POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Mesure tactile proprioceptive pour des doigts sous-actionnés
Auteur: Author:	Bruno Belzile
Date:	2016
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Belzile, B. (2016). Mesure tactile proprioceptive pour des doigts sous-actionnés [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/2380/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/2380/
Directeurs de recherche: Advisors:	Lionel Birglen
Programme: Program:	Génie mécanique

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

https://publications.polymtl.ca

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MESURE TACTILE PROPRIOCEPTIVE POUR DES DOIGTS SOUS-ACTIONNÉS

BRUNO BELZILE
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIÆ DOCTOR
(GÉNIE MÉCANIQUE)
DÉCEMBRE 2016

© Bruno Belzile, 2016.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

MESURE TACTILE PROPRIOCEPTIVE POUR DES DOIGTS SOUS-ACTIONNÉS

présentée par : BELZILE Bruno
en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiæ Doctor
a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de :

M. SAUSSIÉ David, Ph. D., président
M. BIRGLEN Lionel, Ph. D., membre et directeur de recherche
M. GOURDEAU Richard, Ph. D., membre
M. CAMPEAU-LECOURS Alexandre, Ph. D., membre externe

DÉDICACE

À mon épouse Geneviève et mes parents,
pour m'avoir soutenu toutes ces années...

REMERCIEMENTS

Par où puis-je commencer ? Je tiens tout d'abord à remercier ma conjointe Geneviève pour m'avoir accompagné durant les bons et moins bons moments qui ont constitué mon parcours au doctorat. Ton aide pour la révision de mes textes m'a été précieuse. Je remercie également mes parents et mes frères pour m'avoir témoigné un soutien indéfectible durant toutes mes études. Je remercie également mes collègues de laboratoire Carlos, Hamed, Pierre, Philippe, Dmitri, Jean-Michel, Jean-Philippe, Pierre-Olivier, Clément, ainsi que les nombreux stagiaires qui m'ont aidé et qui m'ont permis d'avoir un environnement de travail stimulant et des discussions enrichissantes. J'ai également une pensée pour Rami qui nous a malheureusement quittés trop tôt et dont le passage au laboratoire nous a marqués. Je remercie mon directeur de recherche Lionel Birglen pour m'avoir fait confiance et permis de faire le passage direct au doctorat en m'offrant un sujet de recherche aussi intéressant.

Tout cela n'aurait pas non plus été possible sans le soutien financier qui m'a été offert au cours de ces années de la part du Conseil de recherches en sciences naturelles et génie du Canada, du Fonds de recherche du Québec - Nature et technologies, du regroupement stratégique INTER (Ingénierie de technologies interactives en réadaptation), de la Fondation de Polytechnique par l'entremise des bourses CIBC et Banque Nationale, ainsi bien entendu de mon directeur de recherche. Le soutien du personnel du département de génie mécanique m'a également été précieux au cours de mes études.

Finalement, je tiens à remercier mes collègues et amis de l'AÉCSP et de la FEUQ grâce à qui mon parcours à Polytechnique a été beaucoup plus diversifié que prévu !

RÉSUMÉ

La préhension et la manipulation d'objets par des robots deviennent de plus en plus répandues dans divers domaines, et ce, pour de multiples applications. L'utilisation de robots permet d'améliorer la répétabilité, la rapidité et la précision lors de certaines tâches, et ce, comparativement aux performances d'un opérateur humain. De plus, un robot peut également être conçu pour accomplir certaines tâches qu'une personne ne pourrait effectuer, que ce soit au niveau de la force nécessaire ou du manque d'espace pour manœuvrer. Des robots peuvent également plus aisément fonctionner dans des environnements hostiles. Tout comme pour l'être humain, la rétroaction tactile est particulièrement utile et même inévitable pour effectuer certaines tâches. Il faut toutefois souligner qu'il s'agit d'un thème de recherche où l'on est encore bien loin d'avoir atteint les performances humaines. Pour s'en approcher, de nombreuses et diverses technologies de capteurs tactiles existent, mais chacune comporte ses défauts. Ainsi, bien qu'il existe actuellement des solutions technologiques pour donner une rétroaction sensorielle à un robot ou à son opérateur, ces dernières s'avèrent généralement coûteuses, présentent différents défauts au niveau de la sensibilité et ne sont pas toujours adaptées à certaines utilisations.

Dans l'optique de trouver une alternative efficace aux technologies conventionnelles de détection et de mesure tactiles, la présente thèse se concentre sur la possibilité d'utiliser la raideur inhérente du mécanisme de transmission d'un doigt sous-actionné. En effet, les doigts et les mains sous-actionnés sont de plus en plus communément utilisés pour leur simplicité propre et leur capacité à saisir et à s'adapter à la forme d'objet de manière purement mécanique sans schéma de commande complexe ou de nombreux actionneurs. Contrairement aux mécanismes pleinement actionnés, les doigts sous-actionnés, communément appelés adaptatifs, comportent des éléments passifs pour contraindre leur mouvement avant le contact, tout en permettant d'obtenir une prise stable sans développer des forces de contact trop élevées initialement.

Les doigts sous-actionnés étant généralement dépourvus d'actionneurs à l'intérieur du doigt lui-même, les seuls capteurs déjà présents sont typiquement situés à l'unique actionneur. Toutefois, en analysant et traitant en temps réel les données de ces capteurs internes, également appelés proprioceptifs, il est possible d'extraire une panoplie d'informations sur ce qui se passe au niveau des phalanges. Ce principe est donc utilisé pour obtenir des algorithmes de détection tactile pouvant être utilisés sur différents systèmes, tels qu'une pince compliante et un préhenseurs à membrures. Pour tirer profit au maximum du potentiel des informations

cachées dans la raideur du mécanisme telle que perçue à l'actionneur, un procédé d'optimisation du mécanisme de transmission est également proposé. Finalement, à l'aide de multiples simulations et de tests expérimentaux, le potentiel de la raideur d'un doigt sous-actionné comme base pour un capteur tactile virtuel proprioceptif est démontré.

ABSTRACT

Robotic hands have become more and more prevalent in many fields. They have replaced human operators in many repetitive applications where robots become more precise and efficient. Moreover, robotic graspers can lift heavier loads and accomplish maneuvers a human could not. They can also manipulate objects in hostile environments where it would be dangerous for humans. Therefore, a lot of work has been done in recent years to improve their capabilities such as their speed, dexterity, strength, and versatility. However, current robotic manipulators lack the sensory feedback of their human counterparts. Indeed, haptic and tactile feedbacks are still very limited in current devices, which may be a problem, because tactile sensing is deemed nearly mandatory for a large number of applications. Conventional tactile sensors, which are usually applied on the external surface of a robot, are generally used, but they can also be costly, insensitive to some dynamic phenomena, and not adequate to some applications.

To solve these issues, many authors have worked on finding alternatives to standard tactile sensors. This thesis fits in this current trend by focusing on the possibility of using the internal stiffness of underactuated fingers to design a virtual tactile sensor. This technique is referred to as proprioceptive tactile sensing. It is applied here to underactuated robotics fingers, which are becoming prevalent in many fields. Underactuated mechanisms, sometimes referred to as self-adaptive, are particularly interesting because of their intrinsic ability to mechanically adapt themselves to the shape of an object without complex control laws and as low as only one actuator. As they have by definition less actuators, they generally have no sensor in the finger's mechanism itself. Instead of adding new sensors, it is possible to take advantage of the sensors already present, such as the ones at the actuator.

Therefore, in this thesis, only data provided by sensors at the actuator is used. Since a one-to-one relationship exists between the contact location and the instantaneous stiffness of the mechanism, it is possible to compute one from the other. Therefore, with the measurements from sensors at the actuator, it is possible to estimate the point of contact. To this aim, a complete model is proposed and experimental data is provided. Different algorithms were tested successfully on a compliant biocompatible gripper and a 2-DOF linkage-driven finger. Finally, an optimization procedure is presented with the aim of finding the optimal parameters of the transmission mechanism to improve the sensitivity of the virtual tactile sensor. The data presented in this thesis demonstrate the robustness of the proposed proprioceptive tactile sensing (PTS) technique. A second PTS algorithm designed for another type of

underactuated fingers, namely the double tendon architecture, is also proposed and discussed.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE iii

REMERCIEMENTS iv

RÉSUMÉ v

ABSTRACT vii

TABLE DES MATIÈRES ix

LISTE DES TABLEAUX xiii

LISTE DES FIGURES xiv

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS xviii

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1
1.1 Motivation 1
1.2 Objectifs de recherche 2
1.3 Plan de la thèse 3

CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE 4
2.1 Main humaine 4
2.2 Les préhenseurs robotiques 5
2.3 Sous-actionnement 6
2.3.1 Doigts adaptatifs 8
2.3.2 Analyse des doigts sous-actionnés 9
2.3.3 Mains adaptatives et mécanismes différentiels 12
2.3.4 Conception et synthèse 12
2.3.5 Liaisons compliantes 15
2.3.6 Synergies 16
2.4 Détection et mesure tactile 17
2.4.1 Capacités sensorielles humaines 18
2.4.2 Capteurs tactiles conventionnels 19
2.4.3 Combinaison de capteurs 25
2.4.4 Méthodes alternatives 25

2.5 Conclusion 29

CHAPITRE 3 DÉMARCHE DE TRAVAIL ET ORGANISATION 31
3.1 Contributions 32
3.2 Publications 32

CHAPITRE 4 ARTICLE 1 : A COMPLIANT SELF-ADAPTIVE GRIPPER WITH PROPRIOCEPTIVE HAPTIC FEEDBACK 34
4.1 Introduction 34
4.2 Self-Adaptive Mechanism 36
4.2.1 Notation 38
4.2.2 Quasi-Static Analysis 38
4.2.3 Compliance Modeling 42
4.2.4 Numerical Data 43
4.3 Prototype 46
4.3.1 Overview 46
4.3.2 Mechanical and Electronic Design 46
4.3.3 Sensors and Controllers 47
4.4 Experimental Data 49
4.4.1 Nylon Cable 49
4.4.2 Control Law 50
4.4.3 Hysteresis 52
4.4.4 Haptic Interface 54
4.5 Conclusion 57

CHAPITRE 5 ARTICLE 2 : STIFFNESS ANALYSIS OF UNDERACTUATED FINGERS AND ITS APPLICATION TO PROPRIOCEPTIVE TACTILE SENSING 65
5.1 Introduction 65
5.2 Modeling of Underactuated Robotic Fingers 69
5.2.1 Notations and Hypotheses 69
5.2.2 Contact Forces 69
5.2.3 Preshaping 71
5.3 Preliminary Analysis 73
5.4 Two-Phalanx Fingers 76
5.5 Three-Phalanx Fingers 77
5.6 Tactile Sensing Algorithm 79
5.7 Experimental Validation 80

5.8 Conclusion 86

CHAPITRE 6 ARTICLE 3 : OPTIMAL DESIGN OF SELF-ADAPTIVE FINGERS FOR PROPRIOCEPTIVE TACTILE SENSING 91
6.1 Introduction 91
6.2 Proprioceptive Tactile Sensing 94
6.2.1 Notations and Hypotheses 95
6.2.2 Kinetostatic Analysis 96
6.3 Optimal Design of Underactuated Fingers for Proprioceptive Tactile Sensing 101
6.3.1 Infinite Stiffness and Contact Localization 101
6.3.2 Optimal Design 106
6.4 Contact Localization along the Proximal Phalanx 114
6.4.1 Addition of a Hidden Phalanx 114
6.4.2 Comparison between a Typical and Hidden Phalanx Fingers 115
6.5 Conclusion 116

CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES 122
7.0.1 Fermeture géométrique 122
7.1 Plan de raideur instantanée et sa correspondance dans l'espace atteignable . 125
7.1.1 Analyse 125
7.1.2 Résultats et discussion 127
7.2 Mécanismes à tendon double 132
7.2.1 Analyse cinémato-statique 133
7.2.2 Avant le contact initial 135
7.2.3 Contact initial 136
7.2.4 Discussion 143
7.3 Conclusion 143

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE 144
8.1 Hystérésis avec la pince compliante adaptative 144
8.2 Mesure du couple à l'actionneur 145
8.3 Effet de la raideur instantanée sur sa mesure 145
8.4 Contacts simultanés 146
8.5 Mains sous-actionnées avec un mécanisme différentiel 148
8.6 Problématique des contacts équivalents 149

CHAPITRE 9 CONCLUSION 150

9.1 Synthèse des travaux 150
9.2 Limitations de la solution proposée 151
9.3 Améliorations futures 151

RÉFÉRENCES 153

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Technologies de capteurs tactiles, adapté de (Tiwana et al., 2012)	20
Tableau 4.1	Parameters of the gripper and the compliant joints	43
Tableau 4.2	Actuation force needed to close the gripper and contact forces for a typical grasp	45
Tableau 5.1	Geometric parameters of the three-phalanx finger example	73
Tableau 5.2	Geometric parameters of the prototype	82
Tableau 6.1	Geometric Parameters of Example Underactuated Fingers	99
Tableau 6.2	Geometric Parameters of the Finger with a Hidden Phalanx	115
Tableau 7.1	Paramètres géométriques de doigts sous-actionnés typiques	127
Tableau 7.2	Paramètres géométriques d'un doigt à double tendon à trois degrés de liberté	133

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Structures de doigts à deux (gauche) et trois (droite) phalanges (Jung et al., 2008)	5
Figure 2.2	Aile mécanique sous-actionnée de Léonard de Vinci (Codex Atlanticus)	6
Figure 2.3	Passive walker (Wisse et al., 2005)	7
Figure 2.4	Soft Gripper (Hirose and Umetani, 1978)	8
Figure 2.5	Doigt sous-actionné à 2 DDL s'adaptant à la forme de l'objet (Birglen et al., 2008)	9
Figure 2.6	Doigt pleinement actionné avec des tendons (Jung et al., 2008)	9
Figure 2.7	Exemple d'une séquence d'éjection (Birglen and Gosselin, 2004)	11
Figure 2.8	Mécanisme différentiel	12
Figure 2.9	Différents mécanismes à membrures pour des doigts à 2 DDL (Birglen, 2009)	13
Figure 2.10	Différents mécanismes à membrures pour des doigts à 3 DDL (Birglen, 2009)	14
Figure 2.11	Doigt sous-actionné avec des liaisons compliantes et des tendons (Lotti and Vassura, 2002)	15
Figure 2.12	Exemples de mains sous-actionnées (Dollar and Howe, 2010; Carrozza et al., 2004)	16
Figure 2.13	Différentes formes de synergies avec des préhenseurs robotiques (Catalano et al., 2012)	17
Figure 2.14	Capteur piézorésistif	21
Figure 2.15	Exemple de capteurs tactiles piézoélectriques (Dollar et al., 2010)	22
Figure 2.16	Capteur piézoélectrique	22
Figure 2.17	Principe de fonctionnement d'un capteur inductif (Futai et al., 2004)	23
Figure 2.18	Prototype de capteur inductif (Takenawa, 2009)	23
Figure 2.19	Doigt flexible avec capteurs optiques intégrés (Park et al., 2009)	24
Figure 2.20	Capteur tactile avec des jauges de contrainte	25
Figure 2.21	Exemple de capteurs extéroceptifs	26
Figure 2.22	Main Utah-MIT effectuant de la détection tactile avec des relations géométriques (Huber and Grupen, 1994)	28
Figure 2.23	Mouvement lors d'un SPCM (Kaneko and Tanie, 1994)	29
Figure 4.1	Pseudo-rigid-body model of the gripper with input and output forces	37
Figure 4.2	Geometric parameters of the gripper	39

Figure 4.3 Compliant rectangular notch hinge 42
Figure 4.4 Slider position variation ΔY_a as a function of the actuation force f_a (i.e. gripper equivalent stiffness) 44
Figure 4.5 FEA of the gripper 45
Figure 4.6 Prototype of the haptic grasping device 47
Figure 4.7 Inside view of the haptic device 48
Figure 4.8 Side view of the haptic device 48
Figure 4.9 Elongation of the nylon cable as a function of its tension 49
Figure 4.10 Block diagram of the controller 51
Figure 4.11 Hysteresis curve during a closing motion followed by an opening motion of the gripper 52
Figure 4.12 Angular position of the RE25 motor with and without compensation 53
Figure 4.13 Expected (if closing without contact) and measured angles of the RE25 54
Figure 4.14 Haptic feedback at the handle 55
Figure 4.15 Localisation of the contact point using the instantaneous stiffness K_c 57
Figure 5.1 Typical closing sequence of an underactuated finger 67
Figure 5.2 Underactuated finger with n phalanges 70
Figure 5.3 Geometries and transmissions of typical underactuated fingers 71
Figure 5.4 Stiffness with or without contact on a 3-DOF finger 73
Figure 5.5 K_c as a function of the initial contact location k_2 and the stiffnesses of the springs, assumed identical ($K_j = K_1 = K_2$) 76
Figure 5.6 K_c for a 3-DOF finger as a function of K_2 and contact locations . . . 78
Figure 5.7 K_c as a function of the initial contact location for two designs 78
Figure 5.8 Algorithm for contact location estimation 80
Figure 5.9 Examples of grasps with a 2-DOF linkage-driven finger 81
Figure 5.10 Driving mechanism 82
Figure 5.11 Experimental instantaneous stiffness curve 82
Figure 5.12 Actuator torque and angle during a closing sequence 84
Figure 5.13 Actual contact locations vs. estimated values 85
Figure 5.14 Estimation error as a function of the initial contact position 85
Figure 6.1 Typical Closing Sequence of an Underactuated Finger 92
Figure 6.2 Typical Stiffness Profile during Grasping. The stiffness shown here is considered from the actuator's perspective 93
Figure 6.3 Geometric Model of an Underactuated Finger 95
Figure 6.4 Geometry of the S-class Linkage-Driven Finger 97
Figure 6.5 Da Vinci's Mechanism 98

Figure 6.6 Optimal Transmission Factor for a 2-DOF Underactuated Finger . . . 104
Figure 6.7 Infinite Instantaneous Stiffness Configurations 105
Figure 6.8 X_2-θ_2-θ_3 Relationship for a Ideal 3-DOF Transmission ($\lambda = 1$) 105
Figure 6.9 X_3-θ_2-θ_3 Relationship for a Ideal 3-DOF Transmission ($\lambda = 1$) 106
Figure 6.10 Normality Conditions for Approximate Geometrical Synthesis 108
Figure 6.11 Optimization procedure 109
Figure 6.12 Closing Motion of an Optimized 2-DOF Linkage-Driven Underactuated Finger. The red circles represent the location of the equilibrium point (infinite instantaneous stiffness) 110
Figure 6.13 Contact Location Relative Error as a Function of the Instantaneous Stiffness Variation. The variables Δk_2, ΔK_c, and $\overline{K}_c$ are respectively the error on the estimated contact location, the error on the instantaneous stiffness, and the exact instantaneous stiffness 110
Figure 6.14 Closing Motion of an Optimized 2-DOF Da Vinci Type Finger ($\lambda = 1.2$). The red circles represent the location of the equilibrium point (infinite instantaneous stiffness) 111
Figure 6.15 Variation of the Mean Value of λ as a Function of b_1 for the Complete Closing Sequence 112
Figure 6.16 Closing Motion of an Optimized 3-DOF Linkage-Driven Finger ($\lambda = 1$). As can be seen, the two conditions to obtain an infinite stiffness configuration are for all practical purposes always fulfilled 112
Figure 6.17 Contact Location Relative Error as a Function of the Instantaneous Stiffness Disparity for the Distal Phalanx 113
Figure 6.18 Underactuated Finger with an Hidden Proximal Phalanx 114
Figure 6.19 Comparison between the original and optimized fingers 116
Figure 7.1 Géométrie d'un doigt sous-actionné constitué de mécanismes à quatre barres successifs 122
Figure 7.2 Géométrie d'un mécanisme à quatre barres 123
Figure 7.3 Plan de raideur instantanée du doigt B 128
Figure 7.4 Représentation de la raideur instantanée pour l'espace atteigneble du doigt B 129
Figure 7.5 Plan de raideur instantanée du doigt C. Les différentes zones sont séparées par les lignes horizontales 130
Figure 7.6 Représentation de la raideur instantanée dans l'espace atteignable du doigt C 131
Figure 7.7 Architecture à tendon double 132

Figure 7.8 Modèle équivalent du doigt à double tendon 133
Figure 7.9 Angles des articulations durant le mouvement pré-contact 135
Figure 7.10 Couples générés par les butées mécaniques 136
Figure 7.11 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase initiale 138
Figure 7.12 Reconfigurations possibles après un contact lors de la phase initiale . 139
Figure 7.13 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase intermédiaire . . 141
Figure 7.14 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase finale 142
Figure 8.1 Compensation de l'hystérésis avec la pince compliante sous-actionnée 145
Figure 8.2 Raideur instantanée avec des contact multiples 147
Figure 8.3 Plan de raideur instantanée pour des contacts multiples 148

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ASME	American Society of Mechanical Engineers
CPP	Complete proximal phalanx
DDL	Degré(s) de liberté
DOF	Degree(s) of freedom
DTS	Distal phalanx solution
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IPS	Intermediate phalanx solution
IIS	Infinite Instantaneous Stiffness
PTS	Proprioceptive tactile sensing

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Motivation

Dans une optique d'améliorer l'efficacité et les performances lors de l'exécution de certaines tâches, les mains robotiques ont graduellement remplacé le travailleur humain dans certains domaines au cours des dernières décennies. L'utilisation de préhenseurs robotiques devient également répandue lorsqu'une tâche doit être effectuée dans un environnement hostile ou lorsque les capacités humaines s'avèrent insuffisantes. Les solutions robotiques deviennent également intéressantes dans le domaine de la prosthétique lors de l'absence ou de la perte d'un membre. La polyvalence, tout comme la capacité des mains robotiques d'effectuer certaines tâches de façon très efficace, les rend idéales pour de nombreux champs d'application. Les chaînes de montage, la chirurgie assistée, la manipulation de matières dangereuses et les bras robotiques spatiaux ne sont que quelques exemples de ceux-ci.

Toutefois, pour atteindre des performances intéressantes, une main robotique doit être généralement composée de nombreux systèmes, que ce soit des capteurs, des actionneurs, de l'électronique de commande et de puissance ainsi qu'une partie logicielle inévitable. Incidemment, les prototypes conçus et fabriqués au fil du temps sont devenus de plus en plus complexes. Cette complexité explique entre autres les coûts de production élevés de ces appareils. Dans l'optique de démocratiser leur utilisation dans l'industrie et les rendre plus abordables tout en conservant leurs fonctionnalités et leur efficacité, plusieurs chercheurs ont travaillé sur les systèmes dits sous-actionnés, à l'opposé des mécanismes sériels communément utilisés. Ces derniers ayant moins d'actionneurs que de degrés de liberté, ils permettent par leur nature de réduire les coûts et la complexité des systèmes conçus. Bien que ces préhenseurs sous-actionnés s'éloignent de la main humaine en termes d'actionneurs/muscles, ils s'en approchent qu'en à la séquence normale de fermeture lors de la saisie d'un objet. Il faut toutefois ne pas les amalgamer avec les mécanismes couplés, ces deniers ayant des performances plus limitées. La réduction du nombre d'actionneurs diminue directement la complexité du schéma de commande et les coûts et la masse associés à ces derniers. L'idée fondamentale derrière les doigts et les mains sous-actionnées est d'utiliser un système purement mécanique pour gagner une capacité intrinsèque d'adaptation aux formes d'un objet, et ce, sans loi de commande de haut niveau. Il va sans dire que cette propriété rend les mécanismes sous-actionnés particulièrement attrayants et polyvalents pour de nombreuses applications, comme la littérature permet de le constater.

En continuité de cette avenue, après la simplification de l'actionnement et de la commande

de mains robotiques, le prochain défi se retrouve au niveau des capteurs et de la rétroaction sensorielle. En effet, bien que polyvalentes, les mains sous-actionnées ont un défaut bien particulier ; il est impossible de commander pleinement et de façon indépendante les forces appliquées par les phalanges en raison de la réduction du nombre d'actionneurs. Pour éviter toute problématique, des capteurs tactiles sont généralement utilisés pour mesurer les forces appliquées. Toutefois, cet ajout ne suit pas la volonté de réduction de coût et de complexité énoncée précédemment. Plusieurs chercheurs travaillent à trouver des alternatives et les travaux présentés dans cette thèse s'inscrivent dans cette démarche. Ainsi, l'objectif central est donc de trouver une alternative à ces technologies classiques et à l'employer sur des mains robotiques sous-actionnées. Un des défis se situe au niveau de l'absence d'actionneur dans le doigt sous-actionné lui-même. En effet, les actionneurs sont généralement munis de capteurs de position et de force, ce qui aurait garanti un niveau important de données pouvant être utilisées pour remplacer les capteurs tactiles. Bien que des capteurs puissent être tout simplement ajoutés dans le mécanisme du doigt, cela engendrerait des coûts additionnels, ainsi qu'une complexification mécanique et électronique. Cela ne répondrait pas non plus à l'objectif d'obtenir une solution polyvalente, car l'ajout de capteurs ne serait pas approprié pour certaines applications, notamment dans des milieux biocompatibles. De plus, il serait plus intéressant de trouver une alternative aux capteurs tactiles qui serait utilisable sur des mains robotiques déjà existantes sans modification mécanique ou électronique. Il revient donc de s'attarder aux informations déjà disponibles sur une main sous-actionnée, c'est-à-dire les capteurs de l'actionneur communément distant qui se trouvent la plupart du temps dans la paume de la main. En tirant profit au maximum de ces données et effectuant une modification logicielle, il devient donc possible d'obtenir un capteur tactile virtuel basé uniquement sur des mesures proprioceptives venant de l'actionneur.

1.2 Objectifs de recherche

L'objectif de cette thèse est de trouver une alternative fonctionnelle aux capteurs tactiles usuels utilisés sur les mains robotiques. Cela s'inscrit dans la démarche du Laboratoire de robotique de diminuer la complexité des préhenseurs robotiques et de les rendre plus abordables. Cette technique doit fonctionner avec les mécanismes sous-actionnés, ces derniers comportant généralement moins de capteurs. Pour ce faire, une modélisation mathématique générale de doigts sous-actionnés doit être faite. Ce modèle doit être utilisable avec une grande majorité des mécanismes de transmission communément utilisés dans les mains sous-actionnées, dans l'objectif d'avoir une perspective plus large et de garantir un potentiel élevé à la méthode développée. À partir de ce modèle, des algorithmes pouvant calculer des informations tactiles à

partir de mesures provenant de capteurs internes, à l'opposé des capteurs externes classiques, doivent être développés. Finalement, en plus de la production de prototypes pour la validation expérimentale, une optimisation des architectures de ces doigts et mains robotiques doit être effectuée pour obtenir des performances intéressantes comparativement aux technologies actuellement sur le marché.

1.3 Plan de la thèse

Cette thèse est rédigée par articles et comporte neuf chapitres. À la suite de l'introduction, une revue critique de la littérature pertinente au projet de recherche est présentée au second chapitre. Elle est suivie par un court chapitre présentant la démarche de travail et les contributions originales résultant des travaux effectués. Trois articles de revue publiés ou soumis forment les trois chapitres suivants. Finalement, avant la conclusion, des résultats complémentaires sont présentés et une discussion générale est incluse.

CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

Dans ce chapitre, une introduction portant sur l'état de l'art sur les préhenseurs/manipulateurs robotiques sera faite, avec une attention particulière au sous-actionnement ainsi qu'à la détection et rétroaction tactile. Puisque ces systèmes peuvent être utilisés pour diverses applications, passant des instruments chirurgicaux aux chaînes de montage industrielles et les manipulateurs spatiaux, leurs caractéristiques seront abordées de manière générale. Il faut toutefois noter que dans le domaine de la robotique, la saisie et la manipulation sont deux termes qui reviennent régulièrement. Bien que quelques fois utilisés sans distinction, ces deux mots n'ont pas la même définition. En effet, le verbe manipuler réfère à l'action de tenir et de donner un mouvement à un objet dans ses mains lors d'une utilisation quelconque. De son côté, la saisie est l'action de saisir, d'agripper ou de retenir un support, un objet, etc. Ainsi, il existe une chronologie, puisque la saisie a lieu avant la manipulation. Toutefois, dans le cadre des travaux présentés dans cette thèse, puisque le sujet de recherche porte sur la perception tactile, qui se fait en premier lieu lors de la saisie, les deux termes seront utilisés sans distinction.

