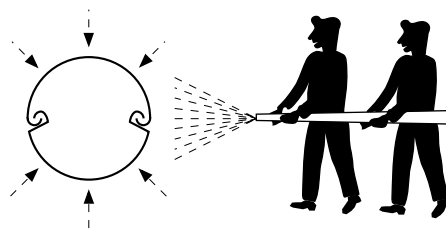
IP X3 : protégé contre l'eau en pluie.



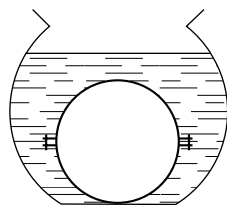
IP X4 : protégé contre les projections d'eau.



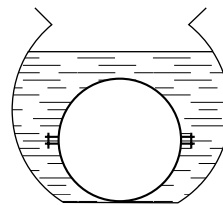
IP X5 : protégé contre les jets d'eau.



IP X6 : protégé contre les paquets de mer et projections assimilable.



IP X7 : protégé contre les effets d'une immersion temporaire.



IP X8 : protégé contre les effets d'une immersion prolongée (essai sur accord particulier).

Fig. 4 : les différents moyens d'essais prévus par la norme pour attribuer le deuxième chiffre du code IP.

3.4 Lettre additionnelle

Dans certains cas la protection procurée par l'enveloppe contre l'accès aux parties dangereuses est meilleure qu'indiquée par le premier chiffre (qui indique aussi la protection contre la pénétration des corps étrangers). C'est par exemple le cas fréquent où une ouverture de l'enveloppe est masquée par une chicane ou un repli de tôle. On peut alors caractériser cette protection par une lettre additionnelle ajoutée après les deux chiffres. Elle permet d'avoir des ouvertures propices aux dissipations thermiques tout en gardant le degré requis de protection des personnes.

Elle a l'une des significations suivantes :

■ **IP XXA** n'a pas d'application concrète puisque l'essai pour la lettre A correspond à celui du premier chiffre 1 (cf. fig. 3).

■ **IP XXB** signifie que des corps étrangers de diamètre supérieur à 12,5 mm peuvent pénétrer dans l'enveloppe, mais que le doigt d'épreuve ne pénètre pas de plus de 80 mm, donc pas au delà de sa garde de 50 x 20 mm et reste à distance suffisante des parties dangereuses (cf. fig. 5).

■ **IP XXC** peut laisser pénétrer des corps étrangers de diamètre supérieur à 2,5 mm, mais un fil d'acier de ce diamètre et de 100 mm de long reste à distance suffisante des parties dangereuses.

■ **IP XXD** : situation identique à celle du degré précédent, mais pour un diamètre de 1 mm.

La lettre additionnelle est aussi utilisée lorsque seule la protection des personnes est recherchée.

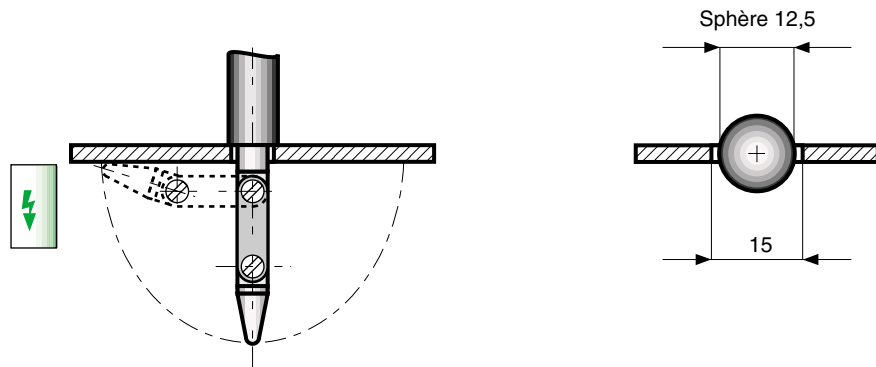


Fig. 5 : la bille entre mais le doigt reste à distance de la partie sous tension, d'où IP 1XB (selon la norme CEI 60529).

3.5 Lettre supplémentaire

Le code IP comprend aussi quelques lettres supplémentaires, mises à la suite des autres caractères, ajoutant une information particulière. Pour l'appareillage électrique, seule la lettre supplémentaire W est utilisée. Elle indique une protection contre les intempéries vérifiée par d'autres moyens que ceux utilisés pour le deuxième chiffre caractéristique, qui sont

difficiles à appliquer à de gros matériels. Par exemple, la herse servant à faire les essais diélectriques sous pluie est utilisée pour vérifier la protection contre les intempéries du matériel à haute tension sous enveloppe.

Les lettres M et S sont utilisées par les machines tournantes pour signifier qu'elles sont essayées avec le rotor Mobile ou Stationnaire.

4 Le code IK

4.1 Introduction

Certains pays avaient ressenti le besoin de codifier aussi la protection procurée par les enveloppes contre les impacts mécaniques.

Pour cela ils ajoutaient un troisième chiffre caractéristique au code IP (cas de la Belgique, de l'Espagne, de la France et du Portugal). Mais depuis l'adoption de la CEI 60529 comme norme européenne, aucun pays européen ne peut avoir un code IP différent.