2.1 Main humaine

Il serait inadéquat de travailler sur les préhenseurs robotiques sans commencer par s'intéresser à leur contrepartie humaine, qui est à la fois leur première inspiration et ce contre quoi elles doivent se démarquer. Ainsi, la main humaine est constituée de 27 os et de 39 muscles assemblés en 18 articulations et permettant plus d'une vingtaine de degrés de liberté (Mason et al., 2001). Elle est également constituée de nombreux récepteurs tactiles et kinesthésiques qui composent en partie le sens du toucher. En robotique, de nombreux éléments d'un préhenseur ou d'un manipulateur empruntent la terminologie utilisée pour définir la physiologie humaine. En ce qui concerne les doigts robotiques, certains éléments ont le même nom que leur contrepartie, tels que les phalanges qu'elles soient proximales, intermédiaires ou distales (voir la figure 2.1). En effet, il est également très commun qu'un doigt robotique se limite à trois phalanges, tel que c'est le cas chez l'humain. De plus, plusieurs chercheurs et ingénieurs ont adopté une approche de biomimétisme lors de la conception de mains robotiques, mais cette avenue s'est avérée hasardeuse par le passé, les performances n'étant pas toujours au rendez-vous, certains auteurs contestant la pertinence d'une telle approche (Bicchi, 1996).

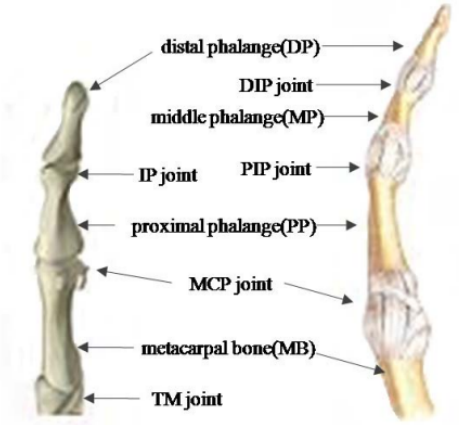


Figure 2.1 Structures de doigts à deux (gauche) et trois (droite) phalanges (Jung et al., 2008)

2.2 Les préhenseurs robotiques

Les préhenseurs robotiques font l'objet de recherche scientifique depuis plusieurs décennies. Ils ont évolué au fil du temps pour manipuler des objets de différentes formes, masses et textures, et ce, dans des conditions variées. Ils peuvent être destinés à de nombreuses applications, que ce soit la prosthétique (Belter and Dollar, 2011), les instruments chirurgicaux (Tholey and Desai, 2007; Kode and Cavusogl, 2007; Doria and Birglen, 2009) et la manipulation dans divers environnements tels que les chaînes de montage, l'espace (Butterfass et al., 2001; Martin et al., 2004) et les opérations sous-marines (Stuart et al., 2014). Parmi les premiers prototypes ayant reçu une reconnaissance généralisée, on peut mentionner l'Utah/MIT Hand (Jacobsen et al., 1986), l'OkadaHand (Okada, 1982) et la Stanford/JPL Hand (Salisbury and Craig, 1982). Plusieurs mains robotiques ont également eu un certain succès sur le marché, notamment la ShadowHand [1], la Schunk Dexterous Hand [2] et plus récemment les mains de Robotiq. [3] À l'exception de ces dernières, ces systèmes se caractérisent toutefois par leur grand nombre d'actionneurs et de capteurs, ainsi que par la complexité de leur système de commande. Au-delà de leur coût qui peut être très élevé, ces préhenseurs peuvent également être mal adaptés à certaines utilisations, que ce soit par leur masse importante qui les rend inappropriés pour la prosthétique ou le grand nombre de pièces qui n'est pas nécessairement adéquat pour une utilisation dans un milieu biologique. Ainsi, de nombreux chercheurs sont à la recherche de solutions aux limitations de ces premiers systèmes. Une d'entre elles, présentée dans la prochaine section, est le sous-actionnement.

1. www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/
2. www.schunk.com
3. www.robotiq.com

2.3 Sous-actionnement

Un mécanisme peut être classé dans trois catégories distinctes par rapport au nombre de ses mobilités et son actionnement. Il peut être soit pleinement actionné, sur-actionné (actionnement redondant) ou sous-actionné. De manière générale, cette classification se fait en déterminant le nombre d'actionneurs (parfois appelé DDA, soit degré d'actionnement) par rapport au nombre de degrés de liberté (DDL) du mécanisme. Dans le cas du sous-actionnement, il y a moins d'actionneurs que de degrés de liberté. Bien que le plein actionnement soit utile pour contrôler exactement la position et l'orientation d'un objet saisi, cette capacité n'est généralement pas toujours recherchée pour certaines applications. C'est pourquoi le sous-actionnement devient intéressant.

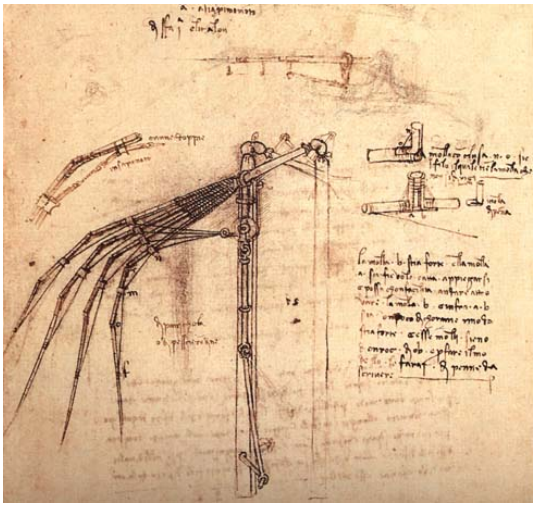


Figure 2.2 Aile mécanique sous-actionnée de Léonard de Vinci (Codex Atlanticus)

Historiquement, il est possible de retourner très loin dans la littérature pour retrouver le sous-actionnement et ses applications. Par exemple, dans le *Codex Atlanticus* de Léonard de Vinci (Birglen, 2010), une représentation d'un de ces mécanismes est illustrée (voir la figure 2.2). Il s'agit ici d'une aile volante conçue par de Vinci munie de tendons permettant de distribuer une force unique aux diverses membrures constituant l'aile. Ce mécanisme imite donc le mouvement naturel d'une aile tel qu'observé dans la nature. Par contre, ce n'est que lors des dernières années que le sous-actionnement est devenu un champ de recherche en pleine expansion. Il faut toutefois faire attention à bien distinguer les types de sous-actionnement présents dans la littérature. Un premier type de sous-actionnement, plus général, ne se rapporte qu'à la définition donnée précédemment. En ce sens, bien qu'il y ait moins d'actionneurs que de DDL, ces derniers sont libres de bouger. Les *passives walkers* conçus à l'Université de Delft sont des exemples de ce type de mécanismes (voir la figure 2.3). Ainsi, il a été démontré

qu'un robot non actionné peut avoir une démarche stable (Wisse et al., 2001). Le mouvement cyclique de ces robots marcheurs est lancé en configurant initialement les jambes pour que les valeurs des positions et des vitesses articulaires soient presque identiques à la fin de chaque foulée comparativement aux conditions initiales. La perte d'énergie qui a lieu lorsque le pied touche le sol est compensée par un actionneur ou simplement en faisant marcher le robot sur une légère pente négative. Ainsi, le mouvement est gouverné par la dynamique du mécanisme, ce qui permet d'obtenir un mouvement se rapprochant de celui d'une jambe humaine.

Toutefois, un second type de sous-actionnement, plus spécifique, et qui est utilisé dans ce projet, distribue l'effort d'actionnement à toutes les articulations du mécanisme. Dans ce cas, toutes les liaisons cinématiques bougent en fonction de la force ou du couple d'entrée. Pour cela, le système nécessite un mécanisme de transmission et des éléments passifs. Les articulations qui ne sont pas directement actionnées ni couplées à une autre articulation, mais sur lesquelles sont appliquées un couple, sont généralement définies comme étant passives. Le système nécessite donc minimalement un nombre d'actionneurs et d'éléments passifs égal au nombre de degrés de liberté.

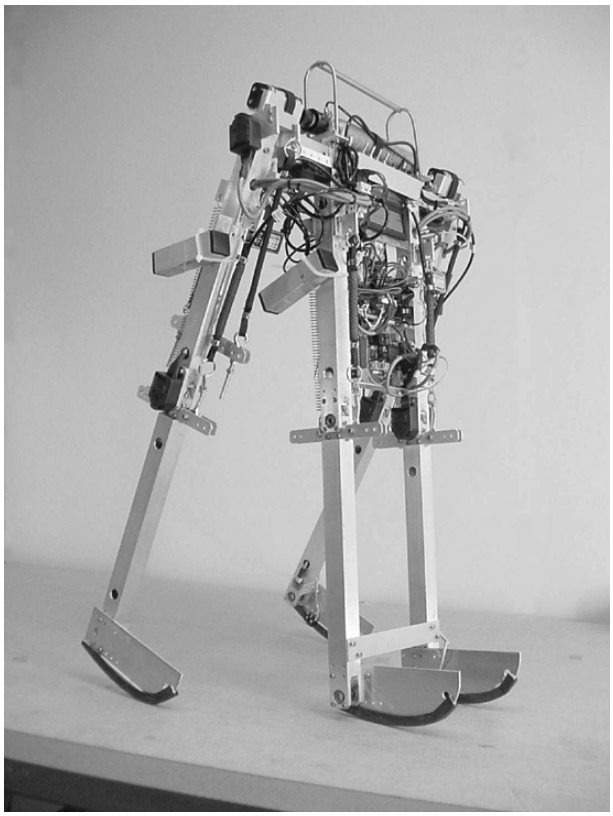


Figure 2.3 Passive walker (Wisse et al., 2005)

Grâce à leurs propriétés, une panoplie d'applications a été trouvée au sous-actionnement,

l'une des plus importantes étant les préhenseurs et manipulateurs adaptatifs. Ces derniers ont la particularité de s'adapter à un environnement extérieur pour accomplir une tâche quelconque (Dollar and Howe, 2011). Un des pionniers dans le domaine fut Shigeo Hirose avec le *Soft Gripper* (Hirose and Umetani, 1978) (voir la figure 2.4). Ce prototype était constitué de deux doigts de 20 liaisons actionnées par un câble.

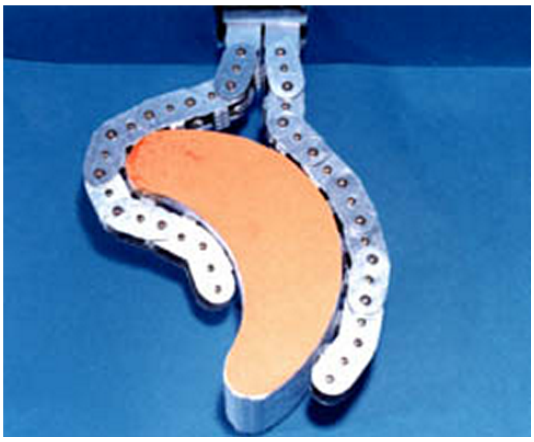


Figure 2.4 Soft Gripper (Hirose and Umetani, 1978)

2.3.1 Doigts adaptatifs

Comme mentionnée précédemment, une des applications intéressantes et prometteuses du sous-actionnement est les mains et les doigts sous-actionnés. Leur capacité à s'adapter passivement à la forme d'un objet est d'ailleurs la raison pour laquelle ils sont également appelés *mécanismes adaptatifs*. Un exemple de séquence de fermeture d'un doigt adaptatif est illustré à la figure 2.5. Comme on peut le voir sur cette figure, le doigt s'adapte à la forme de l'objet à saisir tout en transmettant une force de contact. Initialement, le couple est transmis à la base, ce qui permet à la première phalange de tourner. Le reste du doigt est contraint par les éléments compliants. Ce mouvement précontact est communément appelé *preshaping* (Wang et al., 2011; Aukes et al., 2014) ou trajectoire de fermeture. À la suite du contact initial avec l'objet, la première phalange étant bloquée, la seconde amorce son mouvement jusqu'à ce qu'elle soit elle aussi en contact avec l'objet. Il s'agit donc d'une préhension adaptative. Notez aussi que ce doigt possède deux phalanges (donc deux DDL), mais un seul actionneur symbolisé par une flèche verte.

Plusieurs types de mécanismes existent pour transmettre l'effort d'actionnement dans ces doigts. Que cela soit avec des mécanismes à membrures rigides ou à tendons et poulies, la force d'entrée (ou couple) est répartie sur toutes les phalanges. En ce qui concerne plus

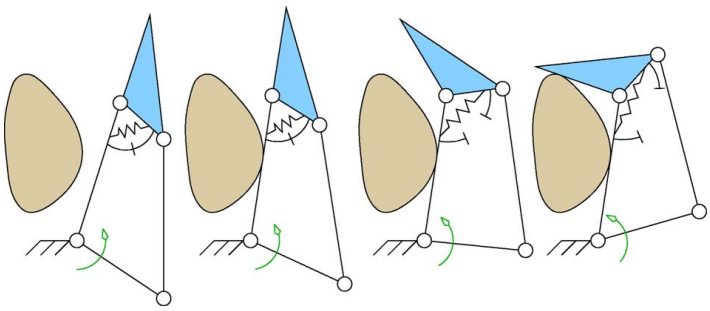


Figure 2.5 Doigt sous-actionné à 2 DDL s'adaptant à la forme de l'objet (Birglen et al., 2008)

précisément les mécanismes à tendons, un deuxième tendon servant à l'ouverture passive du doigt peut être parfois utilisé. Les appellations «tendon de libération» (*release tendon*) et «fil de libération» (*release wire*) ont été utilisées dans la littérature pour qualifier ces mécanismes (Crisman et al., 1996; Hirose and Umetani, 1978).

Il faut toutefois ne pas associer nécessairement les doigts actionnés avec des tendons avec le sous-actionnement. Il existe des prototypes où le mouvement des phalanges est couplé, ce qui réduit le nombre de DDL et rend le mécanisme pleinement actionné (Jung et al., 2008). Un exemple de ce type de doigts est illustré à la figure 2.6.

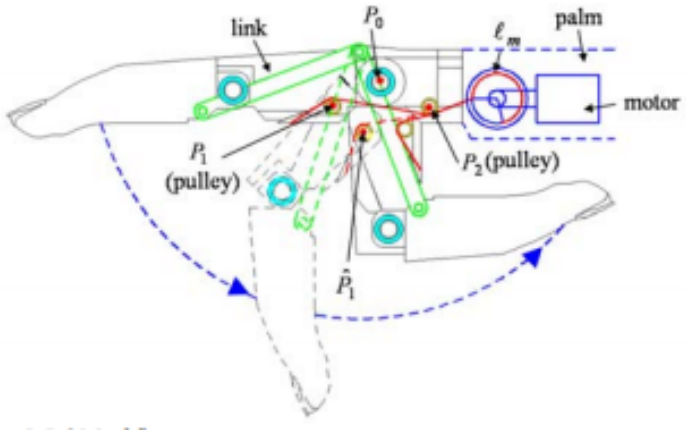


Figure 2.6 Doigt pleinement actionné avec des tendons (Jung et al., 2008)

2.3.2 Analyse des doigts sous-actionnés

Alors que de multiples analyses peuvent être effectuées sur des doigts sous-actionnés et pleinement actionnés, une grande partie d'entre elles portent sur la stabilité lors de la saisie

d'un objet (Howard and Kumar, 1996; Bégoc et al., 2006; Kragten and Herder, 2010) et sur la raideur (Wassink et al., 2010; Malvezzi and Prattichizzo, 2013; Odhner et al., 2014; Carbone, 2013). Elles permettent notamment de quantifier les performances des préhenseurs sous-actionnés. Différents critères sont utilisés dans la littérature, que ce soit l'isotropie des forces de contact (Hirose and Umetani, 1978) et leur distribution par rapport à celle de la main humaine (Kamikawa and Maeno, 2008), la maximisation des forces par rapport à l'effort d'actionnement (Gosselin et al., 2008), la capacité du mécanisme à résister à des forces externes (Kamikawa and Maeno, 2008) ou encore la rigidité de la prise (Kragten and Herder, 2010). Ces analyses sont généralement quasi statiques, car l'énergie cinétique du système est typiquement faible par rapport à l'énergie potentielle, qui peut être contenue dans des ressorts par exemple, et le travail effectué par les forces de contact (Ozawa et al., 2014). Il existe toutefois des prototypes spécifiquement conçus pour être très rapides où la dynamique ne peut être négligée (Kaneko et al., 2003). Couramment, lorsqu'une matrice de raideur est définie, elle réfère à la raideur de contact entre une main robotique et un objet. Ainsi, cette matrice relie les efforts aux déplacements, c'est-à-dire :

$$\Delta \mathbf{F} = -\boldsymbol{\kappa} \Delta \mathbf{x}, \tag{2.1}$$

où $\Delta \mathbf{F}$ est la variation des efforts (forces et moments) sur l'objet, $\Delta \mathbf{x}$ les déplacements associés dans le référentiel absolu et $\boldsymbol{\kappa}$ la matrice de raideur. Cette matrice peut notamment être utile pour déterminer la stabilité d'une prise en calculant ses valeurs propres (Howard and Kumar, 1996). Elle peut également être utilisée pour obtenir une compliance particulière en faisant varier les paramètres géométriques du mécanisme (Odhner et al., 2014). Il faut toutefois noter qu'il existe d'autres types de matrices de raideur pouvant être utiles lors de l'analyse de doigts sous-actionnés, particulièrement lorsque des liaisons compliantes sont utilisées.

Ce type d'analyse quasi statique est également utilisé couramment pour déterminer les forces de contact générées par les phalanges d'un doigt sous-actionné. Ainsi, les équations sont simplifiées et plus pratiques à utiliser. Plusieurs travaux de recherche sont basés sur cette méthode (Birglen, 2006; Quennouelle and Gosselin, 2010). Les deux éléments centraux de cette analyse sont la matrice Jacobienne du mécanisme et sa matrice de transmission. La première ne dépend que des phalanges, soit leurs dimensions, leurs positions angulaires, la position des contacts et le frottement. Peu importe le mécanisme de transmission utilisé, elle sera toujours la même si les phalanges et leur configuration sont les mêmes. Pour ce qui est de la matrice de transmission, comme son nom l'indique, elle dépend du mécanisme de transmission utilisé. Avec ces dernières, il est possible d'obtenir les forces de contact sur

l'objet saisi en fonction de la configuration du doigt et des couples aux articulations (Birglen et al., 2002) :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T}\mathbf{T}^{-T}\mathbf{t}, \tag{2.2}$$

où $\mathbf{f}$ est le vecteur composé des forces de contact générées par chacune des phalanges, $\mathbf{J}$ est la matrice Jacobienne, $\mathbf{T}$ est la matrice de transmission et $\mathbf{t}$ est le vecteur des couples développés aux articulations. La Jacobienne est obtenue en dérivant les équations reliant les coordonnées des points de contact sur les phalanges dans l'espace cartésien à celles dans l'espace articulaire. Quant à la matrice de transmission, une analyse cinématique plus poussée est nécessaire. De manière courante, l'utilisation d'identités trigonométriques et de certains théorèmes tels que celui de Kennedy ainsi que des équations de fermeture cinématiques permet d'obtenir cette matrice, bien que son obtention dépende du mécanisme utilisé.

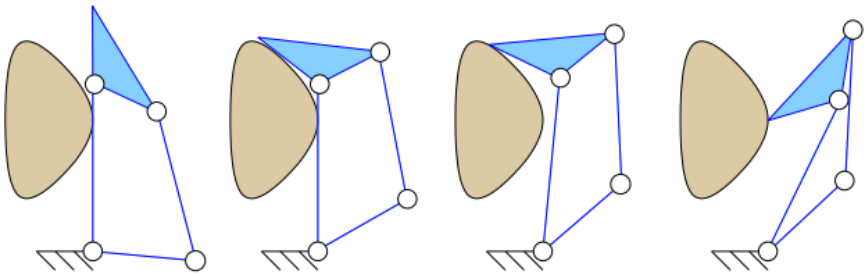


Figure 2.7 Exemple d'une séquence d'éjection (Birglen and Gosselin, 2004)

Cette équation permet par la suite de faire plusieurs analyses telles que celle du phénomène d'éjection, qui consiste en une configuration instable du doigt sur un objet qui provoque une fermeture du doigt sur lui-même et non sur l'objet. Un exemple d'une séquence d'éjection est illustré sur la figure 2.7. Il est aussi possible d'optimiser le mécanisme (et ses dimensions). Cela permet d'obtenir des doigts (ou mains) qui sont mieux adaptés à la saisie de certains objets et d'éviter le phénomène d'éjection.

En ce qui concerne le déploiement d'une main ou d'un doigt sous-actionné avant qu'un contact soit fait, la configuration du mécanisme peut être aisément déterminée en utilisant le principe des travaux virtuels (Birglen and Herbecq, 2009). Ce principe stipule que la somme nette des travaux virtuels dans un mécanisme est nulle si et seulement si ce dernier est à l'équilibre (Paul, 1979).

2.3.3 Mains adaptatives et mécanismes différentiels

Sur la figure 2.8, ce même principe de sous-actionnement est transposé à des mains à plusieurs doigts, ce qui implique l'ajout d'un mécanisme différentiel si l'objectif est toujours d'utiliser un seul actionneur. Une revue de quelques-uns de ces mécanismes de transmission est faite dans (Birglen and Gosselin, 2006). Par exemple, les poulies, les mécanismes de bascule, les différentiels planétaires et à pignons coniques ainsi que les circuits hydrauliques avec une conduite en T sont de possibles solutions qui sont présentement utilisées. En effet, certains mécanismes ont été conçus spécifiquement pour actionner des prothèses en utilisant des tendons et des poulies (Baril et al., 2010). Les mécanismes à bascule sont aussi très intéressants pour les mains prosthétiques, contrairement aux systèmes à engrenages ou hydrauliques qui sont trop massifs pour être appropriés.

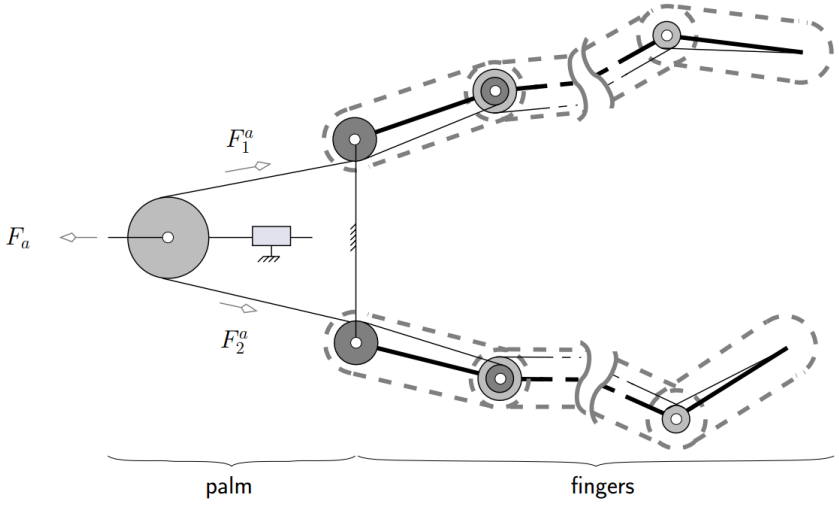


Figure 2.8 Mécanisme différentiel

Il existe plusieurs exemples de mains robotiques anthropomorphiques, tels que la main DLR (Butterfass et al., 2001), la main 100 G (Kaneko et al., 2003), la BarrettHand (Ulrich, 1990), la main Graspar (Crisman et al., 1996), la main RTR 2 (Massa et al., 2002), la mainBelgrade/USC (Bekey et al., 1990), les prototypes SARAH/MARS (Laliberté and Gosselin, 2003) et la AR (Yang et al., 2009).

2.3.4 Conception et synthèse

Que ce soit en utilisant des mécanismes à membrures (Birglen, 2009) ou à tendons (Ozawa et al., 2009), différentes méthodes peuvent être utilisées pour synthétiser ces mécanismes. Ces méthodes sont utiles pour poser les bases d'une main sous-actionnée. Une illustration

des différents types de mécanismes à membrures pouvant être synthétisés pour l'actionnement d'un doigt à deux ou trois DDL se trouve aux figures 2.9 et 2.10. Ces différentes architectures cinématiques ont été générées par l'auteur en partant de trois hypothèses :

1. le mécanisme de transmission doit atteindre la phalange distale ;
2. le mécanisme de transmission doit être connecté à la base (*ground*) ;
3. le mécanisme de transmission ne doit pas réduire le nombre de degrés de liberté.

Seules des liaisons binaires et ternaires ont été considérées.

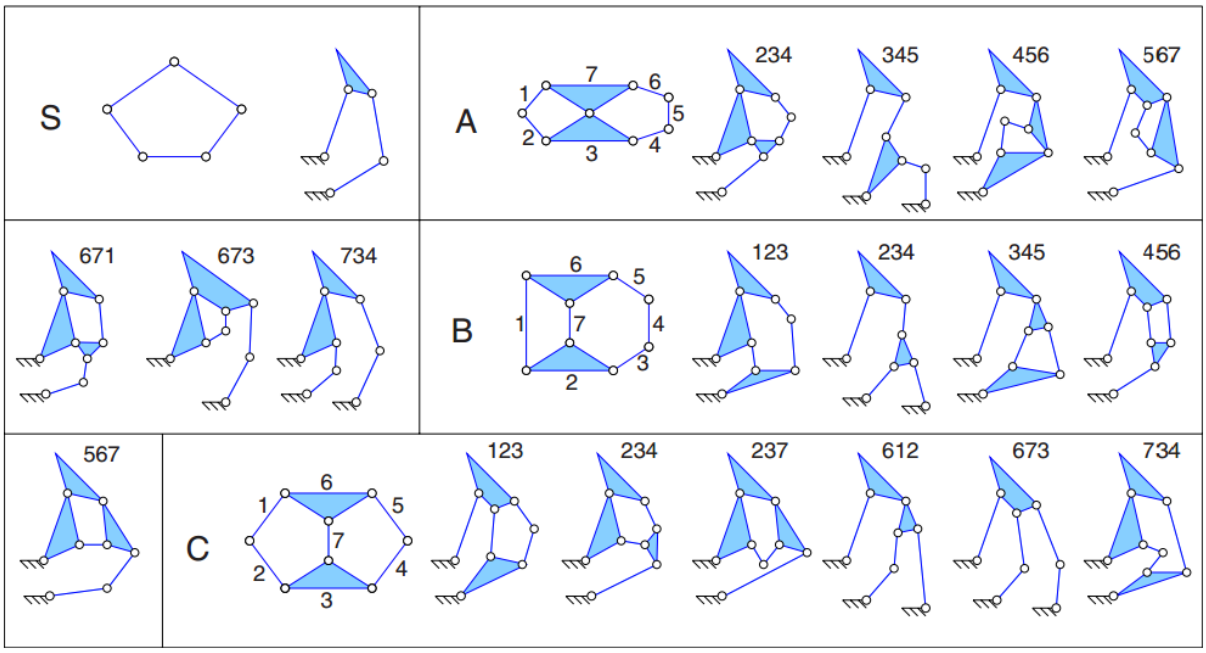


Figure 2.9 Différents mécanismes à membrures pour des doigts à 2 DDL (Birglen, 2009)

Au-delà des doigts sous-actionnés et des mécanismes différentiels les liant, plusieurs travaux portent aussi sur la conception particulière d'un pouce pour une main sous-actionnée (Demers and Gosselin, 2010) et de mécanismes permettant d'effectuer un mouvement d'abduction (Demers and Gosselin, 2011). À travers tous ces articles et ces prototypes, l'objectif ultime est d'obtenir une main s'approchant le plus possible de la dextérité humaine. Toutefois, il est important de noter que l'objectif n'est pas d'augmenter sans cesse le nombre de capteurs, de degrés de liberté et d'actionneurs, mais bien plutôt d'obtenir un préhenseur efficace pour la tâche qu'il doit effectuer. Ainsi, ce n'est pas nécessairement en copiant la main humaine que cela peut être accompli. Bref, les meilleurs préhenseurs sont ceux qui s'approchent de la main humaine sur le plan des performances et non de la ressemblance.

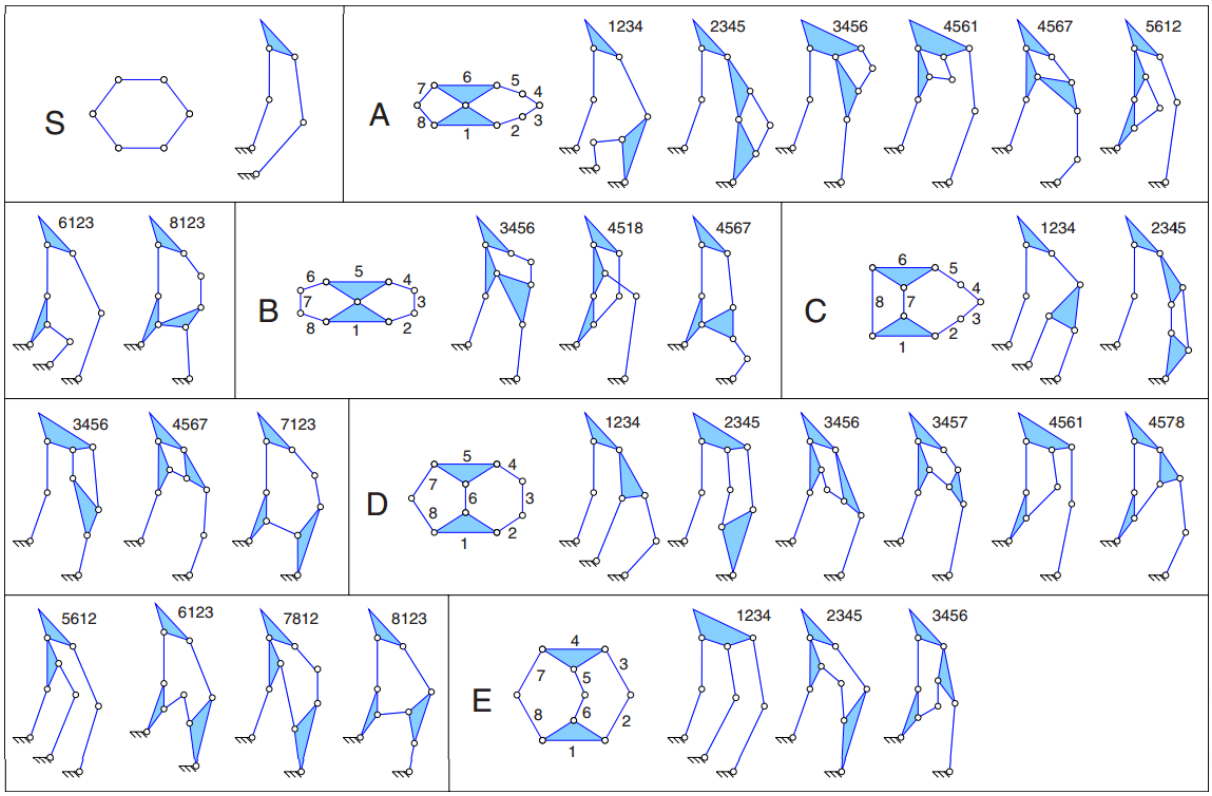


Figure 2.10 Différents mécanismes à membrures pour des doigts à 3 DDL (Birglen, 2009)

2.3.5 Liaisons compliantes

Pour que les doigts retrouvent leur configuration initiale, des ressorts ou des liaisons compliantes sont donc communément utilisés, comme c'est le cas pour le doigt illustré sur la figure 2.11. Les liaisons compliantes sont intéressantes, car elles se comportent à la fois similairement à des liaisons rotoïdes traditionnelles, tout en induisant un couple lorsqu'il y a une déformation. Elles sont également avantageuses au niveau de la fabrication, car elles permettent de réduire le nombre de pièces mobiles. La méthode la plus répandue pour modéliser un mécanisme avec des liaisons compliantes est le modèle pseudorigide où les liaisons sont remplacées par des pivots et des ressorts de torsion. La rigidité de ces liaisons dépend de leur géométrie et de leurs caractéristiques physiques. Certains auteurs ont répertorié et modélisé plusieurs types de liaisons compliantes (Lobontiu, 2003; Howell, 2001). Les paramètres de ces liaisons compliantes peuvent être définis par une matrice de raideur, tel que (Lobontiu, 2003) :

$$\mathbf{l} = \mathbf{K}\mathbf{u}, \tag{2.3}$$

où $\mathbf{l}$, $\mathbf{K}$ et $\mathbf{u}$ sont respectivement le vecteur des efforts, la matrice de raideur et le vecteur des déformations. Si une simple analyse dans le plan est effectuée, $\mathbf{K}$ est une matrice 3×3. Toutefois, une analyse en trois dimensions peut s'avérer nécessaire, entraînant l'utilisation d'une matrice 6×6, puisque les liaisons compliantes sont parfois sujettes à des déformations non désirées dans des directions secondaires (hors plan). Par contre, cet effet est généralement limité pour la plupart des applications si le type de liaisons compliantes est choisi correctement (Berselli et al., 2011). Le théorème de Castigliano peut être utilisé pour déterminer les éléments de la matrice $\mathbf{K}$.

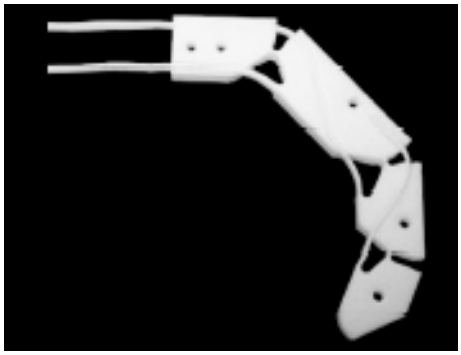
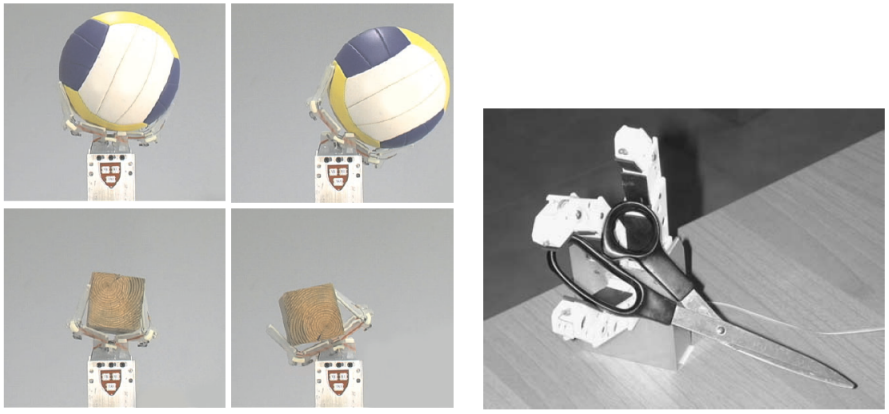


Figure 2.11 Doigt sous-actionné avec des liaisons compliantes et des tendons (Lotti and Vassura, 2002)

Sur la figure 2.12(a), une main sous-actionnée avec des liaisons compliantes est illustrée (Dollar and Howe, 2010). Une prothèse de main sous-actionnée avec trois doigts utilisant des poulies et des tendons qui a été conçue par le passé (Carrozza et al., 2004) est quant à elle illustrée sur la figure 2.12(b). D'autres mains sous-actionnées avec des tendons et des poulies ont été conçues et fabriquées dans différents laboratoires (Crisman et al., 1996; Lotti et al., 2005).



(a) (b)

Figure 2.12 Exemples de mains sous-actionnées (Dollar and Howe, 2010; Carrozza et al., 2004)

2.3.6 Synergies

Dans le cadre de l'étude des mobilités et de la commande des mains robotiques, plusieurs auteurs ont fait un parallèle avec un phénomène observé biologiquement, nommément les synergies, et l'ont appliqué aux préhenseurs artificiels. Selon plusieurs études (Santello et al., 1998; Bicchi et al., 2011), il a été observé que le système nerveux central utilise des stratégies pour sélectionner des mouvements, parmi une quasi-infinité de possibilités due au grand nombre de degrés de liberté de la main humaine, pour accomplir une tâche quelconque. Une base limitée de mouvements, appelés synergies, permet d'effectuer une très grande majorité des mouvements normalement faits par la main humaine. Dans cette perspective, trois formes de synergies ont été définies pour les manipulateurs robotiques (*soft, rigid, adaptive*, illustrées à la figure 2.13), dont la dernière est liée au concept de sous-actionnement. Le mouvement précontact d'un doigt sous-actionné, communément appelé *preshaping*, peut donc être classifié en quelque sorte comme étant une de ces synergies.

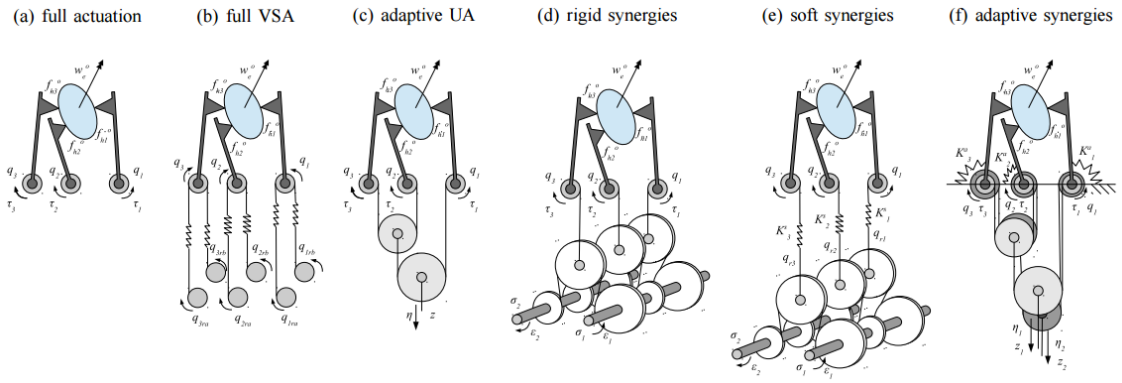


Figure 2.13 Différentes formes de synergies avec des préhenseurs robotiques (Catalano et al., 2012)

2.4 Détection et mesure tactile

Après avoir eu un aperçu de la littérature portant sur les préhenseurs robotiques et le sous-actionnement, il est important de se pencher à présent sur le second volet de ces travaux, c'est-à-dire la mesure tactile. En effet, pour certaines applications, l'inclusion d'une rétro-action sensorielle au schéma de commande devient un incontournable, notamment pour la prosthétique et la téléopération spatiale (Son, 1996; Yousef et al., 2011). L'information provenant de cette rétroaction est intégrée dans la commande de haut niveau, permettant notamment d'établir la stabilité de la saisie, d'identifier des objets, de détecter le glissement et les collisions, etc. (Bekiroglu et al., 2011; Pezzementi et al., 2011; Shirafuji and Hosoda, 2011). Ce retour sensoriel, qui s'apparente au sens du toucher. Ainsi, en robotique, une interface haptique reconstitue virtuellement le sens du toucher. De nombreux auteurs ont travaillé sur ce sujet (Dubey et al., 1999; Hayward and Maclean, 2007; Goethals, 2008; Lin and Otaduy, 2008; Kern, 2009). Une des caractéristiques essentielles et centrales de l'haptique en ingénierie est la *transparence*. La définition générale est la suivante :

> « *Transparency in haptic devices is an important property related to the impedance from the input to the output forces and motions, ideally close to an unitary transfer function.* »(Kern, 2009)

Cette définition signifie qu'un retour haptique est considéré comme transparent si seules les forces et les textures à l'interface sont transmises dans le retour haptique. Il faut donc s'assurer d'éliminer les effets non désirables tels que le frottement interne du système, le bruit électromagnétique, l'hystérésis, etc. Plusieurs auteurs travaillent à trouver différentes méthodes pour avoir la meilleure transparence possible, que ce soit de manière logicielle

(Cruz-Hernandez and Hayward, 1998) ou mécanique (Mohand-Ousaid et al., 2012).

Au niveau des techniques utilisées, plusieurs méthodes existent pour détecter un contact avec un objet et ainsi, pouvoir reconstruire virtuellement sa forme. L'une des plus communes est l'utilisation de capteurs tactiles sur les phalanges des doigts. Plusieurs types de capteurs et d'algorithmes ont été développés pour pouvoir accomplir cette tâche (Son, 1996; Dollar et al., 2010). Toutefois, il faut noter que ces capteurs sont généralement dispendieux et peuvent être difficiles à utiliser (Yousef et al., 2011). L'utilisation de films piézoélectriques est un exemple de ce type de capteurs (Dollar et al., 2010). Des résistances de mesure de force (FSR) peuvent aussi être utilisées (Birglen and Gosselin, 2005).

Un autre type de méthodes, toutefois moins documenté, est l'utilisation de capteurs proprioceptifs. Les informations recueillies ne concernent que les propriétés internes du système, et non externes comme des contacts avec un objet. Ce type de capteurs inclut entre autres les encodeurs optiques (où tout autre capteur mesurant des positions), les capteurs électriques (courant et tension) et les gyroscopes. Selon des études existantes, l'utilisation de la proprioception à l'intérieur de prothèses de main à l'avantage d'améliorer la saisie d'objet lorsque l'action ne se passe pas directement dans le champ de vision du porteur (Blank et al., 2008). Elle permet d'avoir une perception plus complète de l'état de la main. De plus, les capteurs proprioceptifs sont moins sensibles aux instabilités locales au niveau des points de contact, contrairement aux capteurs tactiles.

2.4.1 Capacités sensorielles humaines

Pour pouvoir quantifier les performances du retour haptique d'un quelconque instrument devant effectuer les tâches de saisie et de manipulation, il est intéressant de connaître les capacités sensorielles humaines. De manière générale, les forces entre 0 et 3 Newtons sont particulièrement importantes durant la saisie et la manipulation d'objet (Pawluk et al., 1998). Ainsi, il est primordial de porter attention à cette plage de forces dans la conception du système haptique d'une main robotique. Pour ce qui est des temps de réaction, ces derniers varient selon le type de stimulus reçu. Par exemple, le temps nécessaire pour qu'une sensation de douleur se rendre au cerveau est plus court que pour une sensation tactile (Ploner et al., 2006). Un stimulus nociceptif est environ 60 millisecondes plus court qu'une sensation tactile. De son côté, cette dernière prend environ 100 millisecondes. La composante mécanique du sens du toucher est perçue à l'aide des mécanorécepteurs. Ces derniers incluent notamment les corpuscules de Ruffini, les corpuscules de Pacini, les corpuscules de Meissner, les disques de Merkel et les terminaisons libres (Reynier and Hayward, 1993).

2.4.2 Capteurs tactiles conventionnels

À la fois dans la littérature et sur le marché, il existe de nombreuses technologies de mesure tactile. Communément, des capteurs externes sont utilisés pour mesurer directement les forces ou la pression appliquée sur la surface sur laquelle ils sont apposés. Comme on peut le constater à l'aide du tableau 2.1, ces capteurs fondent leur fonctionnement sur différents phénomènes physiques. Ils comportent toutefois leur lot de désavantages. En effet, comme le démontre la littérature sur le sujet, les inconvénients connus des capteurs tactiles conventionnels inclus notamment une sensibilité aux fluctuations de température et d'humidité, l'hystérésis, l'insensibilité aux forces dynamiques, la sensibilité aux champs électromagnétiques ainsi que la nécessité de circuits complexes, le tout dépendant de la technologie choisie bien entendu (Dahiya and Valle, 2013; Dempsey et al., 2015; Kappassov et al., 2015). Une autre problématique qui peut survenir est leur difficulté d'utilisation pour certaines applications, par exemple en milieu biologique sur des instruments médicaux. Certains capteurs ne peuvent également pas résister à une procédure de stérilisation nécessaire pour les instruments médicaux, entre autres pour la chirurgie laparoscopique. En effet, la stérilisation nécessite généralement des températures de plus de 100^oC et une pression additionnelle de 103 kPa au-delà de la pression atmosphérique, et ce, pour une quinzaine de minutes (Puangmali et al., 2008). Le tableau 2.1 synthétise les caractéristiques des différentes technologies actuellement disponibles.

Capteurs capacitifs

De manière générale, les capteurs capacitifs consistent en deux plaques conductibles séparées par un matériau diélectrique. Pour des plaques parallèles, la capacité peut être calculée par l'équation suivante :

$$C = \frac{A\epsilon_0\epsilon_r}{d}, \tag{2.4}$$

où C est la capacité et A, ϵ_0, ϵ_r ainsi que d sont respectivement la surface entre les deux plaques, la permittivité du vide, la permittivité du matériau diélectrique et la distance entre les deux plaques. Ces capteurs peuvent avoir une très petite taille et être assemblés en réseau, le tout en ayant un seuil de détection pouvant atteindre 5 mN. L'hystérésis est toutefois un défaut majeur de cette technologie (Dahiya et al., 2010).

Tableau 2.1 Technologies de capteurs tactiles, adapté de (Tiwana et al., 2012)

Techniques	Phénomène mesuré	Avantages	Désavantages
capacitifs	changement de capacité électrique	sensibilité, résolution, variation dynamique importante	sensible au bruit, complexité de l'électronique, hystérésis
piézorésistifs	changement de résistance	grande résolution spatiale	hystérésis, grande consommation électrique
piézoélectriques	polarisation par effort	haute fréquence de réponse, haute sensibilité	faible résolution spatiale, mesure dynamique seulement
inductifs	variation magnétique	sortie linéaire	faible résolution spatiale, encombrant
optoélectique	changement d'intensité lumineuse ou de spectre	fiable, grande répétabilité, haute résolution spatiale	encombrant
jauges de contrainte	change de résistance	bonne sensibilité, faibles coûts	calibration nécessaire, sensibilité à la température, complexité de conception, sortie non linéaire

Capteurs piézorésistifs

Les capteurs piézorésistifs sont constitués d'une matière où la résistance électrique varie en fonction de la pression mécanique qui y est appliquée. Ces capteurs peuvent notamment prendre la forme d'un caoutchouc conductible, d'un élastomère ou d'une entre conductible. Ils sont généralement très économiques, mais l'électricité nécessaire pour les alimenter peut toutefois devenir problématique (Dahiya et al., 2010). Un exemple commercial d'un capteur piézoélectrique disponible sur le marché est illustré à la figure 2.14. [4]

4. http ://rohmfs.rohm.com/en/products/databook/datasheet/ic/sensor/pressure/bm1383aglv-e.pdf

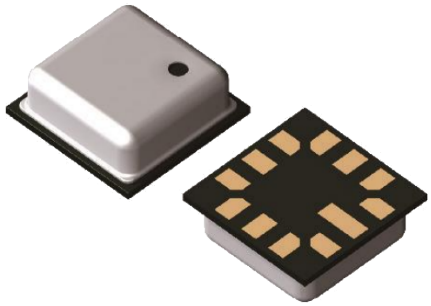


Figure 2.14 Capteur piézorésistif

Capteurs piézoélectriques

Le composant central d'un capteur piézoélectrique est un élément qui, soumis à une pression ou une force, génère une charge électrique proportionnelle. Ces capteurs sont appropriés pour mesurer des phénomènes dynamiques, mais leur résistance interne significative rend ces capteurs inadéquats pour mesurer des phénomènes statiques (Tiwana et al., 2012). Ils sont également sensibles aux fluctuations de température, ce qui les rend inappropriés pour certains environnements (Dahiya et al., 2010). Ce type de capteurs a notamment déjà été utilisé par le passé sur des doigts sous-actionnés (voir la figure 2.15, capteurs du fabricant MSI Sensors). Ces capteurs peuvent prendre différentes formes, comme l'illustre la figure 2.16. [5]

Capteurs inductifs

De manière générale, les capteurs inductifs sont composés de deux bobines. La première génère un champ magnétique alors que la seconde sert à le mesurer. Le principe de fonctionnement d'un capteur de ce type est détaillé à la figure 2.17. La variation de certains paramètres, comme le cœur de la bobine, permet d'établir une relation entre le champ mesuré et la variation du paramètre choisi en temps réel. Un prototype de capteur inductif est illustré à la figure 2.18.

Capteurs optoélectriques

Les capteurs tactiles optoélectriques sont communément constitués d'une source lumineuse et d'un capteur photoélectrique. Le signal lumineux passe à travers d'un médium qui fait varier

5. https ://www.hbm.com/en/3244/paceline-clp-piezoelectric-donut-load-cell/

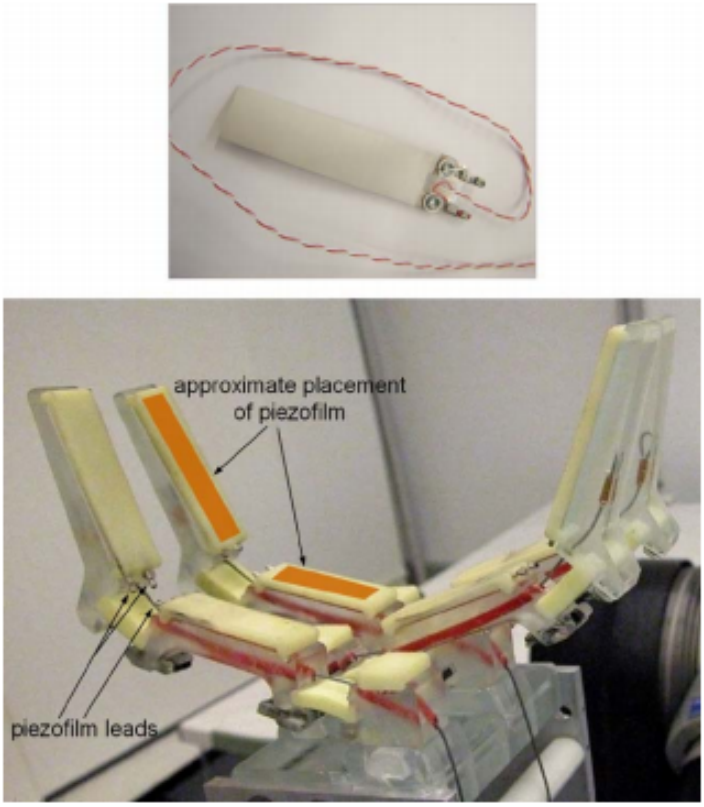


Figure 2.15 Exemple de capteurs tactiles piézoélectriques (Dollar et al., 2010)

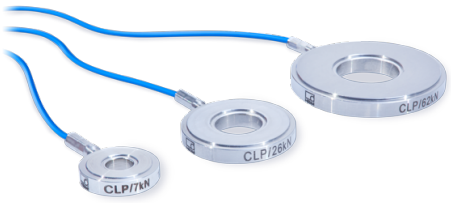


Figure 2.16 Capteur piézoélectrique

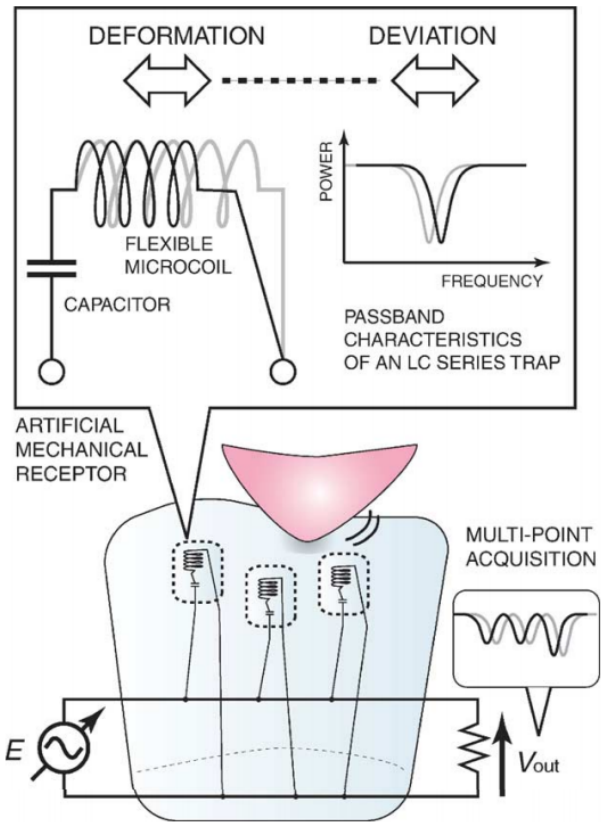


Figure 2.17 Principe de fonctionnement d'un capteur inductif (Futai et al., 2004)

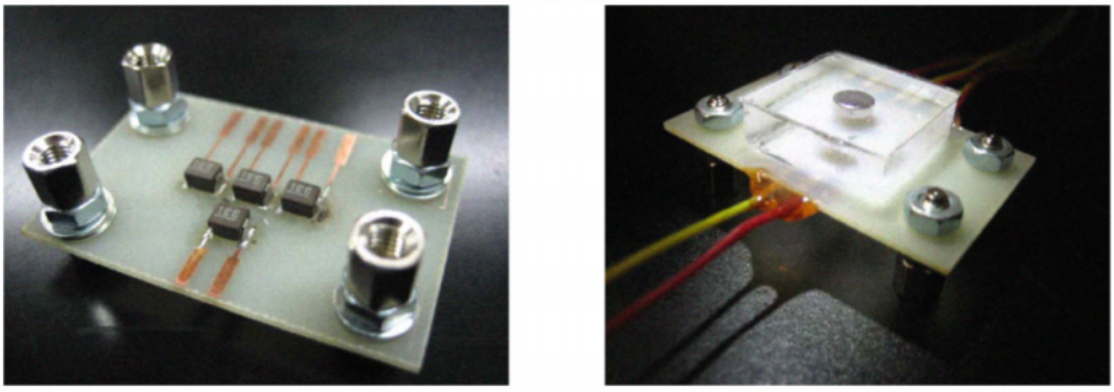


Figure 2.18 Prototype de capteur inductif (Takenawa, 2009)

le signal reçu par le récepteur photosensible en fonction des forces appliquées. La résolution spatiale fait partie de leurs avantages. Ils peuvent être, par contre, encombrants et fragiles. Les microflexions d'une fibre peuvent également fausser le signal de mesure (Dahiya et al., 2010). Pour contourner ces lacunes, certains auteurs ont développé des capteurs hybrides incluant des composants optoélectriques (Ascari et al., 2007). Il est possible de recenser des travaux datant de plus de deux décennies portant sur la conception de capteurs tactiles utilisant des signaux lumineux (Hirose and Yoneda, 1990). Plus récemment, cette avenue a été développée en intégrant la fabrication avec des polymères. En effet, dans le cas du doigt illustré à la figure 2.19, des fibres optiques intégrées à la structure permettent de mesurer les déformations, permettant ainsi de déterminer l'endroit d'un contact (Park et al., 2009). Pour réduire l'effet d'hystérésis habituellement présent dans des systèmes similaires en polymères, des mailles en cuivre ont été ajoutées. Un des avantages notables de l'utilisation de fibres optiques est leur insensibilité au bruit électromagnétique.