La CEI ayant refusé jusqu'alors d'ajouter ce troisième chiffre au code IP, la seule solution pour maintenir une classification dans ce

domaine était de créer un code différent. C'est l'objet de la norme européenne EN 50102 : code IK.

Comme les troisièmes chiffres des différents pays pouvaient avoir des significations différentes et qu'il a fallu introduire des niveaux supplémentaires pour couvrir les principaux besoins des normes de produit, les degrés du code IK ont une signification différente de celle des anciens troisièmes chiffres (cf. annexe).

Pour limiter les confusions, chaque nouveau degré est indiqué par un nombre à deux chiffres.

4.2 Degrés de protection

Les degrés de protection correspondent à des niveaux d'énergies d'impact exprimés en joules. Il faut distinguer un « impact », action d'un marteau appliquée directement sur un matériel, d'un « choc » transmis par les supports et exprimés en termes de vibrations donc en fréquence et accélération.

La **figure 6** présente le tableau 1 de la norme complétée d'indications relatives aux moyens d'essai. En effet, les degrés de protection contre les impacts mécaniques peuvent être vérifiés par différents types de marteau : marteau pendulaire, marteau à ressort ou marteau à chute libre verticale (cf. **fig. 7** page suivante).

Code IK	IK 01	IK 02	IK 03	IK 04	IK 05	IK 06	IK 07	IK 08	IK 09	IK 10
Energie joules	0,14	0,2	0,35	0,5	0,7	1	2	5	10	20
Rayon mm (1)	10	10	10	10	10	10	25	25	50	50
Matière (1) A = Acier (2) P = Polyamide (3)	P	P	P	P	P	P	A	A	A	A
Marteau										
■ pendulaire	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui
■ à ressort	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui	non	non	non
■ vertical	non	non	non	non	non	non	oui	oui	oui	oui

(1) de la tête de frappe

(2) Fe 490 selon ISO 1052, de dureté HRE 80 à 85 selon ISO 6508

(3) de dureté HRR 85 à 100 selon ISO 2039-2

Fig. 6 : impératifs d'essai des différents degrés IK.

Chacun d'eux a un domaine d'application particulier en intensité d'énergie et en direction d'application. Pour que des impacts de même énergie aient une sévérité similaire,

certaines caractéristiques des moyens d'essai doivent être respectées : le rayon de courbure et la dureté de la pièce de frappe.

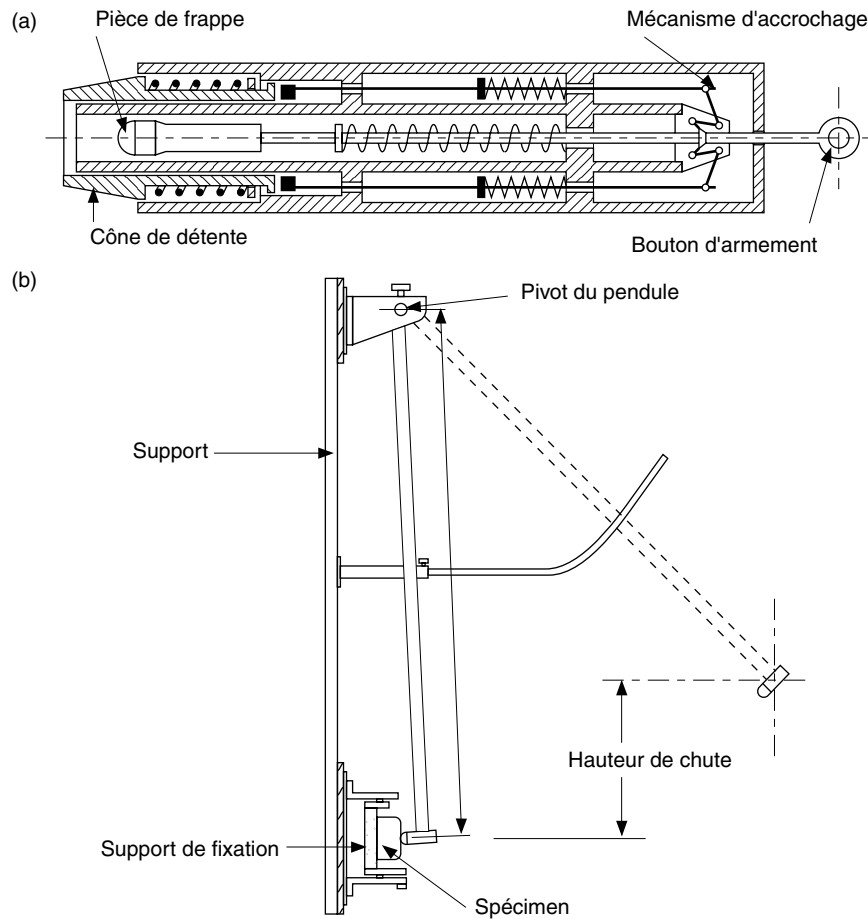


Fig. 7 : marteau à ressort (a) et marteau pendulaire (b) selon la norme CEI 60068-2-75 (1997), utilisables pour attribuer un code IK. A noter que le marteau à ressort nécessite un dispositif d'étalonnage non représenté.