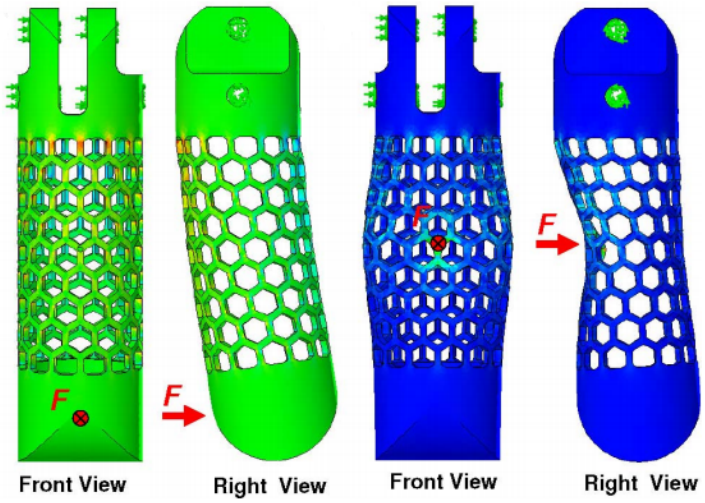


Figure 2.19 Doigt flexible avec capteurs optiques intégrés (Park et al., 2009)

Jauges de contrainte

Des mesures tactiles peuvent également être calculées à partir de signaux venant de jauges de contrainte. Ces dernières sont intéressantes par leur faible coût. La déformation du matériau sur lequel elles sont apposées permet de calculer les forces externes appliquées. Toutefois, un certain nombre de jauges est nécessaire et un calcul doit être effectué pour lier les contraintes aux forces elles-mêmes (Silva et al., 2002). De plus, leur taille n'est pas nécessairement adaptée à une utilisation sur des doigts robotiques. Un exemple d'un capteur commercialisé utilisant

ce principe est illustré à la figure 2.20. [6]

Figure 2.20 Capteur tactile avec des jauges de contrainte

2.4.3 Combinaison de capteurs

Au cours des dernières années, certains chercheurs ont également travaillé sur l'élaboration de *peaux* robotiques simulant l'apparence de la peau humaine et intégrant différents capteurs tactiles. Recouvrant des parties étendues d'un robot, incluant parfois leurs mains, elles sont particulièrement adaptées pour les tâches collaboratives et les interactions humain/robot (Hoshi and Shinoda, 2006). Des travaux de recherche ont également été publiés sur des réseaux de capteurs (*sensor arrays*) pour améliorer les performances des technologies existantes (Hammond et al., 2012; Yun et al., 2014).

2.4.4 Méthodes alternatives

La perception de l'état d'un robot selon ses capteurs peut se faire de deux manières, soit par la proprioception ou l'extéroception. Les capteurs classiques présentés précédemment sont extéroceptifs. En effet, les capteurs proprioceptifs détectent l'état d'un robot par rapport à lui-même, alors que les capteurs extéroceptifs sont basés fondamentalement sur des phénomènes qui dépendent de l'environnement autour du système (voir figure 2.21). La plupart du temps, il s'agit d'une pression. De leur côté, les capteurs proprioceptifs détectent généralement des

6. http ://www.smdsensors.com/Products/P571-Pressure-Sensor-for-Transducers/

propriétés telles que des positions, des vitesses et des accélérations articulaires, des couples ou des forces d'actionnement. À l'opposé, les capteurs extéroceptifs incluent de manière générale aussi les caméras, les sonars, les GPS, les accéléromètres, etc. Au niveau physiologique, la perception tactile basée exclusivement sur des signaux proprioceptifs a été étudiée (Simpson, 1974; Doubler and Childress, 1984) par plusieurs auteurs. Ces derniers se sont notamment intéressés à la capacité du cerveau humain de percevoir ce qui se passe au bout d'un outil tenu par un sujet alors qu'il n'a aucune information visuelle. Ce phénomène s'appelle la proprioception physiologique étendue (*extended physiological proprioception*). L'équivalent peut se faire en robotique, alors que l'intérêt pour l'utilisation de capteurs proprioceptifs sur les préhenseurs robotiques n'est pas nouveau, comme le montre (Carrozza et al., 2003) qui décrit des expérimentations avec une prothèse de main sous-actionnée avec des capteurs de ce type. Il faut toutefois noter que dans le cadre de cet article, ces capteurs n'ont pas été utilisés pour reconstruire la forme de l'objet saisi et qu'aucune information haptique n'était transmise au porteur. Les données obtenues servaient plutôt à la commande de la main sous-actionnée à plusieurs niveaux, notamment pour réduire l'attention nécessaire du porteur et prévenir le glissement en générant des actions *réflexes*.

Figure 2.21 Exemple de capteurs extéroceptifs

À travers la littérature, il est possible de faire ressortir certains travaux des dernières années portant sur le développement de techniques de détection de contact utilisant la proprioception ou autrement des capteurs extéroceptifs de manière inédite. Ces travaux ne portent toutefois que presque exclusivement sur les mécanismes pleinement actionnés (Kaneko and Tanie, 1990;

Huber and Grupen, 1994; Haidacher and Hirzinger, 2002; Park et al., 2009; Koonjul et al., 2011). En effet, il y a déjà près de trois décennies, Salisbury a indiqué qu'il est possible d'estimer certains paramètres d'un contact avec un objet à partir de mesures de couples aux articulations d'une main robotique (Salisbury, 1984).

Par la mesure de la fréquence de résonance

Il est possible par exemple de détecter un contact en apposant un accéléromètre sur une phalange d'un doigt compliant sous-actionné (Backus and Dollar, 2012). Ainsi, en utilisant un circuit à verrouillage de phase (*phase locked loop circuit*) qui fait osciller la membrure à sa fréquence de résonance, il est possible de détecter un contact en observant une variation de cette fréquence de résonance. Les deux équations suivantes sont utilisées à cette fin :

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{I}\left(-(k_1 + k_2 l_1^2)\theta - (c_1 + c_2 l_1^2)\dot{\theta} + u(t)\right), \tag{2.5}$$

$$\omega_0 = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{k_1 + k_2 l_1^2}{I}}. \tag{2.6}$$

Ces deux équations permettent de calculer l'accélération angulaire de la liaison rotoïde d'un doigt à deux degrés de liberté et la fréquence de résonance du système pour de petits angles. Les variables I, k_1, c_1, k_2, c_2 et l_1 sont respectivement le moment d'inertie de la membrure, les constantes de raideur et d'amortissement de la liaison ainsi que du contact et la localisation du point de contact. La fonction $u(t)$ est l'excitation d'entrée. Il a été démontré expérimentalement que lors du contact, la fréquence de résonance n'est fonction que des paramètres du contact, en présumant que l'objet est immobile et qu'il possède une inertie beaucoup plus élevée que le doigt lui-même. À l'instant du contact, une variation de la fréquence peut être détectée, alors que le terme exprimant la raideur du contact devient non nul. Cette méthode est encore aujourd'hui relativement préliminaire, puisqu'elle souffre de plusieurs limitations qui sont énoncées par ses auteurs. Ces dernières incluent l'impossibilité de quantifier la force de contact et sa position. De plus, cette méthode ne peut fonctionner si le doigt est en mouvement (par exemple lors de la saisie d'un objet). Cette limitation peut toutefois être éliminée en quantifiant la fréquence de résonance du doigt en fonction de sa configuration libre de contact lors de la fermeture.

À partir de relations géométriques

Dans le cas de manipulateurs équipés de capteurs de position angulaires aux articulations, il est également possible de déduire de l'information tactile à partir de relations géométriques. Par exemple, les auteurs de (Huber and Grupen, 1994) ont réussi à reconstituer graphiquement la forme d'un objet de cette manière. Dans cet article, les seuls capteurs utilisés mesurent les couples et les angles aux articulations. Le manipulateur robotique utilisé doit toutefois être en mouvement tout au long du processus de localisation des points de contact. Les incertitudes de mesure et le bruit perçu par les capteurs sont considérés dans le modèle utilisé pour conserver une bonne précision. La figure 2.22 illustre ce principe testé expérimentalement avec la main Utah-MIT. Contrairement à plusieurs modélisations existantes, cette dernière permet d'inclure la friction selon le modèle de Coulomb.

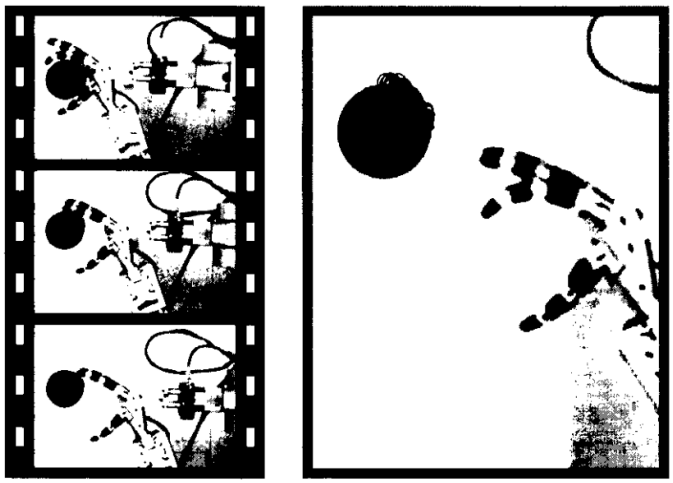


Figure 2.22 Main Utah-MIT effectuant de la détection tactile avec des relations géométriques (Huber and Grupen, 1994)

Une technique similaire utilisant la cinématique de contact et des capteurs d'angles aux articulations a également été développée et présentée par Haidacher and Hirzinger (2002).

Changement de configuration

Une autre méthode utilisant la proprioception avec des doigts robotiques a été développée vers le début des années 1990. Cette technique s'appelle *Self-posture changeability* (SPC) et elle n'utilise que des capteurs de rotation et de couples aux liaisons rotoïdes (Kaneko and Tanie, 1990). Ce qui rend cette méthode intéressante est le fait que très peu de modifications physiques doivent être faites sur la main robotique. Le principe fondamental de cette méthode

est une stratégie d'approche et de détection de l'objet basée sur des algorithmes de commande. Cette stratégie se divise de la manière suivante :

1. phase d'approche ;
2. phase de détection.

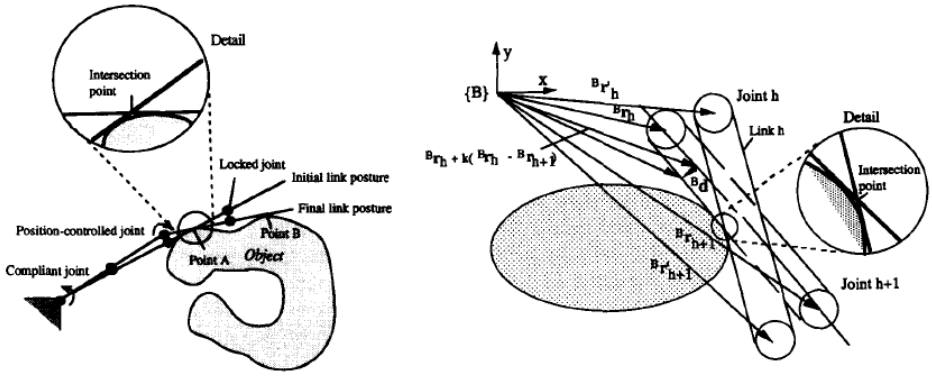


Figure 2.23 Mouvement lors d'un SPCM (Kaneko and Tanie, 1994)

Lors de la phase d'approche, le doigt tourne autour de sa base, idéalement en restant en pleine extension. Lors du premier contact, deux liaisons rotoïdes entre le point de contact et la base du doigt prennent des rôles particuliers. L'une doit être compliante et l'autre commandée en position. En effectuant une légère rotation de cette dernière, tout en gardant contact avec l'objet, on obtient une nouvelle configuration spatiale. En calculant mathématiquement l'intersection entre les deux configurations de la phalange en contact, une position approximative du point de contact est obtenue (voir la figure 2.23). Il est intéressant de noter que le mouvement fait dans la phase de détection, appelé *self-posture changeability motion* par Kaneko, est très semblable au mouvement d'un doigt adaptatif (Kaneko and Hayashi, 1993).

2.5 Conclusion

Ce tour d'horizon des préhenseurs robotiques, de leurs pendants sous-actionnés, ainsi que des technologies extéroceptives et proprioceptives de mesure tactile donne un aperçu de l'état des lieux en la matière. Il apparait clairement que pour une vaste gamme d'applications, les systèmes sous-actionnés sont plus adéquats pour accomplir des tâches de saisie ne nécessitant pas de manipulation fine. Le ratio coûts vs performances est en effet plus avantageux, puisqu'une simple adaptation à la forme de l'objet est nécessaire. Il est également possible d'établir les avantages et les lacunes des différentes technologies disponibles sur le marché et en cours de

développement. On peut toutefois noter que dans la plupart des cas, l'ajout d'une rétroaction tactile nécessite des modifications physiques et des composants additionnels. Parfois, il est même nécessaire d'inclure les capteurs tactiles dès le début de la phase de conception d'un nouveau prototype compte tenu des requis de la technologie choisie. À l'instar de certaines alternatives proprioceptives développées pour des préhenseurs pleinement actionnés, il serait donc intéressant de concevoir une méthode de mesure tactile destinée aux mécanismes sous-actionnés qui soit facilement applicable à une foule de différentes mains existantes et futures nécessitant que des modifications mineures. À partir de ces informations, il est maintenant possible d'établir une méthodologie permettant d'atteindre l'objectif central de cette thèse.

CHAPITRE 3 DÉMARCHE DE TRAVAIL ET ORGANISATION

Comme il a été mentionné dans les sections précédentes, le thème central du travail de recherche effectué est l'obtention d'une alternative aux technologies de détection tactile standards et l'application aux préhenseurs et manipulateurs adaptatifs, c'est-à-dire sous-actionnés. L'hypothèse centrale est la suivante :

La raideur d'un doigt sous-actionné, telle que perçue à l'actionneur unique, peut servir à déduire l'emplacement des forces de contact appliquées en temps réel.

Pour répondre à cette problématique, les trois prochains chapitres sont présentés sous la forme de trois articles de journaux qui ont été publiés ou soumis. Il s'agit donc de la contribution originale de cette thèse.

Tout d'abord, le chapitre 3 porte sur une modélisation préliminaire de la raideur d'une pince sous-actionnée. Dans ce cas précis, cette dernière est compliante et constituée d'un seul bloc de matière moulée et biocompatible. Cet article s'intitule *A Compliant Self-Adaptive Gripper with Haptic Feedback* et a été publié dans la revue *Autonomous Robots* (Belzile and Birglen, 2014a). La modélisation pseudorigide et la théorie des travaux virtuels ont été utilisées pour établir une modélisation quasi statique de cette pince destinée à la chirurgie laparoscopique. Le prototype et son développement y sont détaillés et des résultats expérimentaux y sont illustrés. Cet article valide la prémisse centrale de cette thèse selon laquelle il est possible de distinguer différents contacts sur un doigt sous-actionné simplement à l'aide d'algorithmes et de mesures proprioceptives venant de capteurs internes situés à l'actionneur, donc distants des phalanges elles-mêmes et à l'extérieur de l'espace de travail. Des problèmes connexes, tels que la déformation plastique des liaisons compliantes, l'hystérésis lors de la séquence de fermeture/ouverture et son effet sur l'algorithme de détection tactile, ainsi que le bruit dans la mesure causée par le frottement y sont également discutés.

Grâce au potentiel dévoilé dans ce premier article, un modèle quasi statique plus détaillé et généralisé de la raideur d'un doigt adaptatif est présenté dans le second article intitulé *Stiffness Analysis of Underactuated Fingers and its Application to Proprioceptive Tactile Sensing*. Cet article a été accepté et publié dans la revue *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* (Belzile and Birglen, 2016a). Pour ce faire, une modélisation de la cinématique de contact est faite en plus d'une dérivation complète des équations cinétostatiques du doigt. Des matrices jacobiennes réduites sont définies pour pouvoir obtenir un système d'équations solvable. Pour démontrer le potentiel de la méthode proposée, un prototype pour une application plus industrielle a été conçu et fabriqué pour valider les algorithmes développés à partir de ce nouveau

modèle mathématique. Une précision satisfaisante du capteur virtuel conçu a été démontrée par ces tests.

Finalement, pour compléter le travail, une méthode de synthèse et d'optimisation est présentée dans le dernier article soumis au *ASME Journal of Mechanisms and Robotics* et intitulé *Optimal Design of Underactuated Fingers for Proprioceptive Tactile Sensing* (Belzile and Birglen, 2016b). L'objectif de cette dernière étape est d'améliorer la précision de la technique développée pour pouvoir devenir une alternative adéquate aux capteurs conventionnels. L'optimisation du mécanisme de transmission est ciblée à cette fin. Une architecture à membrures inédite et optimisée pour la mesure tactile proprioceptive est proposée. Une façon de contourner la problématique du peu de données tactiles pouvant être extraites d'un contact sur la phalange proximale, soulevée dans le précédent article, est également présentée dans ce travail.

Pour conclure cette thèse, le chapitre 8 porte sur des résultats complémentaires qui ont partiellement été présentés lors de conférences. En premier lieu, une méthode de détection tactile similaire conçue pour des doigts robotiques à double tendon a été présentée à l'IEEE International Conference on Robotics aud Automation en 2014 (Belzile and Birglen, 2014). En second lieu, un outil graphique d'analyse de la raideur de doigt sous-actionné a été dévoilé lors des ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers & Information in Engineering Conference en 2015 (Belzile and Birglen, 2015).

3.1 Contributions

Les contributions de cette thèse sont :

- Modélisation mathématique de la raideur instantanée dans un doigt sous-actionné ;
- Développement du plan de raideur instantanée ;
- Analyse des mécanismes à double tendon ;
- Algorithme de détection de contact et d'estimation de localisation par mesures proprioceptives ;
- Procédure de synthèse de doigts sous-actionnés pour mesure tactile proprioceptive.

3.2 Publications

Les publications issues des travaux de recherche effectués sont :

B. Belzile et L. Birglen, “Stiffness Analysis of Underactuated Fingers and its Application to Proprioceptive Tactile Sensing”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. in press (available online), pp. 1–9, 2016. DOI : 10.1109/TMECH.2016.2589546

——, “A compliant self-adaptive gripper with proprioceptive haptic feedback”, *Autonomous Robots*, vol. 36, no. 1-2, pp. 79–91, 2014. DOI : 10.1007/s10514-013-9360-1. En ligne : http://link.springer.com/article/10.1007/s10514-013-9360-1

——, “Instantaneous-Stiffness Plane Analysis of Underactuated Fingers”, dans *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Boston, MA : ASME, Août 2015.

——, “Optimal Design of Underactuated Fingers for Proprioceptive Tactile Sensing”, *ASME Journal of Mechanisms and Robotics (soumis)*, pp. 1–11, 2016.

——, “Stiffness analysis of double tendon underactuated fingers”, dans *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*. Hong Kong : IEEE, 2014, pp. 6679–6684. En ligne : http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6907845

CHAPITRE 4 ARTICLE 1 : A COMPLIANT SELF-ADAPTIVE GRIPPER WITH PROPRIOCEPTIVE HAPTIC FEEDBACK

Bruno Belzile et Lionel Birglen

Cet article a été publié dans le journal Autonomous Robots, disponible en ligne depuis le 15 août 2013.

Abstract

Grippers and robotic hands are an important field in robotics. Recently, the combination of grasping devices and haptic feedback has been a promising avenue for many applications such as laparoscopic surgery and spatial telemanipulation. This paper presents the work behind a new self-adaptive, a.k.a. underactuated, gripper with a proprioceptive haptic feedback in which the apparent stiffness of the gripper as seen by its actuator is used to estimate contact location. This system combines many technologies and concepts in an integrated mechatronic tool. Among them, underactuated grasping, haptic feedback, compliant joints and a differential seesaw mechanism are used. Following a theoretical modeling of the gripper based on the virtual work principle, the authors present numerical data used to validate this model. Then, a presentation of the practical prototype is given, discussing the sensors, controllers, and mechanical architecture. Finally, the control law and the experimental validation of the haptic feedback are presented.

4.1 Introduction

Many significant improvements in the design and the manufacturing of complex robotic grippers can be attributed to self-adaptive mechanisms (Birglen et al., 2008). While there were some early examples in the literature about prosthetics and patents database several decades before, one of the first well-known prototype in robotics was the *Soft Gripper* (Hirose and Umetani, 1978). These mechanisms, also often referred to as underactuated when used in grasping, distribute an actuation force or torque to a driven system and, combined with a robotic hand, lead to a mechanical adaptation of the latter to the object seized. In recent years, these systems have been more and more prevalent in robotics, because they are usually cheaper and easier to manufacture and control. Self-adaptive mechanisms have been adapted for many applications, including spatial robotic arms (Butterfass et al., 2001; Martin et al.,

2004) and prosthetics (Kyberd et al., 2001; Carrozza et al., 2004). They are particularly efficient in unstructured environments because of their inherent ability to adapt themselves to the grasped object with a minimal effort from the operator and because they require only simple control laws. In this work, compliant joints are used to act as the passive elements required to fully constrain the system if less actuators than degrees of freedom are used. Extensive work have been done in the past on this combination including by the authors Birglen et al. (2008); Birglen (2010); Dollar and Howe (2010); Lotti et al. (2002, 2005); Boudreault and Gosselin (2006). Another main advantage of using compliant joints is that it significantly reduces the number of parts. Indeed, multi-part revolute joints can be replaced by a single piece with notch hinges appropriately located. Backlash and friction in the joints are also eliminated in compliant mechanisms at the cost of a smaller range of motion and internal energy stored (Howell, 2001).

In this paper, a new self-adaptive compliant gripper is presented with the particularity of including proprioceptive haptic feedback. The latter is a very interesting addition to a teleoperated gripper (or robotic hand), because it reduces the user's dependence to vision when it comes to grasping an object, which can be very useful when the view is obstructed either partially or in totality. It is also critical when it is essential to control the contact forces or the type of grasp (pinch or power grasp). For example, during laparoscopic surgery, the surgeon only receives a limited amount of haptic feedback, even more so when the surgical tool is teleoperated eliminating the physical link between the user and the tool. Accurate feedback is essential for a surgeon to identify several anatomical structures and to control the tool motion and its grasping force (Schostek et al., 2009). Proprioception is defined as the perception of internal motion and forces between body parts. Here, proprioceptive haptics refers to the restitution of the sense of touch with proprioceptive information. The sense of touch, a.k.a. haptics, consists of two elements, kinaesthetic and tactile feedback. Kinaesthetics refers to information provided by internal perception (proprioception). On the other hand, tactile feedback corresponds to information provided by superficial sensors (exteroception). Haptic devices give a tactile and/or kinesthetic feedback to the user in order to simulate the sense of touch. To quote Kern (2009) : "*whereas tactile perception describes forces and elongations between skin and object which are low in amplitudes and high in frequencies, kinaesthetic perception happens within muscles and joints at higher forces but with lower dynamics.*" Haptic devices are useful for instance with teleoperated robotic arms in space or to help people with disabilities.

Much effort has been done to find an adequate substitute for the sense of touch in terms of sensors and control laws (Dubey et al., 1999; Goethals, 2008; Hayward and Maclean, 2007; Kern, 2009; Lin and Otaduy, 2008). However, most work have been done in the field of ex-

teroceptive haptics, which mainly use tactile sensors (which can be expensive and hard to use) as opposed to proprioceptive haptics which use "internal" sensors such as position and electrical (voltage and current) sensors. In this paper, the device presented provides both tactile and kinaesthetic feedbacks simply using proprioceptive sensors and algorithms. While proprioceptive feedback has been described and characterised in the literature (extended physiological proprioception) (Simpson, 1974; Doubler and Childress, 1984) and some prior work used small-signal impedance changes (Backus and Dollar, 2012), this is the first time that proprioceptive haptic feedback based on current measurements is used with underactuated hands to the best of the authors' knowledge. Also, the gripper designed here is aimed as being a first step toward an integrated medical tool, as seen in (Doria and Birglen, 2009) without haptic feedback. Because of the relative stiffness of the gripper, to grasp soft tissues, modifications must be done to the compliant joints. It should be noted that multiple mechatronic devices have been presented in the past in the aim of performing surgery, some including haptic feedback (Kode and Cavusogl, 2007; Tholey and Desai, 2007) but not with an adaptive grasper.

While haptic feedback and underactuation have indeed been combined in virtual reality systems (Luecke and Beckman, 2008) in the past, the term "underactuation" in the latter does not describe the type of devices referred here to as "self-adaptive". It is not the same underactuation as in compliant robotic hands. In this former type of underactuation, the unactuated DOF are free to move constrained only by the dynamics of the system, as opposed to self-adaptive mechanisms where the motion is constrained by passive elements. This also makes the approach presented in this paper innovative. The prototype presented here has the distinction of having only two actuators and a small number of sensors, making it low cost and simple. Thus, the challenges encountered during the design and testing phases were to build an efficient gripper with a realistic haptic feedback with little information from the teleoperated device. The theoretical model and experimental data used to achieve this result are presented in this paper.

4.2 Self-Adaptive Mechanism

To be underactuated, or self-adaptive, a gripper must have more degrees of freedom (DOF) than actuators. This type of grippers have the interesting characteristic of being capable to envelope an object while being driven by as few as only one actuator (e.g. the presented prototype), making them cheaper and easier to control (Birglen et al., 2008). Fig. 4.1 illustrates how self-adaptive fingers work. The input force (bottom arrow) distributes the actuation force at the base of the gripper to each finger. These fingers have three phalanges and if there

is no contact with an object, the actuation force is balanced by the torques induced by the deflections of the rotational springs. When contact is made with the object, the actuation force is still opposed by the torques of the springs, but also by the contact forces at each phalanx which are in contact with the object, making grasping easy and efficient.

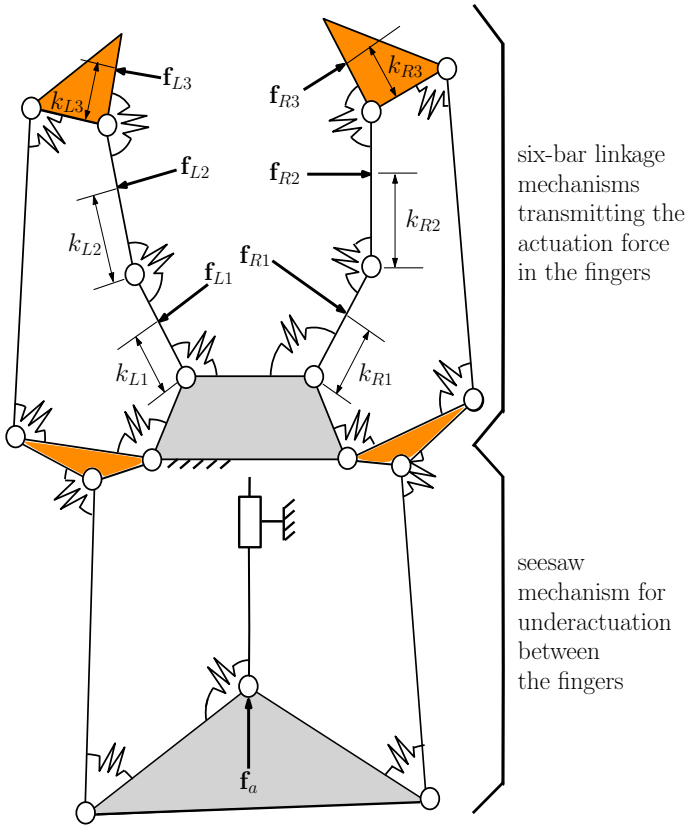


Figure 4.1 Pseudo-rigid-body model of the gripper with input and output forces

A valid model of the motion of the gripper and the transmission of the forces is crucial to establish what is the contact situation with only proprioceptive sensors. While finite element analyses and empirical data could be used to this aim, a theoretical model makes it possible to do many simulations by conveniently changing the parameters of the gripper and the object. Furthermore, the effect of each parameter can be readily found without requiring long simulations or experiments. To have an accurate model of the mechanism, it is essential to combine together two different cases. First, the motion of the gripper before any contact is made with the object and, second, the transmission of the input force to the object after contact is established. The purpose of this analysis is to model the interactions in the device and with its environment, i.e. the object to be grasped. Furthermore, the geometric configuration of the gripper and its actuation force are especially important in the case of haptic teleoperation, because the actuation force before contact is made should not be included in

the feedback provided to the user. Therefore, with a proper model, it is possible to have a more *transparent* haptic device. Transparency in haptic devices is an important property related to the impedance from the input to the output forces and motions, ideally close to an unitary transfer function (Kern, 2009). Basically, it means that the user only feels the contact forces between the object grasped and the hand without external disturbances such as hysteresis, friction or dynamic effects in the teleoperated gripper and haptic device. To determine the shape of the gripper and the contact forces generated by every phalanx, a quasi-static analysis can be used (Birglen, 2006, 2009; Quennouelle and Gosselin, 2010). This method allows obtaining the desired solution (i.e. the output forces) without having to express internal forces in the mechanism, which are, as a first approximation, often unnecessary in the analysis of self-adaptive mechanisms. Furthermore, the kinetic energy of a light-weight slow-moving mechanism as the one presented in this paper is very small in comparison to the potential energy stored into the compliant joints.

4.2.1 Notation

Throughout this paper, a specific notation is used to refer to the gripper. First of all, because the gripper has two fingers, the indexes R and L (for the right and left side respectively) are used. If the index k is mentioned in an equation (in place of R or L), it means that it is valid for both sides and k' corresponds to the opposite finger in the same equation. The angles α_i and β_i are absolute and θ_i are relative. The parameter Y_a is the vertical position of point $\mathbf{A}$, which is the input prismatic joint. Furthermore, to simplify some equations, the abbreviation s_θ is used as a shorthand notation for $\sin\theta$. Also, the angles θ_{Ri}, α_{Ri} and β_2 (cf. Fig. 4.2) are considered positive in the counter-clockwise direction, while θ_{Li} and α_{Li} are defined positive in the clockwise direction.

4.2.2 Quasi-Static Analysis

As mentioned before, the virtual work principle is particularly efficient in the analysis of compliant mechanisms. For the purpose of the analysis, the compliant mechanism is replaced by its equivalent pseudo-rigid model (PRM). By applying this principle to a self-adaptive mechanism, one obtains a set of equations relating the input and the output forces as a function of the geometric configuration of the mechanism. As previously presented in (Birglen and Herbecq, 2009), the analysis of a three-phalanx finger can be done by combining the two kinematic loop-closure equations and the three equations obtained from the virtual work principle. The same approach is used in this paper where the gripper is constituted by two fingers connected by a seesaw mechanism at the base. The seesaw mechanism used here is

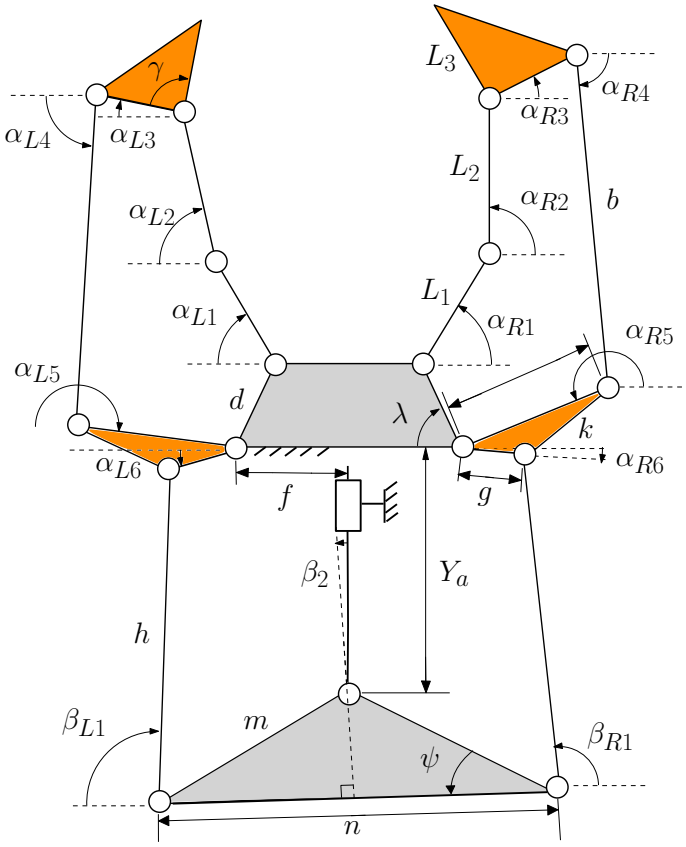


Figure 4.2 Geometric parameters of the gripper

similar to the one presented in (Birglen et al., 2008) with the addition of compliance. The design parameters of the compliant gripper with two three-phalanx underactuated fingers are detailed in Fig. 4.2. The kinematic loop-closure equations for the finger and the base are presented in appendix.

By applying the virtual work principle to the gripper with the input force f_a, the following equation is obtained :

$$\delta W = \sum_{i=1}^{8} T_{Ri}\delta\theta_{Ri} + \sum_{i=1}^{8} T_{Li}\delta\theta_{Li} + T_c\delta\theta_c - f_a\delta Y_a - \sum_{i=1}^{3} \mathbf{f}_{Ri}{}^T\delta\mathbf{z}_{Ri} - \sum_{i=1}^{3} \mathbf{f}_{Li}{}^T\delta\mathbf{z}_{Li} \tag{4.1}$$

where θ_{ki} is the relative angle associated with each compliant flexure (e.g. $\theta_2 = \alpha_2 - \alpha_1$). In Eq. (4.1), $\mathbf{f}_{ki}{}^T\delta\mathbf{z}_k i$ is the virtual work done by each contact force. The vector $\mathbf{z}_{ki}$ measures the position of the associated contact point from the origin of the reference frame. The variable k_{ki} is the distance from the base of the phalanx to the contact point, as illustrated in Fig. 4.1. Therefore, one has :

$$\mathbf{f}_{k1}{}^T\delta\mathbf{z}_{k1} = ||f_{k1}||\, k_{k1}\delta\alpha_{k1}, \tag{4.2}$$

$$\mathbf{f}_{k2}{}^T\delta\mathbf{z}_{k2} = ||f_{k2}||\, (L_1\cos(\alpha_{k2} - \alpha_{k1})\delta\alpha_{k1} + k_{k2}\delta\alpha_{k2}), \tag{4.3}$$

$$\mathbf{f}_{k3}{}^T\delta\mathbf{z}_{k3} = ||f_{k3}||\, (L_1\cos(\alpha_{k3} - \alpha_{k1})\delta\alpha_{k1} + L_2\cos(\alpha_{k3} - \alpha_{k2})\delta\alpha_{k2} + k_{k3}\delta\alpha_{k3}). \tag{4.4}$$

Because there are six independent variables (α_{R1}, α_{R2}, α_{R3}, α_{L1}, α_{L2} and α_{L3}), six independent virtual work equations can be obtained and expressed as :

$$\mathbf{M_k}\mathbf{x}_k = \mathbf{0} \tag{4.5}$$

where

$$\begin{cases} \mathbf{x}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{t}_k^T & f_{k1} & f_{k2} & f_{k3} & f_a \end{bmatrix}^T, \\ \mathbf{t}_k = \begin{bmatrix} T_{k1} & ... & T_{k8} & T_C & T_{k'7} & T_{k'8} \end{bmatrix}^T. \end{cases} \tag{4.6}$$

The coefficients of matrix $\mathbf{M_k}$ are also presented in appendix. By taking the partial derivatives of the kinematic loop-closure Eqs. (4.14)-(4.18) with respect to the independent variables (α_{R1}, α_{R2}, α_{R3}, α_{L1}, α_{L2}, α_{L3}) and using Cramer's rule to solve the linear equation systems, one obtains :

$$\begin{aligned}
\frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k1}} &= \frac{L_1 \sin(\alpha_{k5}-\alpha_{k1})}{b\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}, \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k1}} = \frac{L_1 \sin(\alpha_{k1}-\alpha_{k4})}{a\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}, \\
\frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k2}} &= \frac{L_2 \sin(\alpha_{k5}-\alpha_{k2})}{b\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}, \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k2}} = \frac{L_2 \sin(\alpha_{k2}-\alpha_{k4})}{a\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}, \\
\frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k3}} &= \frac{c \sin(\alpha_{k5}-\alpha_{k3})}{b\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}, \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k3}} = \frac{c \sin(\alpha_{k3}-\alpha_{k4})}{a\sin(\alpha_{k4}-\alpha_{k5})}.
\end{aligned} \tag{4.7}$$

Subsequently, using the loop-closure Eqs. (4.16)-(4.18), one obtains for the seesaw linkage of the device :

$$\mathbf{b}_k = \mathbf{c}_k \frac{g\delta\alpha_{k5}}{h\delta\alpha_{ki}} \tag{4.8}$$

where

$$\mathbf{b}_k = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{ki}} & \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{ki}} & \frac{\delta\beta_{k2}}{\delta\alpha_{ki}} & \frac{\delta Y_a}{\delta\alpha_{ki}} \end{bmatrix}^T, \tag{4.9}$$

$$\mathbf{c}_k = \frac{\begin{bmatrix} -\zeta_k m s_{\beta_{k'1}+\alpha_{k6}} s_{\psi+\zeta_k\beta_2} + n s_{\zeta_k\beta_{k'1}+\beta_2} s_{\alpha_{k6}} \\ \zeta_k m s_{\beta_{k1}-\alpha_{k6}} s_{\psi+\zeta_k\beta_2} - n s_{\beta_{k1}-\alpha_{k6}} s_{\beta_2} \\ s_{\beta_{k'1}} s_{\beta_{k1}-\alpha_{k6}} \\ -(mA_k + nB_k) \end{bmatrix}}{-\zeta_k m s_{\beta_{k'1}+\beta_{k1}} s_{\psi+\zeta_k\beta_2} + n s_{\zeta_k\beta_{k'1}+\beta_2} s_{\beta_{k1}}}, \tag{4.10}$$

with

$$\begin{cases} A_k = s_{\beta_{k1}+\beta_{k1}} s_{\alpha_{k6}-\psi-\zeta_k\beta_2} + s_{\psi+\zeta_k\beta_2-\beta_{k1}} s_{\beta_{k'1}+\alpha_{k6}}, \\ B_k = s_{\beta_{k'1}+\beta_2} s_{\beta_{k1}-\alpha_{k6}}. \end{cases} \tag{4.11}$$

and where $\zeta_R = 1$ and $\zeta_L = -1$.

This system of equations governing the gripper can be solved numerically to obtain the latter geometric configuration and the generated contact forces in case of an object to be grasped, both as a function of the input force f_a.

4.2.3 Compliance Modeling

The analytical values of the stiffnesses K_i approximating the notch hinges used in the gripper can be computed using equations found in the literature. According to (Lobontiu, 2003), in the case of rectangular notch hinges, a reasonable simplification of the compliant joint used in the prototype (see Section 4.3), the following can be used :

$$\begin{bmatrix} M_z \\ F_y \\ F_x \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & 0 \\ K_{12} & K_{22} & 0 \\ 0 & 0 & K_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_z \\ \Delta y \\ \Delta x \end{bmatrix} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} \theta_z \\ \Delta y \\ \Delta x \end{bmatrix} \tag{4.12}$$

where $\begin{bmatrix} M_z & F_y & F_x \end{bmatrix}^T$ is the internal force vector as defined in (Lobontiu, 2003), $\begin{bmatrix} \theta_z & \Delta y & \Delta x \end{bmatrix}^T$ is the deflection vector, and $\mathbf{K}$ the stiffness matrix. The components F_y and F_x can actually be neglected because of the reaction force with the same intensity but opposed direction at the other end of the flexure hinge. The geometric parameters of the hinge used in this work are illustrated in Fig. 4.3. The parameter w is the width of the joint (which is also the width of the whole gripper), E is the Young modulus of the material, l_i is the length of the hinge and t_i is the thickness of the joint.

The torque generated by each compliant joint is then $-\mathbf{K_i} \begin{bmatrix} \theta_z & \Delta y & \Delta x \end{bmatrix}^T$, where $\mathbf{K_i}$ is the equivalent stiffness matrix of the hinge obtained from Eq. (4.12) and $\begin{bmatrix} \theta_z & \Delta y & \Delta x \end{bmatrix}^T$ is the corresponding deflection of the hinge. Relevant coefficients of the stiffness matrix are presented in appendix.

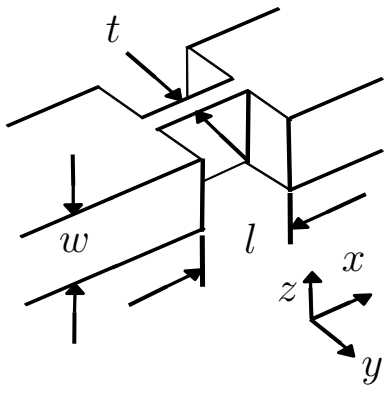


Figure 4.3 Compliant rectangular notch hinge

Tableau 4.1 Parameters of the gripper and the compliant joints

L_1 (mm)	9.1	l_1 (mm)	1.7	t_1 (mm)	1.0
L_2 (mm)	9.6	l_2 (mm)	2.5	t_2 (mm)	1.2
L_3 (mm)	9.1	l_3 (mm)	2.5	t_3 (mm)	1.5
a (mm)	15.0	l_4 (mm)	2.5	t_4 (mm)	1.0
b (mm)	20.5	l_5 (mm)	2.5	t_5 (mm)	1.0
c (mm)	6.0	l_6 (mm)	1.4	t_6 (mm)	1.0
d (mm)	11.6	l_7 (mm)	2.5	t_7 (mm)	1.0
f (mm)	9.8	l_8 (mm)	2.5	t_8 (mm)	1.5
g (mm)	6.4	l_c (mm)	2.5	t_c (mm)	1.8
h (mm)	26.5	γ (°)	90.0	w (mm)	5.0
m (mm)	19.8	λ (°)	-71.0	E (MPa)	300.0
k (mm)	10.3	ψ (°)	-36.2		

4.2.4 Numerical Data

By using the quasi-static model obtained in the previous analysis, the behavior of the gripper can be predicted. The geometric parameters of the prototype used in this paper are presented in Table 4.1.

Fig. 4.4 for instance shows the variation of Y_a as a function of the input force f_a. The upper curve corresponds to the case when the gripper is closed without any obstacle in its workspace. Hence, in that case the input force only balances the deflection of the compliant hinges. The other lower curve is when there is a contact for a particular grasp-state (defined as the association of the geometric configuration and contact location) and the gripper subsequently adapts its shape to the corresponding object. The dashed curves are obtained from a dynamic simulation package (DSP), MD ADAMS. The main reason for this choice of software is its effectiveness to approximate compliant joints. The solid curves are the results obtained from the numerical quasi-static model. One can see clearly that both curves are very close, validating the theoretical quasi-static model with respect to the motion of the gripper.

Additionally, one should notice the motion of the gripper after a contact. What is interesting is that this motion and its force/deflection curve depend on the geometric location of this contact. Therefore, it is possible to estimate where the contact occurs by considering the deviation of the position of the gripper slider (Y_a) with respect to the input force and its original value when contact is made. Indeed, when the contact is near the palm of the hand, the curve is closer to the contactless curve, unlike the case where the object is pinched (with distal phalanx). While a contact on the proximal phalange is the situation closer to

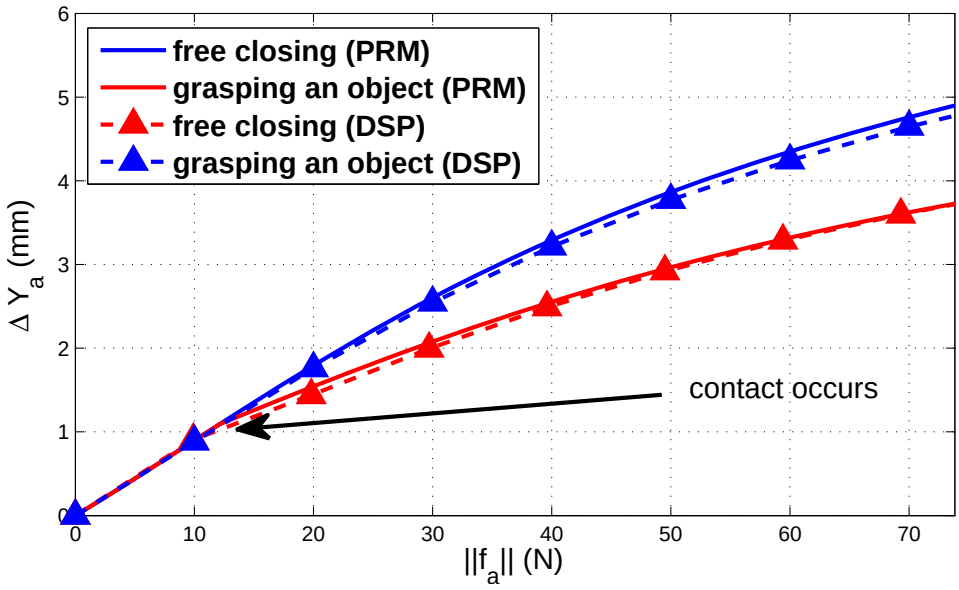


Figure 4.4 Slider position variation ΔY_a as a function of the actuation force f_a (i.e. gripper equivalent stiffness)

a contactless scenario, it is still possible to distinguish both cases as there is a notable difference in terms of gripper stiffness. Furthermore, theoretically, the location of contact on the proximal phalanx has no effect on the after-contact motion. Therefore, if the contact is near the end of the proximal phalanx or at its base, the result should be the same and should be noticeable at the actuator. This property is thereupon used to provide tactile feedback without tactile sensors. It should be noted that solely with the force and position sensors at the actuator, it is impossible to distinguish between a contact on the same location on either the right or the left finger. Thus, the authors only considered symmetrical grasping in their subsequent analyses.

To again verify the model and the results obtained, three different situations were compared : the complete closure of the gripper without any contact and the closure of the gripper on a cylinder with contact occurring on the proximal or the intermediate phalanx. Table 4.2 presents the data corresponding to these situations. These values are obtained for a typical closing sequence. For another object and input force, the results would be different.

The results from the two methods are again close, suggesting that the theoretical model is accurate. The observed slight discrepancies between the different models can be attributed to simplifications, such as the numerical precision of the dynamic package solver, the approximation of the contacts as one point on the phalanges in the theoretical model and of the numerical method (Newton-Gauss) used to solve the theoretical model. A second validation

Tableau 4.2 Actuation force needed to close the gripper and contact forces for a typical grasp

	Full closure force ($||\mathbf{f}_a||$) (no object)	1st phalanx force (input 100 N)	2nd phalanx force (input 100 N)
Theoretical model	69 N	29.51 N	4.91 N
Dynamic simulation package	70 N	29.22 N	4.86 N

was done by a Finite Element Analysis (FEA) software (Ansys Workbench), as shown in Fig. 4.5. The main objective was to validate the pseudo-rigid model by comparing its motion to the FEA model. While the input force required to fully close the gripper was practically the same between the actual gripper and the FEA model (60 N), it is lower than what is obtained from the pseudo-rigid model. This difference can be attributed to the deformation of the links which are considered completely rigid and the approximation of the compliant joints. However, differences of this magnitude are normal and acceptable for the analysis of compliant mechanisms.

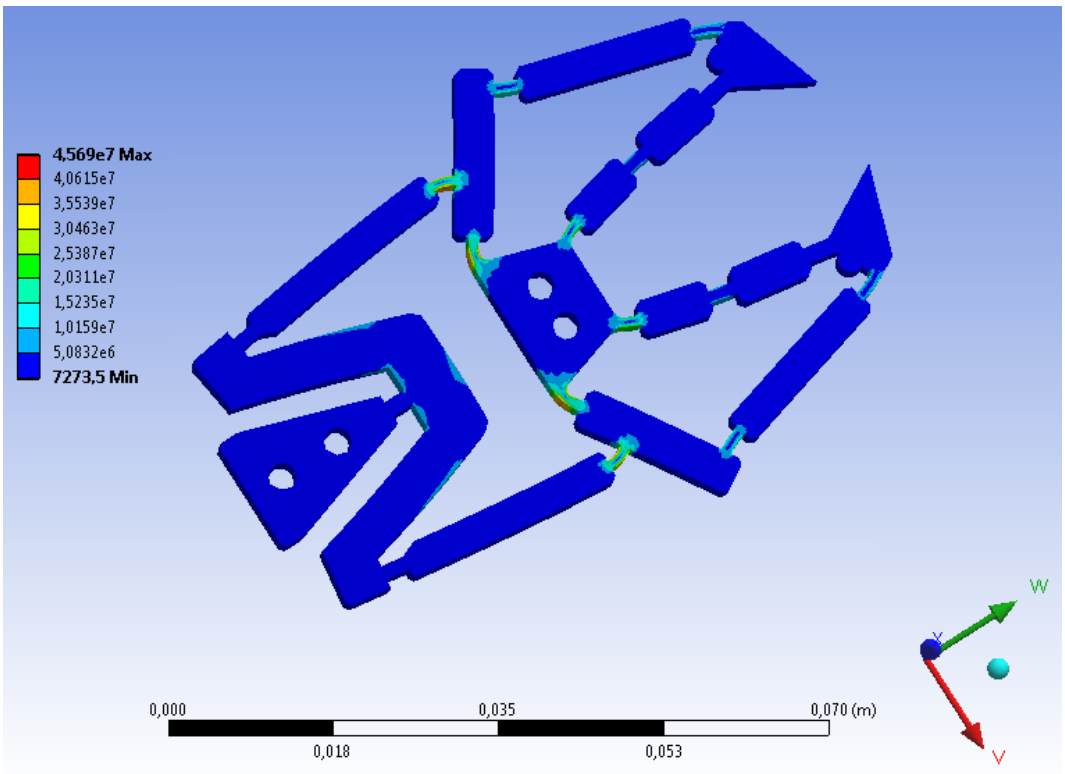


Figure 4.5 FEA of the gripper

4.3 Prototype

4.3.1 Overview

The new haptic/grasping device presented in this paper is made of two subsystems : the self-adaptive gripper and the haptic interface. These two systems are controlled by a real-time control platform, allowing the acquisition of experimental data in order to validate, and in the future, improve the device. For the sake of simplicity and compactness, both subsystems are attached together, but nothing prevents the gripper from being the teleoperated end-effector of a robot. Then, the user operating the robot will receive the tactile information through haptic feedback while the robot and the gripper will autonomously seized the object desired, taking full advantage of the mechanical adaptation of the gripper to this object's shape.

4.3.2 Mechanical and Electronic Design

As mentioned before, the gripper is constituted of two three-DOF fingers. The material chosen for the gripper is polycaprolactone. This polymer has several advantages : a low melting point (60°C) which makes it very easy to use with a mold, it is also biocompatible, biodegradable and very durable. The Young modulus of the polycaprolactone used in the theoretical model has been determined experimentally to account for the grade of the particular plastic obtained from the manufacturer and variations due to the fabrication process (3D printing). Several experiments were done to determine the Young modulus and the yield point. Initial results showed a decrease of the elasticity of the gripper caused by a plastic deformation in some joints. A finite element analysis validated that the yield point of the polycaprolactone can be exceeded under some conditions during the grasp of an object. Because the width of the compliant joints cannot be increased without significantly increasing the stiffness of the joints, the gripper was "pre worn" mechanically to endure a plastic deformation that will not be exceeded under normal conditions of use. It was done by bending the hinges beyond their limits under normal use. The properties of the polycaprolactone were characterized after this process to have an accurate theoretical model. The plastic deformations subsequently apparent were relatively small compared to the usual elastic deformations occuring during normal utilization. Indeed, this process did not have any significant impact on the reliability of the gripper, as no failure at the joints was observed during the tests done afterward (which involved hundreds of closing and opening motions) .

The input force of the gripper is transmitted by a nylon cable attached to a pulley on the shaft of a Maxon RE25 DC motor with a planetary gearbox. This transmission mechanism was chosen to reduce friction as far as possible, which can have substantial impacts on the

realism of the haptic rendering.

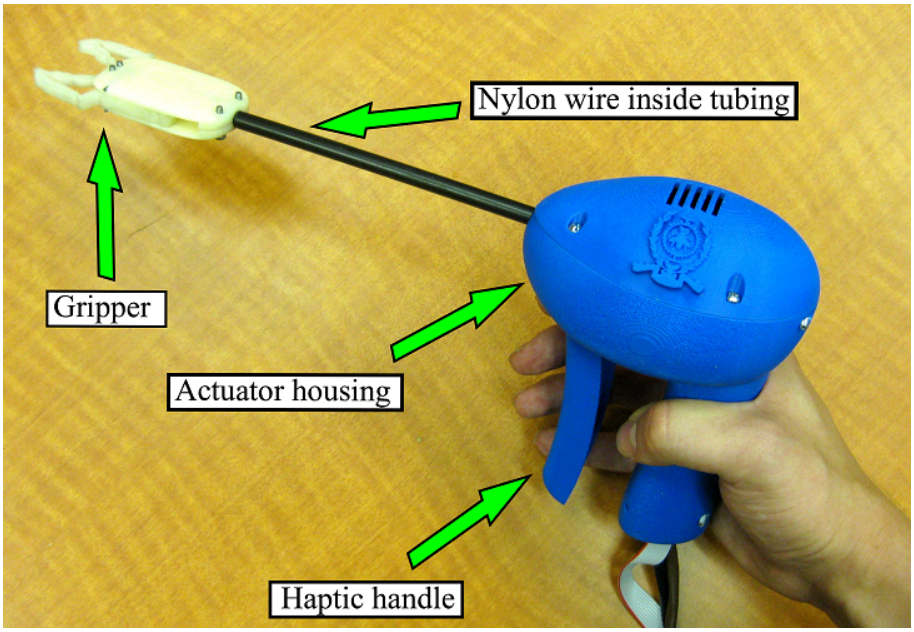


Figure 4.6 Prototype of the haptic grasping device

The handle of the device has two purposes. First of all, the rotation angle commanded by the user gives the reference to be followed by the controller. This angle is read from optical encoder attached to the Maxon RE10 DC motor driving the handle. Another gear train (with a ratio of 20 :1) significantly increases the precision of the measured angle and the maximum torque available at the output shaft (the handle). The value of the torque produced by this motor is computed with the control law presented in Section 4.4.2. Also, a vibrotactile interface is used to send haptic signals to the user. It consists of a small motor with an off-centered weight applied on the user's skin. While it is not ideal to send a continuous feedback due to habituation of the skin receptors, it can be used to send momentary haptic icons. The device and its interior are illustrated in Figs. 4.6-4.7-4.8.

4.3.3 Sensors and Controllers

The motor controllers used here are Maxon ADS 50/5 4-Q-DC Servoamplifiers. They were selected for their compatible range of voltage and current to the actuators. The ADS 50/5 also has built-in current sensors proving very useful to collect data. The output of the motor controller is a current, which means this system is force controlled.

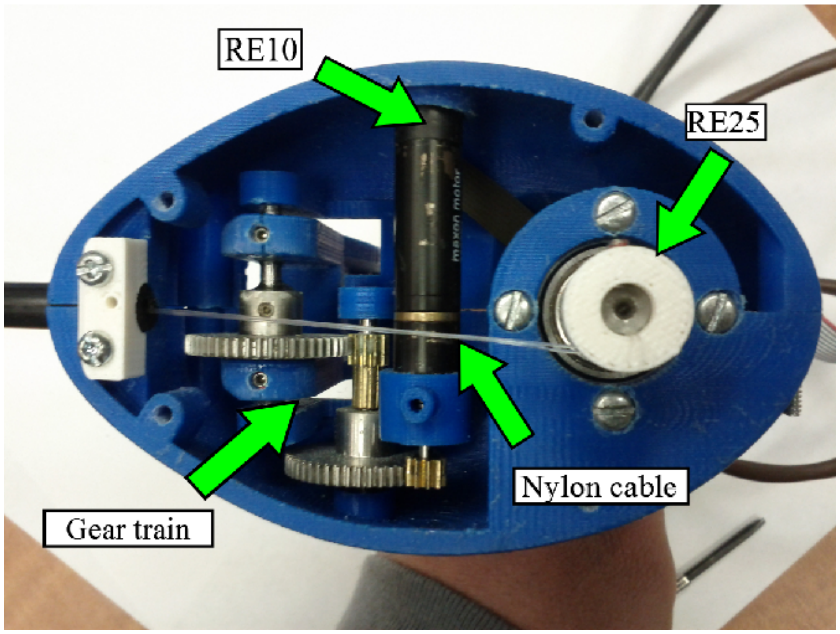


Figure 4.7 Inside view of the haptic device

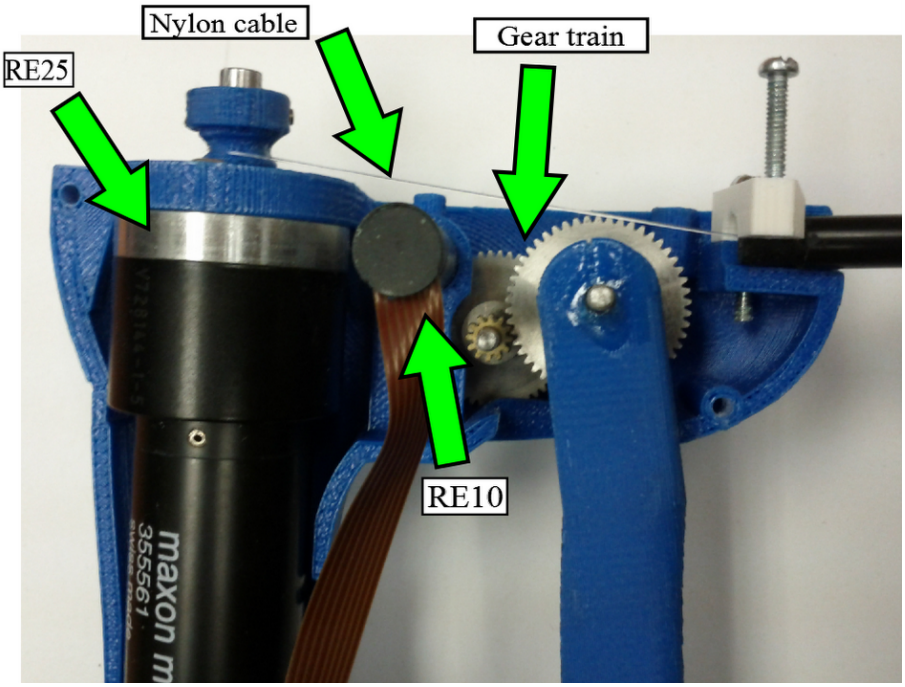


Figure 4.8 Side view of the haptic device

4.4 Experimental Data

Many different experiments were performed to assess the performances of the device and to solve problems that were not anticipated. First, the device was tested in open-loop, i.e. without any complex control algorithm. Then, several iterations of the control scheme were experimented with different parameters to find the most suitable to achieve a stable and efficient grasp. Finally, the algorithms for haptic feedback were implemented with different types of grasp (pinch, power graps, etc.) and different objects. All these experiments were necessary to achieve an accurate haptic feedback which requires a control scheme that accounts for undesirable effects such as friction, flexibility of the assumed rigid links and hysteresis in the transmission.

4.4.1 Nylon Cable

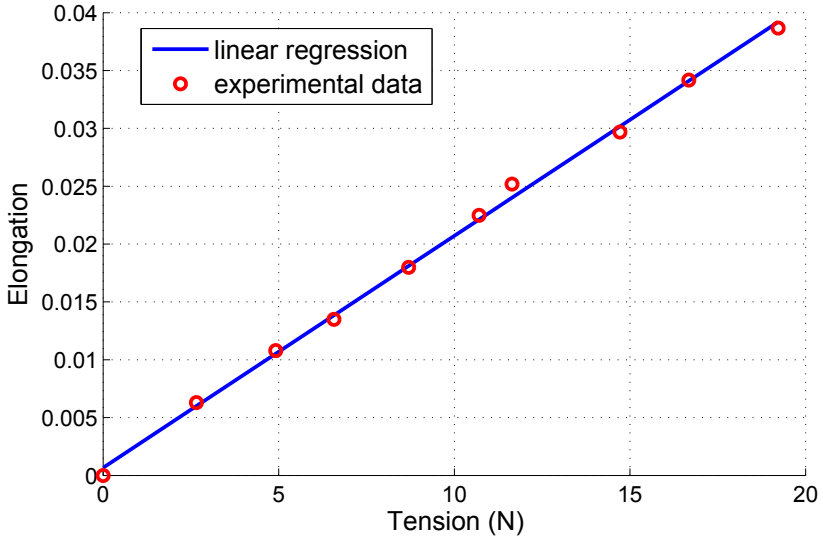


Figure 4.9 Elongation of the nylon cable as a function of its tension

The cable used to transmit the actuation force from the motor shaft to the input of the compliant gripper is made of nylon, a material chosen for its strength and flexibility. However, the force it transmits induces a significant deflection. The experimentally obtained force-elongation relationship for the cable is shown in Fig. 4.9. This effect is taken into account in the control law as detailed below. A stiffer cable would not necessarily have been a better solution, because it would have been difficult, if not impossible, to wind up the cable around the pulley and the rods in the casing of the gripper. Additionally, a deformation of the cable preferable to a deformation of the rigid sections of the gripper when there is no longer any

adaptation of the gripper to the object grasped.

4.4.2 Control Law

The block diagram shown in Fig. 4.10 illustrates how the gripper is controlled and how the haptic feedback is calculated and sent to the user holding the device. The plant corresponds to the RE25 motor and the gripper itself. The RE10 motor operates in open-loop with a servoamplifier used to control the current in the motor. As mentioned before, there are only two sensors, both being proprioceptive. Therefore, traditional force control algorithms using tactile feedback cannot be implemented. First of all, a feedforward algorithm is used for hysteresis compensation (as explained in Section 4.4.3) and works well for a computed reference. However, this method has a limitation when the reference input comes from a human user (through the handle). For example, during a normally closing sequence, the user can momentarily stop or slightly go backward multiple times. This cause the algorithm to change from the closing estimation curve to the opening estimation curve very rapidly. Then the system tends to oscillate and makes the haptic device unusable. To solve this problem, a hybrid solution which combines two approaches was implemented.

Firstly, two thresholds were set to detect a closing sequence or an opening sequence. In other words, the angular velocity of the handle must be greater than $\omega_+ > 0$ to use the closing algorithm and must be lower than $\omega_- < 0$ to use the opening algorithm. Between ω_+ and ω_-, the previous state is used. This is similar to a Schmit trigger. Secondly, low-pass filters are used to eliminate noise and high-frequency measurements which are undesired for a device like this one with only slow dynamics. This hysteresis controller computes the reference to be sent to the servoamplifier which as a build-in feedback loop that controls the current passing through the actuator. One should note that the hysteresis controller cannot differentiate a deviation from the contactless behavior caused by grasping an object or the hysteresis itself. It would thus increase the input force until the desired pulley angle, as measured by the optical encoder and function of the reference angle provided by the handle, is obtained. If every DOF of the gripper are blocked, it would theoretically increase indefinitely. However, one can take advantage of the elasticity of the nylon cable which is easier to deform than the gripper itself. Indeed, the cable will stretch and the reference angle will be reached. It is thus essential to characterize the properties of the nylon cable to the relationship between the cable tension and the cable stretch.

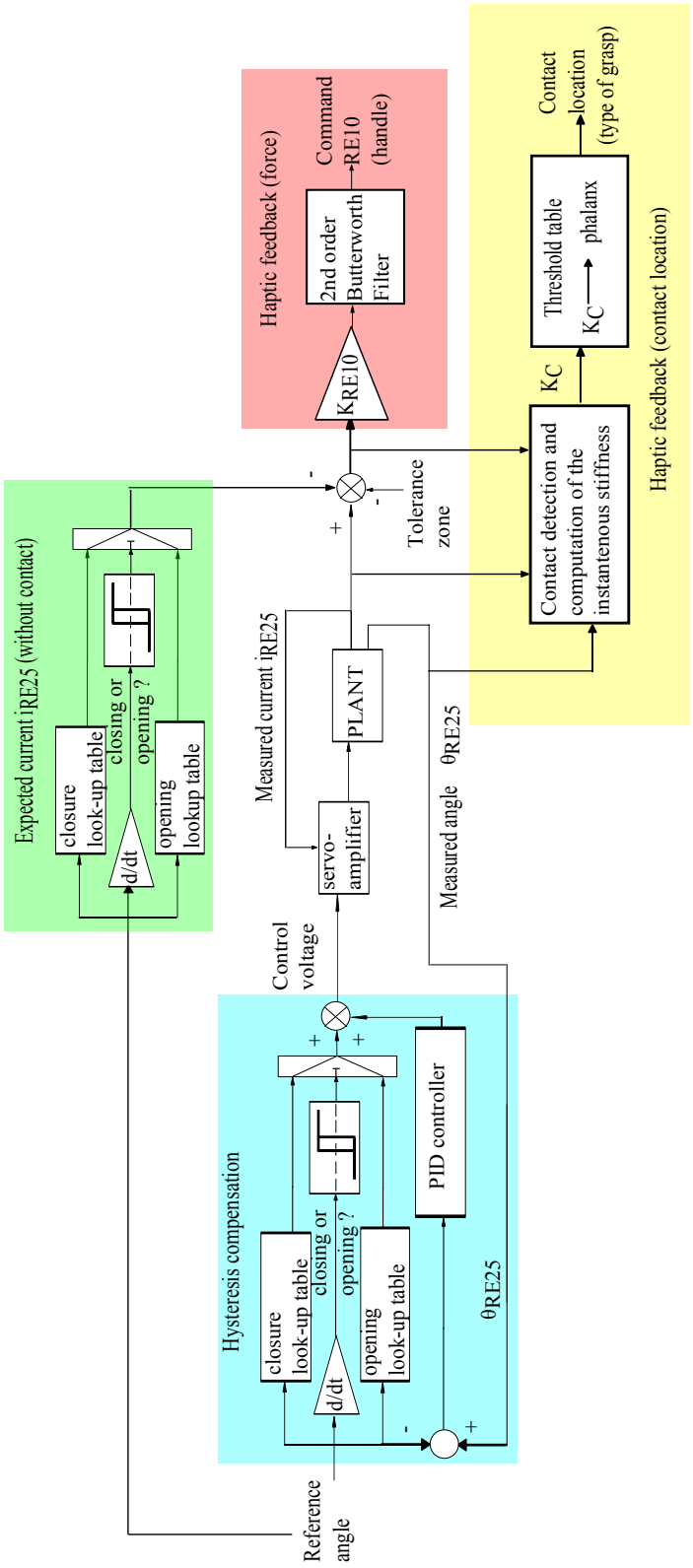


Figure 4.10 Block diagram of the controller

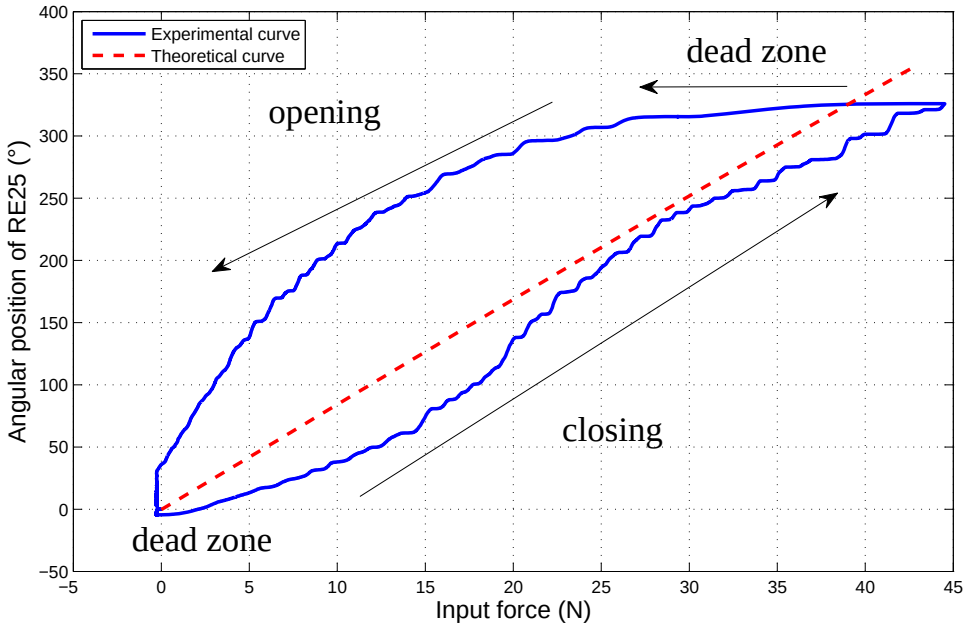


Figure 4.11 Hysteresis curve during a closing motion followed by an opening motion of the gripper

4.4.3 Hysteresis

Throughout initial experiments, one particular phenomenon was observed, namely hysteresis. This problem arose during experimentation. After investigation, it was found to be mainly caused by the friction between the polycaprolactone gripper and its casing. The non negligible friction coefficient between the materials used is the cause. Different types of lubricants were used to reduce friction. Solid lubricant (graphite powder) had the best results, but the gain was not significant. Another material which would induce less friction could be used for the casing, but it was not deemed necessary for the first prototype as the problem could be solved otherwise. It should be noted that any liquid between the casing and the gripper could alter the hysteresis curve and thus the haptic feedback. A sealed casing or no casing at all should prevent this issue from happening. The gearbox's backlash has no significant effect compared to this friction. This has an important impact and leads to a dead zone at the beginning of the closing and opening sequences, as illustrated in Fig. 4.11. While the closing curve roughly follows the theoretical curve obtained from the model presented earlier, the opening curve is distinctively different. Fortunately, the hysteresis curve is mostly identical for any closing velocity experimented (from 0.5 second up to 5 seconds), thus simplifying the compensation process. Many solutions can be used to compensate for hysteresis. Cavallo et al. (2004) used

a position controller combined with a hysteresis compensator while commanding a magnetostrictive actuator. Cruz-Hernandez and Hayward (1998) used an algorithm compensating phase distortion. In the present work, a feedforward algorithm is again used to achieve this goal. By using experimental data, the closing and opening curves are approximated by two lookup tables. These tables were built by compiling several experimental results where the input torque varied until the gripper was fully closed (without any object). To make sure that thermal variations did not have an impact on the lookup tables, an experiment was done where the gripper was fully closed for a complete hour (which is much longer than an average closing sequence). Although temperature did rise up by 25°C (which is still lower than the maximum rated temperature of the motor), there was no noticeable change in the force-position curve used in the lookup tables. While heating is not an issue for the precision, long-term wear may require occasional calibration. It is then possible to calculate the valid current input for a particular position reference depending on the instantaneous closing or opening motion of the gripper. Also, a feedback PID controller is added to compensate for the small errors still present. Thus, the dead zone is mostly compensated when there is a change of direction and the device now presents only insignificant errors between the reference and the position output as illustrated in Fig. 4.12 where the gripper is closed and opened multiple times.

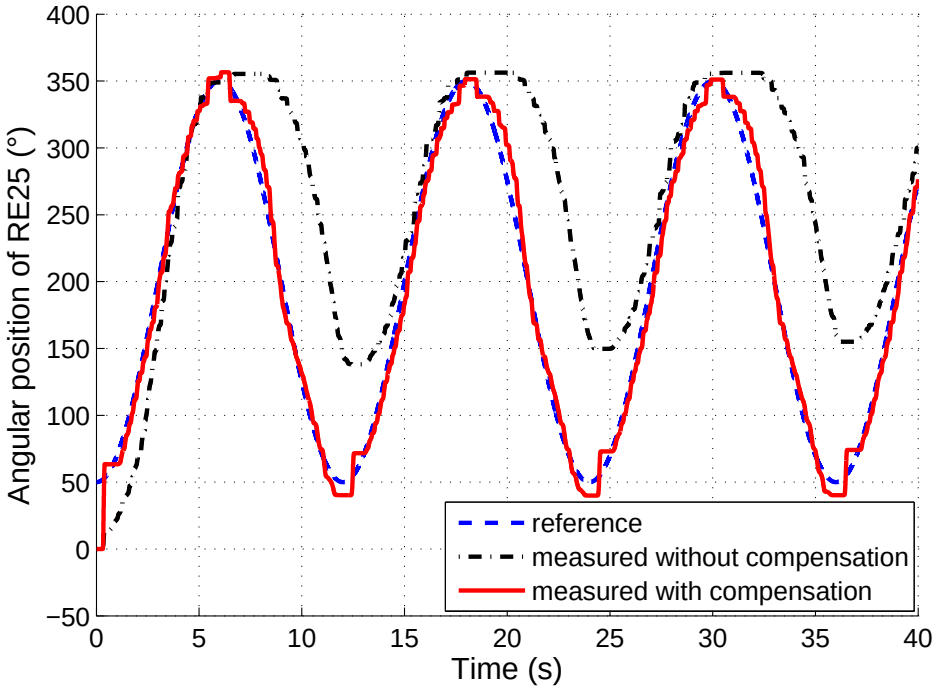


Figure 4.12 Angular position of the RE25 motor with and without compensation

4.4.4 Haptic Interface

As one could point out, a simple passive purely mechanical haptic system could be achieved by simply connecting the handle directly to the nylon cable or by using any other similar transmission mechanisms such as bevel gears. However, the aimed transparency property would be difficult to reach, because a feedback would be transmitted to the user (due to the joint compliances) even if there is no object grasped. It would thus be difficult for the user to precisely know when contact is made. Moreover, unwanted side effects such as hysteresis and friction could not be significantly reduced directly. Therefore, a second actuator (RE10) and an associated control law are used for the haptic interface.

As shown in Fig. 4.13, the measured current of the RE25 motor is different whether there is a contact or not with an object, which is the case for the first, the second, the fourth and the fifth grasping motion. In this figure, where the gripper is again closed and opened multiple times, the solid curve is the current of the RE25 expected when no object is seized, which is a function of the handle angle. Because the measured current is higher than the desired current during the seizing of an object, it is possible to compute the difference between those two values. Because the expected and measured currents are not exactly the same even when there is no object grasped, a tolerance zone is added to make sure no haptic feedback is sent when there is no contact. Also, the RE25 motor does not always perfectly return at

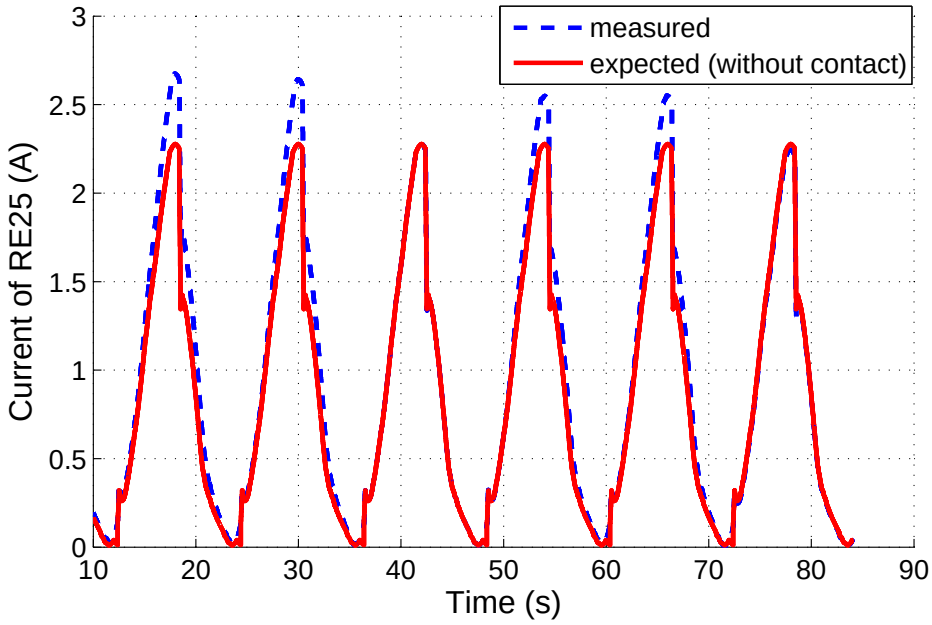


Figure 4.13 Expected (if closing without contact) and measured angles of the RE25

its original position due to the friction between the gripper and its casing. This is caused by the relatively low gains (most of the command voltage is computed by the feedforward algorithm) and the fact that negative command voltage are not used. However, this does not cause any significant problem because it is only a local problem (near the position of the motor at rest) and the control law does not send negative haptic feedback.

Fig. 4.14 shows a particular feedback for the sequence of Fig. 4.13 with several contacts. This feedback is sent to the user as a torque at the handle. The peaks on this figure at the beginning and ending of the grasping are due to the imperfect estimation by the feedforward algorithms due to their experimental nature. The gripper closes six times, but there is a contact with an object only for the first, second, fourth and fifth iteration. This is why no feedback is sent between 30 to 50 seconds and 70 to 90 seconds.

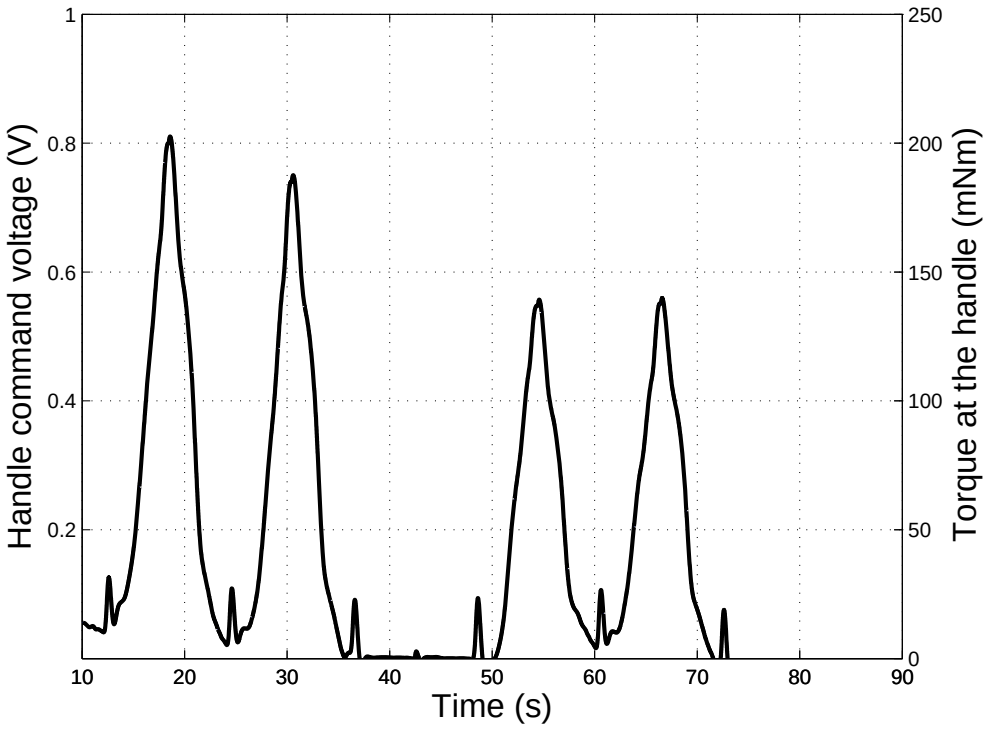


Figure 4.14 Haptic feedback at the handle

The second part of the haptic feedback consists in an approximation of the location of the contact between the object and the fingers. It is useful for several applications, because it allows the user to know whether the object is pinched or power grasped. Indeed, by considering the mean derivative of the input force of the gripper following the first contact, it is theoretically possible to mathematically estimate the location of the contact merely with

proprioceptive sensors while considering the grasping is nearly symmetrical. However, using this derivative is numerically unstable because of the significant amount of noise caused by friction. Instead, it is possible to estimate the location by considering the deflection caused by a certain increase of input force after contact. It is thus equivalent to performing a derivative. With this deflection, it is possible to compute in real-time the value of the after-contact stiffness with the following equation :

$$K_c = \frac{\theta_{RE25,f} - \theta_{RE25,i}}{\Delta T_{RE25}} \tag{4.13}$$

where $\theta_{RE25,i}$ is the measured angular position of the actuator at the beginning of the contact, ΔT_{RE25} is the predetermined increase in torque and $\theta_{RE25,f}$ is the measured angular position after the torque increase. While the measured stiffness difference (as seen from the actuator) depending on the contact location is not large, it is still possible to inform the user whether there is a contact or not and on which phalanx it is located. Considering the small size of the gripper and the fact that it is not normally possible without tactile sensors, this information is still quite accurate. In the control scheme (Fig. 4.10), the initial contact is first detected by a deviation from the expected current inside the RE25. Then, K_c is computed with Eq. (4.13). The contact location is established with a table containing thresholds for each phalanx. A signal is finally sent to the vibrotactile interface. An example of location detection for a contact occurring at different stages of a grasping sequence is shown in Fig. 4.15 (a different test unrelated to the other figures). The first, second and third contacts occur respectively on the distal, intermediate and proximal phalanges, all occuring at the beginning of the closing sequence. The final peak is a pinch grasp (distal phalanx) occuring at the very end of the closing of the gripper which explains the high stiffness. The haptic signal from the figure (solid curve) is computed with Eq. (4.13) in real-time. The command sent to the vibrotactile device depends on the zone it reaches (proximal, intermediate or distal).

Finally, the last piece of haptic information sent to the user is whether the grasp is stable or not. While there are many criteria to determine if stability is reached or not in both fully actuated and underactuated grasping (Howard and Kumar, 1996; Bégoc et al., 2006; Kragten and Herder, 2010), with only a limited amount of proprioceptive measured, the authors have chosen a simple criterion to send feedback in real-time : when the instantaneous stiffness of the gripper has exceeded a predetermined level, which means there is no longer any noticeable deformation of the compliant joints, the grasped object can be considered secured in the gripper (which is the case for instance with the final grasp illustrated in Fig 4.15). A signal is then sent to the user. Both signals on the type of grasp and the relative stability are distinguishable by the operator because of their different frequencies.

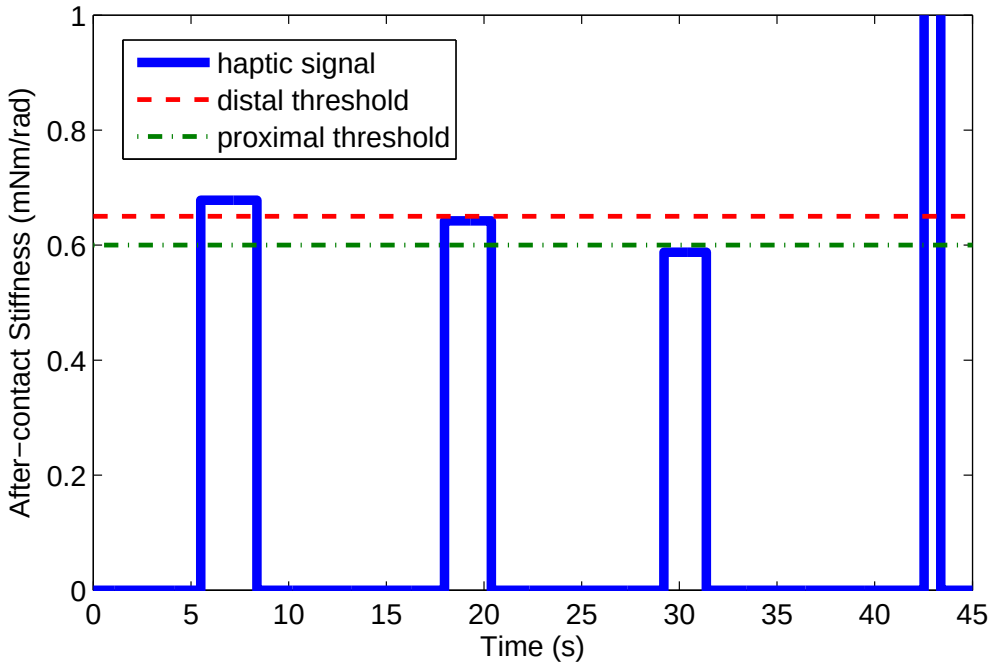


Figure 4.15 Localisation of the contact point using the instantaneous stiffness K_c

It should be noted that if a contact occurs on the outside of the links while the base of the gripper is static, it might be impossible (with solely the position and force sensors) to discriminate from a contact on the inside of the gripper. For example, these conditions were tested by pressing the gripper on a surface with a high friction coefficient (rubber). The haptic feedback in this situation was no longer accurate. However, the outward motion of the gripper is relatively small, thereby reducing the occurrence of such events.

4.5 Conclusion

This paper has presented the design and experimental development of a new proprioceptive self-adaptive gripper with haptic feedback. The amalgamation of many interesting features, such as compliant joints, underactuation and a haptic interface makes this device unique. The theoretical model of the device has been reviewed using a quasi-static analysis and the numerical and experimental results have been presented. The device succeeded in providing a tactile feedback to the operator by only using data form proprioceptive sensors and control algorithms, which is the novelty of this work. Future work will include further experiments on the prototype and the design of an improved version from the collected data and analysis which will deepen the proprioceptive haptic interface and its algorithms to have an even

more transparent feedback. The possible miniaturization of the gripper would involve a new manufacturing technique and perhaps a new material.

References

S. Backus et A. Dollar, “Robust, inexpensive resonant frequency based contact detection for robotic manipulators”, dans *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Saint Paul, Minnesota, USA, Mai 2012, pp. 1514–1519. DOI : 10.1109/ICRA.2012.6225152

V. Bégoc, C. Durand, S. Krut, E. Dombre, et F. Pierrot, “On the Form-Closure Capability of Robotic Underactuated Hands”, dans *9th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision*, Singapore, 2006.

L. Birglen, “An Introduction to The Analysis of Linkage-Driven Compliant Underactuated Fingers”, dans *Proceedings of IDETC/CIE 2006*, 2006, pp. 1–9.

——, “Type synthesis of linkage-driven self-adaptive fingers”, *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 1, no. 2, p. 021010, 2009. En ligne : http://appliedmechanics.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1484873

L. Birglen et F. Herbecq, “Self-Adaptive Compliant Grippers Capable of Pinch Preshaping”, dans *Proceedings of the ASME 2009 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*, San Diego, USA, 2009, pp. 1–9.

L. Birglen, T. Laliberté, et C. M. Gosselin, *Underactuated Robotic Hands*. Springer, 2008.

J. Butterfass, M. Gerbenstein, H. Liu, et G. Hirzinger, “Dlr-hand ii : Next generation of a dexterous robot hand”, dans *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, Korea, 2001.

M. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. Cutkosky, et P. Dario, “The SPRING hand : Development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping”, *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 125–141, Mars 2004. DOI : 10.1023/B:AURO.0000016863.48502.98

M. Doria et L. Birglen, “Design of an Underactuated Compliant Gripper for Surgery Using Nitinol”, *Journal of Medical Devices (ASME)*, vol. 3, pp. 1–7, 2009.

J. A. Doubler et D. S. Childress, “An Analysis of Extended Physiological Proprioception as a Prosthesis-Control Technique”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 21, no. 1, pp. 5–18, 1984. En ligne : `http://www.rehab.research.va.gov/jour/84/21/1/pdf/doubler.pdf`

V. N. Dubey, R. M. Crowder, et P. H. Chappell, “Optimal object grasp using tactile sensors and fuzzy logic”, *Robotica*, vol. 17, no. 6, pp. 685–693, Nov. 1999.

P. Goethals, “Tactile Feedback for Robot Assisted Minimally Invasive Surgery : an Overview”, dans *Eurohaptics Conference*, 2008, pp. 1–81.

V. Hayward et K. E. Maclean, “Do It Yourself Haptics : Part I”, *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 14, no. 4, pp. 88–104, 2007.

S. Hirose et Y. Umetani, “Development of Soft Gripper for the Versatile Robot Hand”, *Mech Mach Theory*, vol. 13, no. 3, pp. 351–359, 1978.

W. S. Howard et V. Kumar, “On the Stability of Grasped Objects”, *IEEE Transactions on Robotics and Automa*, vol. 12, no. 6, pp. 904–917, Déc. 1996.

L. L. Howell, *Compliant Mechanisms*. Wiley, 2001.

T. A. Kern, *Engineering haptic devices : a beginner’s guide for engineers*. Springer, 2009.

V. R. C. Kode et M. C. Cavusogl, “Design and characterization of a novel hybrid actuator using shape memory alloy and DC micromotor for minimally invasive surgery applications”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 455–464, 2007.

G. A. Kragten et J. L. Herder, “The ability of underactuated hands to grasp and hold objects”, *Mechanism and Machine Theory*, vol. 45, no. 3, pp. 408–425, Mars 2010.

P. J. Kyberd, C. Light, P. H. Chappell, J. M. Nightingale, D. Whatley, et M. Evans, “The design of anthropomorphic prosthetic hands : A study of the Southampton Hand”, *Robotica*, vol. 19, no. 6, pp. 593–600, Sep. 2001.

M. C. Lin et M. A. Otaduy, *Haptic rendering : foundations, algorithms, and applications*. A. K. Peters/CRC Press, 2008.

N. Lobontiu, *Compliant mechanisms : design of flexure hinges*. CRC Press, 2003.

G. R. Luecke et J. A. Beckman, "Haptic Interactions With Under-Actuated Robots Using Virtual Mechanisms", dans *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2008, pp. 2878–2883.

E. Martin, A. Lussier-Desbiens, T. Laliberte, et C. M. Gosselin, "Sarah hand used for space operations on STVF robot", dans *Proceedings of the International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping*, 2004.

C. Quennouelle et C. Gosselin, "Quasi-static modelling of compliant mechanisms : application to a 2-DOF underactuated finger", *Mechanical Sciences*, vol. 2, pp. 73–81, 2010.

S. Schostek, M. O. Schurr, et G. F. Buess, "Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery", *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, pp. 887–898, 2009.

D. C. Simpson, "The control of upper-extremity prostheses and orthoses", P. Herberts, R. Kadefors, R. I. Magnusson, et I. Petersen, éds. C.C. Thomas, 1974.

G. Tholey et J. P. Desai, "A general-purpose 7 DOF haptic device : Applications toward robot-assisted surgery", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 6, pp. 662–669, 2007.

Appendix A : Kinematic Loop-Closure Equations

$$0 = L_1 \cos\alpha_{k1} + L_2 \cos\alpha_{k2} + c\cos\alpha_{k3} + b\cos\alpha_{k4} + a\cos\alpha_{k5} - d\cos\lambda, \tag{4.14}$$

$$0 = L_1 \sin\alpha_{k1} + L_2 \sin\alpha_{k2} + c\sin\alpha_{k3} + b\sin\alpha_{k4} + a\sin\alpha_{k5} - d\sin\lambda, \tag{4.15}$$

$$0 = m\cos(\psi + \zeta_k\beta_2) + h\cos(\beta_{k1}) - g\cos\alpha_{k6} - f, \tag{4.16}$$

$$0 = m\sin(\psi + \zeta_k\beta_2) + h\sin(\beta_{k1}) - g\sin\alpha_{k6} - Y_a, \tag{4.17}$$

$$\begin{aligned} 0 = (\zeta_k + 1)f + g\sin(\alpha_{R6} + (\zeta_k + 1)\frac{\pi}{4}) - h\sin(\beta_{R1} + (\zeta_k + 1)\frac{\pi}{4}) \\ -n\sin(\beta_2 + (\zeta_k + 1)\frac{\pi}{4}) - \zeta_k h\sin(\beta_{L1} + (\zeta_k + 1)\frac{\pi}{4}) + \zeta_k g\sin(\alpha_{L6} + (\zeta_k + 1)\frac{\pi}{4}). \end{aligned} \tag{4.18}$$

Please note that the gripper is designed to be symetrical, i.e. all lengths are the same on both sides.

Appendix B : Virtual Work Matrices

The virtual work matrices for each side of the gripper are :

$$\mathbf{M}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{m}_{k1} & ... & \mathbf{m}_{k15} \end{bmatrix}, \tag{4.19}$$

$$\mathbf{m}_{k1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T, \tag{4.20}$$

$$\mathbf{m}_{k2} = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 0 \end{bmatrix}^T, \tag{4.21}$$

$$\mathbf{m}_{k3} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 1 \end{bmatrix}^T, \tag{4.22}$$

$$\mathbf{m}_{k4} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k1}} & \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k2}} & \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k3}} - 1 \end{bmatrix}^T, \tag{4.23}$$

$$\mathbf{m}_{k5} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k1}} - \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k1}} \\ \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k2}} - \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k2}} \\ \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k3}} - \frac{\delta\alpha_{k4}}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}, \tag{4.24}$$

$$\mathbf{m}_{k6} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k1}} & \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k2}} & \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}^T, \tag{4.25}$$

$$\mathbf{m}_{k7} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k1}} - \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k1}} \\ \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k2}} - \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k2}} \\ \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k3}} - \frac{\delta\alpha_{k5}}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}, \tag{4.26}$$

$$\mathbf{m}_{k8} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k1}} - \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k1}} \\ \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k2}} - \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k2}} \\ \frac{\delta\beta_{k1}}{\delta\alpha_{k3}} - \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}, \tag{4.27}$$

$$\mathbf{m}_{k9} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k1}} & \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k2}} & \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}^T, \tag{4.28}$$

$$\mathbf{m}_{k10} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k1}} & \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k2}} & \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}^T, \tag{4.29}$$

$$\mathbf{m}_{k11} = \begin{bmatrix} \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k1}} + \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k1}} \\ \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k2}} + \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k2}} \\ \frac{\delta\beta_{k'1}}{\delta\alpha_{k3}} + \zeta_k \frac{\delta\beta_2}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}, \tag{4.30}$$

$$\mathbf{m}_{k12} = \begin{bmatrix} -k_{k1} & 0 & 0 \end{bmatrix}^T, \tag{4.31}$$

$$\mathbf{m}_{k13} = \begin{bmatrix} -L_1 \cos(\alpha_{k2} - \alpha_{k1}) & -k_{k2} & 0 \end{bmatrix}^T, \tag{4.32}$$

$$\mathbf{m}_{k14} = \begin{bmatrix} -L_1 \cos(\alpha_{k3} - \alpha_{k1}) \\ -L_2 \cos(\alpha_{k3} - \alpha_{k2}) \\ -k_{k3} \end{bmatrix}, \tag{4.33}$$

$$\mathbf{m}_{k15} = \begin{bmatrix} -\frac{\delta Y_a}{\delta\alpha_{k1}} & -\frac{\delta Y_a}{\delta\alpha_{k2}} & -\frac{\delta Y_a}{\delta\alpha_{k3}} \end{bmatrix}^T. \tag{4.34}$$

Finally, the coefficient of the stiffness matrix are :

$$K_{11,i} = \frac{E w_i t_i^3}{3 l_i}, \tag{4.35}$$

$$K_{12,i} = \frac{E w_i t_i^3}{2 l_i^2}, \tag{4.36}$$

$$K_{22,i} = \frac{E w_i t_i^3}{l_i^3}, \tag{4.37}$$

$$K_{33,i} = \frac{Ew_i t_i}{l_i}. \tag{4.38}$$

CHAPITRE 5 ARTICLE 2 : STIFFNESS ANALYSIS OF UNDERACTUATED FINGERS AND ITS APPLICATION TO PROPRIOCEPTIVE TACTILE SENSING

Bruno Belzile et Lionel Birglen

Cet article a été accepté par les *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* et est actuellement sous presse (disponible en ligne depuis le 11 juillet 2016).

Abstract

Underactuation has become in recent years more and more prevalent in robotic fingers since it provides the latter with the ability to mechanically adapt to the shape of the objects seized. To improve the usually simplistic control schemes of these fingers and possibly to provide force feedback or control, tactile sensors are typically used. However, another promising avenue, as presented in this paper, is rather to use information provided by proprioceptive (i.e. internal) sensors. Most interestingly, this can be done using only the torque and position sensors typically found attached to the actuator(s) of these fingers. Because a relationship exists between the stiffness of an underactuated finger as seen from its actuator and the contact locations on its phalanges, it is possible to estimate one from the other. In this paper, a proprioceptive tactile sensing algorithm based on this technique is presented. It is concluded that within certain theoretical and practical limits, it is possible to extract tactile data from a self-adaptive finger, namely position and magnitude of the contact forces, without actually using any physical tactile sensors.

Keywords

Kinetostatics, proprioception, tactile sensing, grasping, stiffness analysis.

5.1 Introduction

Grasping has been a most common application of robotic systems for many decades. Robots capable of seizing objects have been used for many tasks ranging from assembly lines, space systems, to medical devices. While many commercial grippers, hands and prototypes of these have been built based on fully actuated designs where each degree of freedom is associated

to a specific actuator, underactuated mechanisms have become a strong challenger to the status quo in recent years. Underactuated, a.k.a. self-adaptive, fingers and hands rely on fewer actuators than the number of their degrees of freedom and are now well-known for their capability to mechanically envelop objects of various shapes, making them particularly well suited for grasping tasks (Birglen et al., 2008). While underactuated mechanisms have existed sometimes for centuries, their use in robotics and grasping has grown significantly since the first widely known prototype, namely the *Soft Gripper* (Hirose and Umetani, 1978), was introduced in 1978. This latter device was a gripper made of two tentacle-like fingers with ten phalanges each which could envelop virtually any shape without any control or sensors. The single input force driving the finger was distributed to the numerous phalanges by a tendon routed around several pulleys cleverly placed along the phalanges. Many other well-known examples of underactuated grasping devices driven by tendons can now found in the literature, e.g. (Dollar and Howe, 2010; Lotti et al., 2005; Carrozza et al., 2004). Another common type of transmission in underactuated fingers is based on a linkage instead of a tendon but the underlying principles stay the same. A typical grasp sequence of an underactuated finger with three phalanges is illustrated in the upper part of Fig. 5.1. In this example, a single actuation torque is distributed by a mechanism (not shown in this figure) to the three phalanges. Passive elements such as springs typically constrain the finger to a specific shape before a contact with an object happens (this is referred to as the preshaping phase). The intrinsic ability of self-adaptive fingers to adapt themselves to objects makes their closing motion and final configuration dictated mostly by the shape of these objects, not by the motion of the actuator which is instead typically force controlled. Thus, since one has only one actuator but several contact forces, these forces are not fully controllable (they are not independent) and moreover, their locations are usually not exactly known at least not without additional sensors.

Several types of sensors can be used to provide tactile feedback and, depending on the application, they can have a critical role in the control architectures of the robotic fingers to which they are attached. In addition to the conventional sensors typically found connected to the actuators, such as joint encoders and electrical measurement devices (current/voltage), tactile sensors are often desirable. In particular, they can be used to control the magnitudes of the contact forces as well as precisely measure their locations (Birglen et al., 2008; Dollar et al., 2010). Mechatronic hand prostheses and teleoperated devices are examples of commonly found applications where they are almost deemed mandatory (Son, 1996; Yousef et al., 2011). The data they provide to the control system can be the basis of a whole upper level of cognitive control, aiming at, for instance, assessing grasp stability, performing object recognition, detecting slippage or collision, etc. (Bekiroglu et al., 2011; Pezzementi et al.,

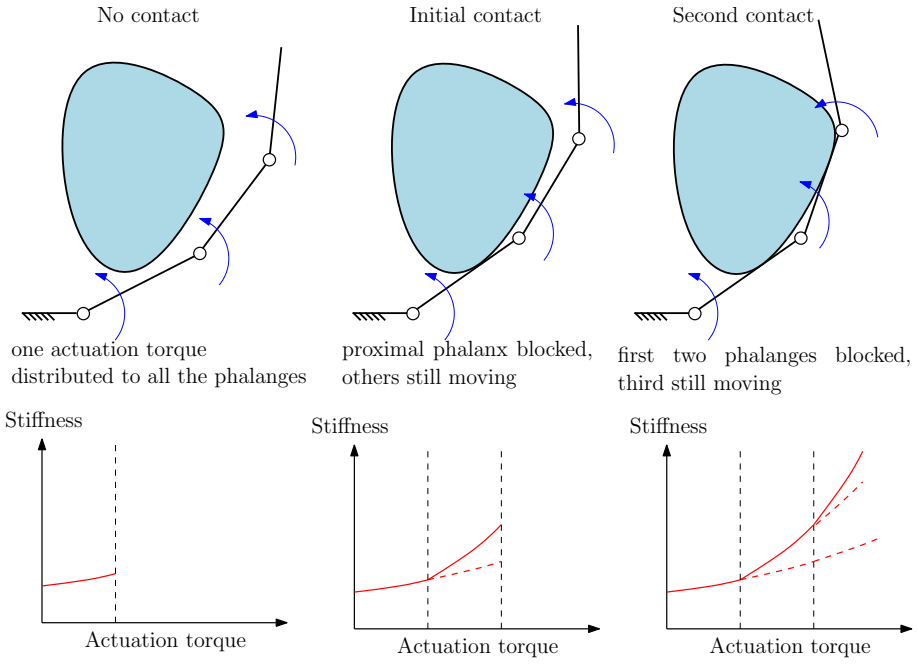


Figure 5.1 Typical closing sequence of an underactuated finger

2011; Shirafuji and Hosoda, 2011). A recently growing trend, very close to classical tactile sensing, is the design and prototyping of "robot skins" and sensor arrays (Hammond et al., 2012). These skins typically cover large areas of a robot (which might include the fingers) to provide spatial localization of contact forces, with the objective of adding compliance and safety in human-robot collaboration tasks. If the usefulness of tactile information is rarely doubted, it can be noted that there exists a plethora of tactile sensing technologies. Indeed, these sensors are typically classified in broad categories based on the physical phenomenon on which they rely to detect the applied pressure. For instance, capacitive, piezoresistive, piezoelectric, inductive, and optoelectric tactile sensors exist (Tiwana et al., 2012). However, whatever the technology used and despite their usefulness, tactile sensing suffers from a few enduring weaknesses, namely invasive and intricate designs, prohibitive costs, and fragility.

To circumvent these issues, another sensing technique is presented in this paper which takes advantage of the peculiar mechanical properties of underactuated fingers. As figuratively illustrated in the lower half of Fig. 5.1, it was experimentally noticed by the authors (Belzile and Birglen, 2014a) that the stiffness of an underactuated finger as seen from its sole actuator is generally non-linear and a function of the contact locations on the finger. Indeed, once a first contact with an object is established, to continue the closing motion of the finger, the actuator has to increase the torque it provides. This variation can often be significant and it was noticed that the magnitude of this stiffness increase was related to the location of this

first contact. Thus emerges the possibility of tactile sensing based on this phenomenon. As will be shown in the first part of this paper, the authors were successfully able to establish an analytical correspondence between the stiffness of an underactuated finger and the location of a single point of contact with the finger. While subsequent contacts also cause stiffness variations that can be measured at the actuator, it is not the focus of this paper. However, the method presented here could be adapted as briefly explained in the conclusion. It should be mentioned that the stiffness analysis of a robotic finger in general (Carbone, 2013) or even an underactuated one (Wassink et al., 2010; Malvezzi and Prattichizzo, 2013; Odhner et al., 2014) is nothing new and several examples can be found in the literature. However, in the case discussed in this paper, the stiffness of the underactuated finger is considered as seen from its actuator *point of view* and, to the best of the authors' knowledge, this is the first time such model is used to obtain tactile data. The algorithm presented here follows prior work (Belzile and Birglen, 2014) on double-tendon underactuated fingers where a return cable was used instead of compliant elements, conversely to this paper. With this particular architecture, negative torque compensation at the interphalanx joints was used to estimate the contact location instead of measuring the instantaneous stiffness. Indeed, a preconstrained return tendon distributed a negative torque at the interphalanx joints, extending the finger and stopping the phalanges at their mechanical limit. The actuation torque was then use to overcome these negative torques and induce motion. After a contact was made, a certain increase of the actuation torque was needed to resume motion. Its value being a function of the contact location, it was thus possible to estimate the latter by measuring the torque variation at the actuator. While the measured phenomenon is different here, the basic idea, which is performing tactile sensing with proprioceptive measurements, remains the same.

Ultimately, the objective here is to propose a method to use proprioceptive (internal) sensors such as these attached to the actuator of the finger instead of exteroceptive sensors to obtain as much contact information as possible. This would allow for a low-cost, yet reasonably efficient alternative to tactile sensors (Yousef et al., 2011). One should note that proprioceptive sensors have already been used to determine the location of contact points between a robotic finger and an unknown object but with fully actuated fingers, e.g. (Kaneko and Tanie, 1994; Huber and Grupen, 1994; Haidacher and Hirzinger, 2002; Park et al., 2009; Koonjul et al., 2011). This paper aims at filling that gap and presenting algorithms usable with most architectures of underactuated fingers with compliant elements located at the interphalanx joints, with the objective of precisely locating a single contact on any phalanx after the proximal one. It should be noted that examples using accelerometers (Blanes et al., 2016) and electromagnetic trackers (Jentoft and Howe, 2011) can also be found in the literature, but these sensors are uncommonly found inside the fingers and do not use data from the actuator. This

technique had yet to be adapted to underactuated designs.

5.2 Modeling of Underactuated Robotic Fingers

5.2.1 Notations and Hypotheses

To simplify the modeling of underactuated fingers presented in this work, two sets of angles are used, namely α_i and θ_i which are respectively the absolute and relative joint angles of the phalanges, as illustrated in Fig. 5.2. One useful velocity vector must also be defined, namely $\dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix}\dot{\theta}_1 & \dot{\theta}_2 & \dots & \dot{\theta}_n\end{bmatrix}^T$. This velocity vector contains the interphalanx joint velocities, and its antiderivative is $\boldsymbol{\theta}$. The object to be grasped is considered to be significantly stiffer than the finger and immovable with respect to the finger base so the latter will envelop it rather than pushing it away. Furthermore, the contact force on each phalanx is assumed to be unique and normal to the surface of this phalanx. Finally, dynamic phenomena are neglected in favor of a simpler kinetostatic analysis since the kinetic energy of the system is typically low during a grasp. The analysis performed in the subsequent sections of this paper is valid for underactuated fingers that can be modeled by a Transmission matrix, as shown in (Birglen et al., 2008), which cover most if not all current tendon- or linkage-driven designs. Finally, torque and position measurements at the actuator are assumed to be available as both are used by the proposed algorithm.

5.2.2 Contact Forces

The contact forces between a self-adaptive finger with n phalanges and an arbitrary object can be related to the Jacobian and Transmission matrices of this finger (Birglen et al., 2008) :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T}\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^{-T}\mathbf{T}^{*T}\mathbf{t}, \tag{5.1}$$

with $\mathbf{t} = \begin{bmatrix}T_a & T_1 & T_2 & \dots & T_n\end{bmatrix}^T$, and where $\mathbf{J}$ is the aforementioned Jacobian matrix, $\mathbf{T}^*$ the Transmission matrix, T_a the single actuator torque, T_i the torque generated by the spring at the ith joint of the finger (point O_i in Fig. 5.2), and $\mathbf{f}$ the contact force vector. The Jacobian matrix can be shown to depend solely on the number of phalanges, their lengths l_i, and the locations of the contact forces k_i. It is defined for a three-phalanx finger by :

$$\mathbf{J}^{-T} = \begin{bmatrix} \frac{1}{k_1} & \frac{-\beta_2}{k_1} & \frac{(\beta_2-1)-\psi_3+(\beta_2-1)(\beta_3-1)}{k_1} \\ 0 & \frac{1}{k_2} & \frac{-\beta_3}{k_2} \\ 0 & 0 & \frac{1}{k_3} \end{bmatrix}, \tag{5.2}$$

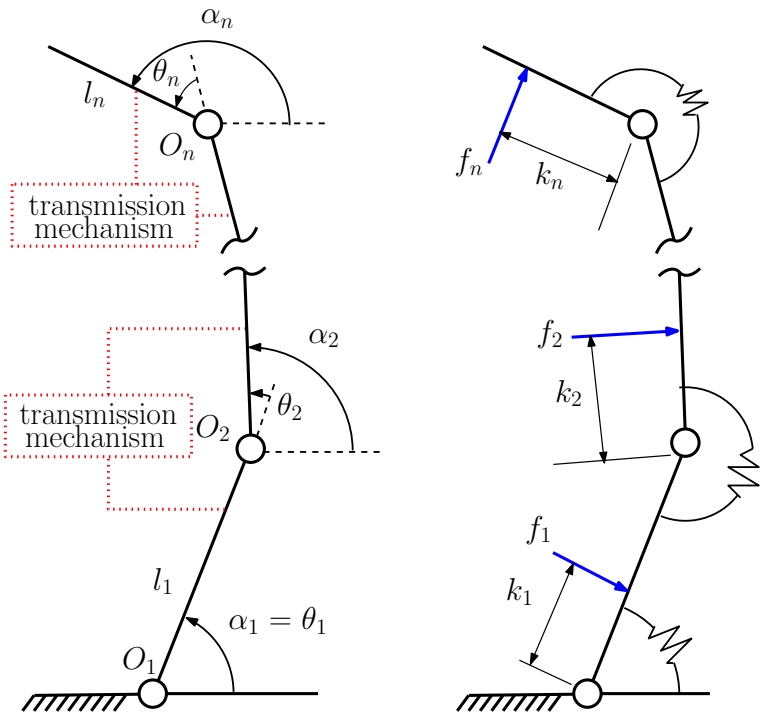


Figure 5.2 Underactuated finger with n phalanges

where

$$\beta_i = 1 + (l_{i-1}\cos\theta_i)/k_i \text{ and } \psi_3 = (l_1\cos(\theta_2+\theta_3))/k_3. \tag{5.3}$$

It is important to emphasize that k_i, illustrated in Fig. 5.2, is the distance from point O_i to the contact location on this phalanx and should not be confused with the stiffness K_i used later in this paper. In the case of a two-phalanx finger, the Jacobian matrix is simply the upper left 2×2 submatrix of Eq. (5.2). The other characteristic matrix of an underactuated finger, namely the Transmission matrix, depends on the geometry of the transmission mechanism used to distribute the actuation torque. There are many possible solutions for this but, as previously mentioned, the two most commonly found are tendon-driven (Fig. 5.3(a)) and linkage-driven (Fig. 5.3(b)) designs (Birglen et al., 2008). For both of the latter, if torsion springs are located between the phalanges as illustrated in Fig. 5.2, the Transmission matrix $\mathbf{T}^{*T}$ can be defined as :

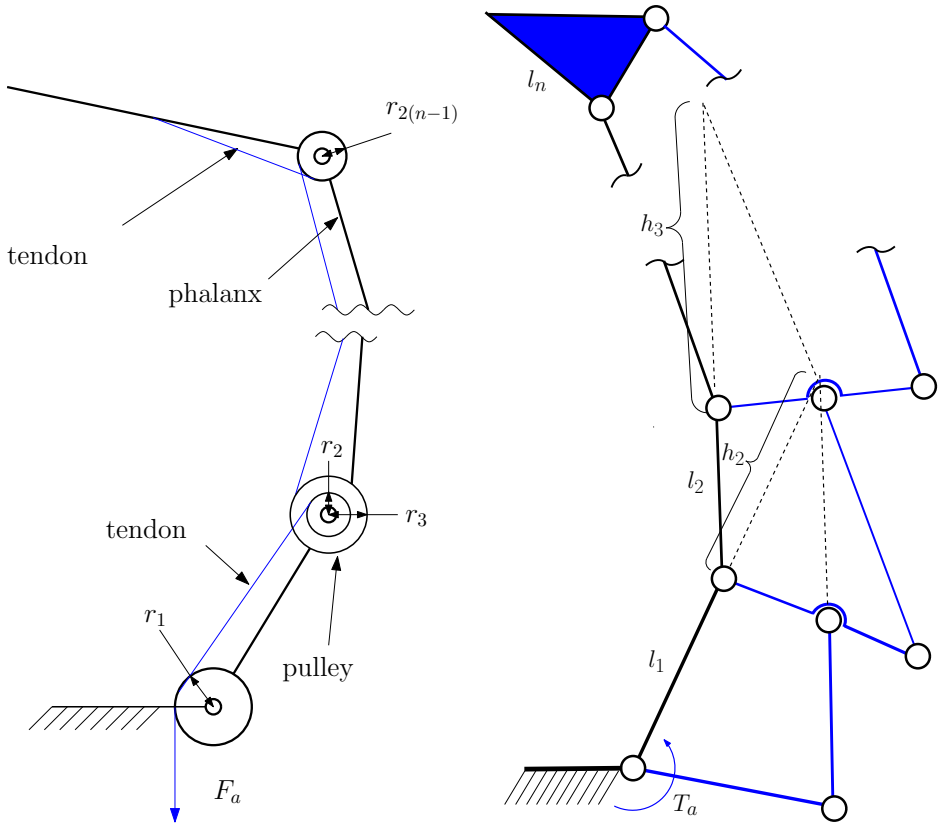
$$\mathbf{T}^* = \begin{bmatrix} \boldsymbol{x} & \mathbf{I} \end{bmatrix}^T, \tag{5.4}$$

where the matrix $\mathbf{I}$ is the $n \times n$ identity matrix and the vector $\boldsymbol{x}$ is defined as $[1/X_1 \;\; -X_2/X_1 \;\; \ldots \;\; -X_n/X_1]^T$. The scalars X_i are the transmission factors, which depend on the transmission mechanism, see (Birglen et al., 2008) for numerous examples. For several standard driving mechanisms, such the ones shown in Figs. 5.3(a)-5.3(b), X_1 is equal to 1. From

this standard Transmission matrix, the vector $\boldsymbol{\tau}$ in Eq. (5.1) can be computed as :

$$\boldsymbol{\tau} = -\mathbf{K}(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_0) + \boldsymbol{x}T_a. \tag{5.5}$$

Indeed, the components of the vector $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1 \ \dots \ \tau_n]^T$ are the equivalent torques at the interphalanx joints, i.e. the sum of torques due to the springs and the distributed actuation torque, as opposed to the components of $\boldsymbol{t}$ which are the previous terms but listed separately. In Eq. (5.5), $\mathbf{K}$ is a diagonal stiffness matrix with K_j being the jth element on the diagonal modeling the stiffness of the spring located at O_j. The subscript 0 in Eq. (5.5) denotes the state at rest, i.e. without any input force.



(a) tendon-driven ($T_a = r_1 F_a$) (b) linkage-driven

Figure 5.3 Geometries and transmissions of typical underactuated fingers

5.2.3 Preshaping

The preshaping of a self-adaptive finger is defined by its motion before any contact is made with an object (Wang et al., 2011; Aukes et al., 2012). While there is no contact force during

this stage of the grasping sequence, it is still possible to extract useful information from Eq. (5.1). Knowing that $\mathbf{f}$ is a null vector when there are no external force, it becomes clear that $\boldsymbol{\tau}$ must lie in the null space of $\mathbf{J}^{-T}$. The matrix $\mathbf{J}^{-T}$ being always upper triangular, the only solution always valid even if $\mathbf{J}^{-T}$ is not constant (which is the case during preshaping) is $\mathbf{0}$. Thus, for a general n-phalanx finger, it can be concluded that every equivalent torque at the phalanx joints are null, i.e. :

$$\tau_i = 0 \text{ for } i = 1, .., n. \tag{5.6}$$

This also holds at the initial instant of the first contact. To compute the preshaping motion of the finger, the system of n equations defined by Eq. 5.6 must be solved. By comparing the expected stiffness (without contact) to the measured current stiffness, it is possible to establish if contact is made or not, as the stiffness K_a after contact is typically significantly larger than its no-contact counterpart. This stiffness K_a is defined as the global stiffness of the mechanism as seen from the single actuator, namely :

$$K_a = (T_a - T_{a,0})/(\theta_a - \theta_{a,0}), \tag{5.7}$$

where T_a, θ_a, $T_{a,0}$ and $\theta_{a,0}$ are respectively the current actuation torque and position and their original values at rest. For a tendon-driven finger, θ_a is usually the angle of the base pulley. The ratio between the base pulley and the actuator angles is assumed to be one. A numerical example is given in Fig. 5.4, where the solid black curve at the bottom is the stiffness K_a as a function of the input torque during a closing motion without any contact. The geometric parameters of the finger used in this example are listed in Table 5.1. It should be noted that K_a is not always constant for this type of motion as in this example, it depends on the transmission mechanism used. If the transmission factors X_i are constant, then K_a will also be constant. For the other curves in Fig. 5.4, a contact is made after a certain amount of preshaping as computed using Eq. (5.6). Each curve corresponds to a different initial contact location on the finger. The lines with the same dash style represent contact locations evenly distributed along the same phalanx. The first curve above the solid one is for a contact on the first phalanx. The ones near the top of the figure represent a contact on the distal phalanx. As this example indicates, the change of the stiffness K_a strongly depends on the contact location. Solving the inverse problem, i.e. finding this location based on the observed stiffness is the objective this paper and is realized through a thorough analysis of the stiffness which follows. Several examples for fingers with two and three phalanges will then be presented.

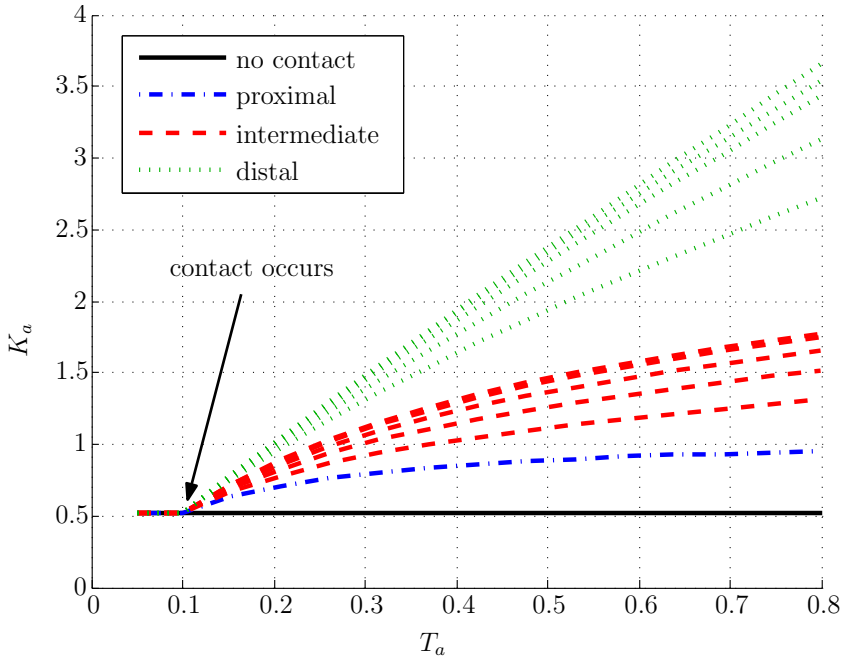


Figure 5.4 Stiffness with or without contact on a 3-DOF finger

Tableau 5.1 Geometric parameters of the three-phalanx finger example

l_1	1.00	r_1	0.10	r_4	0.04
l_2	0.75	r_2	0.08	$\theta_{i,0}$	$\pi/6$
l_3	0.50	r_3	0.06	K_i	1.0

5.3 Preliminary Analysis

In order to establish where the original contact happens on an underactuated finger, one does not only need K_a but also the instantaneous stiffness after contact K_c defined as :

$$K_c = dT_a/d\theta_a. \tag{5.8}$$

In the case of K_c, if no motion is possible after contact, its magnitude goes to infinity, conversely to K_a which will always have a finite numerical value if there was a motion of the finger before contact. To compute K_c, one has to differentiate Eq. (5.1) with respect to T_a. However, before doing so, one can simplify Eq. (5.1) by reducing $\mathbf{J}^{-T}$ to the $(n-1)$ rows where the f_i are equal to zero as also shown in (Belzile and Birglen, 2016a). Indeed, when there is only one contact with an object, only one element of $\mathbf{f}$ is non zero. Thus, if $\mathbf{J}^{-T}$ is

defined as :

$$\mathbf{J}^{-T} = \begin{bmatrix} \mathbf{j}_1 & \mathbf{j}_2 & \dots & \mathbf{j}_k & \dots & \mathbf{j}_n \end{bmatrix}^T, \tag{5.9}$$

and one can define $\mathbf{J}_i^*$ (a submatrix of $\mathbf{J}^{-T}$ with only $n-1$ lines) for a contact on the kth phalanx as :

$$\mathbf{J}_i^* = \begin{bmatrix} \mathbf{j}_1 & \mathbf{j}_2 & \dots & \mathbf{j}_{k-1} & \mathbf{j}_{k+1} & \dots & \mathbf{j}_n \end{bmatrix}^T. \tag{5.10}$$

Also, when an undefined k_i appears in this matrix (it is deemed undefined because there is no contact on the associated phalanx), a Gaussian elimination must be used to get rid of this k_i. In the case of a three-phalanx finger, one can then compute the three $\mathbf{J}_i^*$ corresponding to a contact on respectively the proximal, intermediate, and distal phalanges. The three different $\mathbf{J}_i^*$ obtained are :

$$\mathbf{J}_1^* = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \mathbf{J}_2^* = \begin{bmatrix} 1 & -\beta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{5.11}$$

$$\text{and } \mathbf{J}_3^* = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -\beta_3 - \psi_3 \\ 0 & 1 & -\beta_3 \end{bmatrix}. \tag{5.12}$$

For a two-phalanx finger, only the first two elements of the first row of the first two $\mathbf{J}_i^*$ defined above are used. In both cases, a simplified form of Eq. (5.1) is obtained, i.e. :

$$\mathbf{J}_i^* \boldsymbol{\tau} = \mathbf{0}. \tag{5.13}$$

After differentiating with respect to T_a, this becomes :

$$(d\mathbf{J}_i^*/dT_a)\boldsymbol{\tau} + \mathbf{J}_i^*(d\boldsymbol{\tau}/dT_a) = \mathbf{0}. \tag{5.14}$$

The equivalent torque vector $\boldsymbol{\tau}$ being null during preshaping, only the second element of this equation remains at the instant of contact. By expanding the derivative, one obtains :

$$\mathbf{J}_i^* \left((\mathbf{G} - \mathbf{K}) d\boldsymbol{\theta}/dT_a + \boldsymbol{x} \right) = \mathbf{0} \tag{5.15}$$

where $\mathbf{G}$ is the product of T_a and the mathematical Jacobian of $\boldsymbol{x}$ with respect to $\boldsymbol{\theta}$, i.e. : $\mathbf{G} = \frac{\partial \boldsymbol{x}}{\partial \boldsymbol{\theta}} T_a$. Furthermore, one also has :

$$d\theta_a/dT_a = \boldsymbol{x}^T d\boldsymbol{\theta}/dT_a = 1/K_c. \tag{5.16}$$

Eq. (7.19) provides only $n-1$ equations. To have a fully determined system, one has to add the contact closure equation, which depends on the phalanx where the contact happens. This equation is obtained by differentiating the geometric closure equation from the base of the

finger to the point of contact on the kth phalanx. Its general form is the following :

$$\mathbf{\Gamma}_i^T d\boldsymbol{\theta}/dT_a = 0, \tag{5.17}$$

where $\mathbf{\Gamma}_i$ contains coefficients which are functions of the phalanx in contact and location of the latter. The possible values of $\mathbf{\Gamma}_i$ are detailed below. It should be noted that there is a different $\mathbf{\Gamma}_i$ for each phalanx. For example, if the contact occurs on the second phalanx, $\mathbf{\Gamma}_2$ should be used. Finally, combining Eqs. (7.19), (7.24) and (7.25), one can compute the instantaneous stiffness after contact, namely :

$$K_c^{-1} = \frac{d\theta_a}{dT_a} = \boldsymbol{x}^T \begin{bmatrix} \mathbf{J}_i^*(\mathbf{K}-\mathbf{G}) \\ \mathbf{\Gamma}_i^T \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \mathbf{J}_i^* \\ \mathbf{0}^T \end{bmatrix} \boldsymbol{x}. \tag{5.18}$$

The vector $\mathbf{\Gamma}_i$, which defines the contact configuration, can be computed from simple geometric equations. First, assuming that the contact location is fixed relatively to the base of the finger, the geometric closure equations at the instant of contact and after contact (on the ith phalanx) are :

$$k_i \sin\alpha_i + \sum_{j=1}^{i-1} l_j \sin\alpha_j = k_{i,c} \sin\alpha_{i,c} + \sum_{j=1}^{i-1} l_j \sin\alpha_{j,c}, \tag{5.19}$$

$$k_i \cos\alpha_i + \sum_{j=1}^{i-1} l_j \cos\alpha_j = k_{i,c} \cos\alpha_{i,c} + \sum_{j=1}^{i-1} l_j \cos\alpha_{j,c}, \tag{5.20}$$

where $\alpha_i = \sum_{j=1}^{i} \theta_j$. The subscript c stands for the instant of contact. By combining these two equations, one obtains :

$$k_i = \frac{\sum_{j=1}^{i-1} l_j(\sin(\alpha_j - \alpha_{i,c}) + \sin(\alpha_{i,c} - \alpha_{j,c}))}{\sin(\alpha_{i,c} - \alpha_i)}. \tag{5.21}$$

Differentiating the latter expression and evaluating its value at the instant of contact yields :

$$-\frac{d\alpha_i}{dT_a} = \sum_{j=1}^{i-1} \lambda_j^i \frac{d\alpha_j}{dT_a} = \sum_{j=1}^{i-1} \frac{l_j \cos(\alpha_j - \alpha_{i,c})}{k_i} \frac{d\alpha_j}{dT_a}. \tag{5.22}$$

With $\lambda_i^i = 1$, Eq. (5.22) becomes :

$$\sum_{j=1}^{i} \lambda_j^i \frac{d\alpha_j}{dT_a} = 0. \tag{5.23}$$

Then, by using the definition of α_j, one can obtain the general vector $\mathbf{\Gamma}_i$ for a contact on the ith phalanx, i.e. :

$$\mathbf{\Gamma}_i = \left[\sum_{j=1}^{i} \lambda_j^i \;\; \sum_{j=2}^{i} \lambda_j^i \;\; \ldots \;\; \sum_{j=i-1}^{i} \lambda_j^i \;\; \lambda_i^i \right]^T . \tag{5.24}$$

The vector $\mathbf{\Gamma}_i$ is completed by zeros if $i < n$. For contacts on the first, second, and third phalanges, the resulting expressions of $\mathbf{\Gamma}_i$ are :

$$\mathbf{\Gamma}_1 = 1, \mathbf{\Gamma}_2 = \begin{bmatrix} \beta_2 & 1 \end{bmatrix}^T, \mathbf{\Gamma}_3 = \begin{bmatrix} \beta_3 + \psi_3 & \beta_3 & 1 \end{bmatrix}^T . \tag{5.25}$$

It should be noted that the variable k_1 does not appear in $\mathbf{\Gamma}_1$, meaning that the exact contact location along the proximal phalanx has no effect on the overall stiffness as seen from the actuator. Indeed, the closing motion remains the same afterwards. Examples of the values of the stiffness K_c of fingers with two and three phalanges will be presented in the subsequent sections, as computed from Eq. (5.18), to illustrate how it changes as a function of the contact location and other parameters.

5.4 Two-Phalanx Fingers

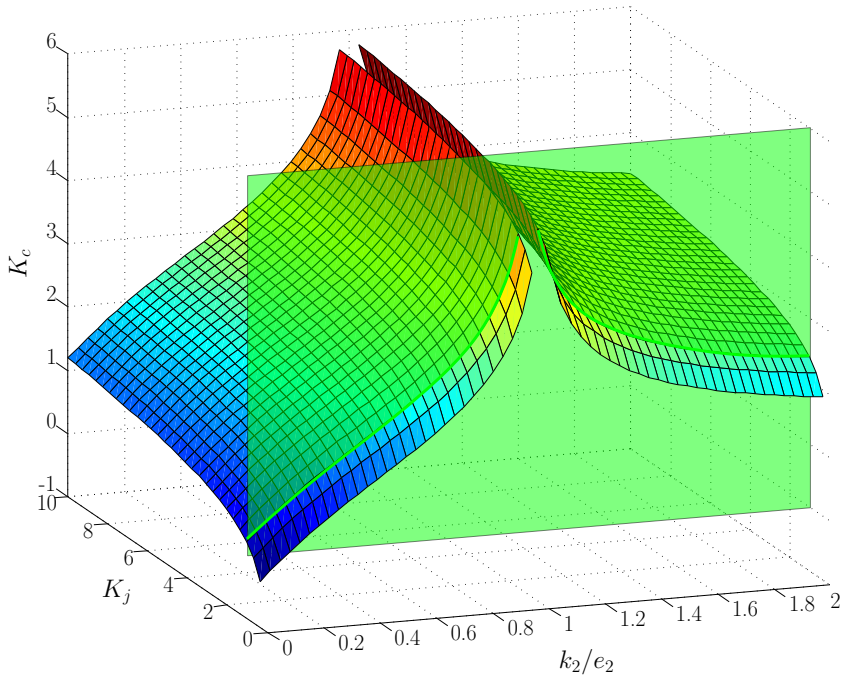


Figure 5.5 K_c as a function of the initial contact location k_2 and the stiffnesses of the springs, assumed identical ($K_j = K_1 = K_2$)

The first category of underactuated fingers considered here are two-phalanx designs. The

vector $\boldsymbol{x}$ is defined by $\boldsymbol{x} = [1/X_1 \ -X_2/X_1]^T$. For a tendon-driven transmission (Fig. 5.3(a)), $X_1 = 1$ and $X_2 = -r_2/r_1$. In the case of a linkage-driven finger (Fig. 5.3(b)), $X_1 = 1$ and $X_2 = -h_2/(h_2 + l_1)$. One important property of two-phalanx fingers is that there exists a contact location on the distal phalanx where there is a static equilibrium of the 2-DOF mechanism constrained by a single contact. Thus, even if the input torque increases, there will not be any motion, only a contact force increase. This location e_2 depends on the configuration of the finger. By having a closer look to Eq. (5.18), the stiffness is infinite if :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{J}_i^{*T} & \mathbf{0} \end{bmatrix}^T \boldsymbol{x} = \mathbf{0}. \tag{5.26}$$

Thus, e_2 can be computed, which yields :

$$e_2 = (-l_1 \cos\theta_2 X_2)/(1 + X_2). \tag{5.27}$$

Examples of K_c as a function of the contact location for a tendon-driven 2-DOF finger are shown in Fig. 5.5. In this figure, the parameters are the same as in Table 5.1 for the intersection with the green plane. For the rest of the surface, the stiffnesses of the torsion springs (K_1 and K_2, both equal) change.

5.5 Three-Phalanx Fingers

In the case of three-phalanx fingers, the kinetostatic analysis of the finger after contact is more complex, but the method stays the same. The vector $\boldsymbol{x}$ is in this case defined by :

$$\boldsymbol{x} = [1/X_1 \ -X_2/X_1 \ -X_3/X_1]^T. \tag{5.28}$$

The transmission factor X_3 is $-(r_2 r_4)/(r_1 r_3)$ for the tendon-driven finger (Fig. 5.3(a)) and $-(h_3 h_2)/((h_2 + l_1)(h_3 + l_2))$ for the linkage-driven finger (Fig. 5.3(b)). All coefficients in the expression of K_c in Eq. (5.18) obviously have an effect on the instantaneous stiffness curve. However, for typical designs some of them do not seem to significantly impact the shape of the curve, only the final value of K_c, as illustrated in Fig. 5.6 with the parameters of Table 5.1 and different values of K_2. It should be noted that the contact location axis of this figure is normalized with respect to the phalanx length and not the equilibrium position. In this figure, K_2 ranges from five times smaller to five times greater than its initial value.

Some special contact configurations can also be considered, such as multiple contact locations yielding the exactly same after-contact stiffness. For instance, let us consider the two possible scenarios shown in Fig. 5.7. First, for the typical finger used in this paper, the instantaneous

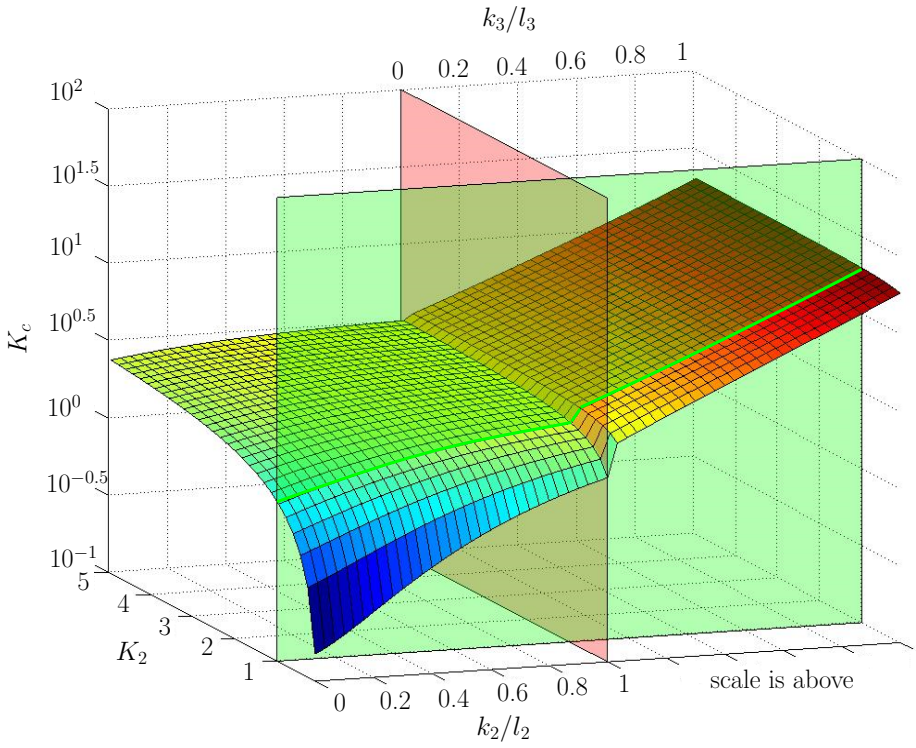


Figure 5.6 K_c for a 3-DOF finger as a function of K_2 and contact locations

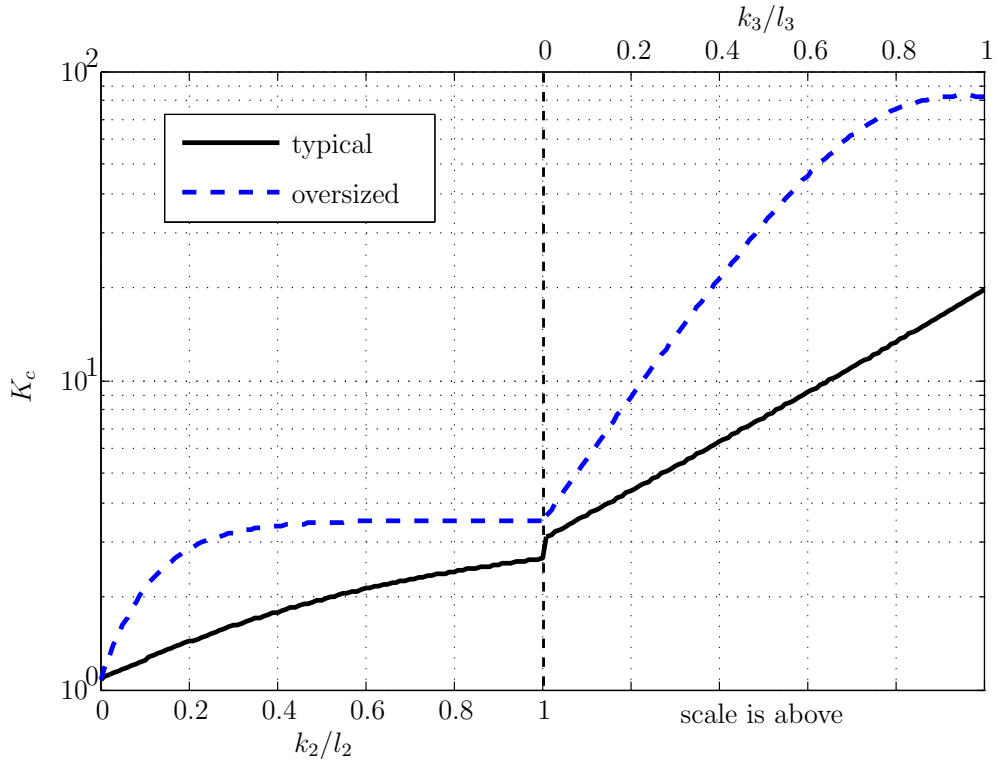


Figure 5.7 K_c as a function of the initial contact location for two designs

stiffness corresponds to the solid curve. In the second case corresponding to an oversized design where l_1 is half its original size, l_2 is three times longer, and l_3 is six times longer. Then, K_c actually decreases after a peak value on both phalanges. This situation makes it impossible to distinguish contacts on several locations on this finger. Again, this should be avoided by carefully designing the finger. Conversely to the 2-DOF fingers, it is possible to see from simulations that the contact location leading to the maximal stiffness on the second phalanx, e_2, does not yield an infinite stiffness because only the first and second phalanges are stopped. The distal phalanx itself continues its closing motion when the input torque increases.

5.6 Tactile Sensing Algorithm

From the analysis presented in the previous section, it can be concluded that it is possible to extract contact location from measuring the stiffness as seen by the actuator of the finger. The first and simplest information being obviously whether a contact with an object happened or not. One can also create virtual tactile sensors by combining computation algorithms to the data coming from the internal torque and position sensors of the actuator. From these virtual sensors, the contact locations and the applied forces can be estimated. However, one limitation is that without any actual tactile sensor located on the proximal phalanx, if a contact there can be detected by the change of stiffness, it is impossible to know exactly where it is made on this phalanx. With the subsequent phalanges, a significant variation of stiffness K_c makes it possible to estimate the contact location. The algorithm schematically presented in Fig. 5.8 shows how the contact location can be computed. With the contact location known, it is then possible to estimate the magnitudes of the associated forces using Eq. (5.1).

In the algorithm presented in Fig. 5.8, the only sensors necessary are at the actuator : a torque sensor (or equivalently, a current sensor) and a position sensor. With the actuation torque, the expected stiffness K'_a of the finger without contact can be computed. By also measuring the actuator position, the actual stiffness $\hat{K}_a$ can be computed too. The next step is to compare these two values. If they are identical, or at least reasonably close, then there is no contact between the finger and any object. If the measured stiffness is smaller, then an unusual situation is occurring, for example a failure of the mechanism or a contact on the finger's back. On the other hand, a more meaningful situation is when the measured stiffness is greater than expected, meaning that a contact has occurred. By computing the geometric configuration the instant before contact and performing a small increase of the input force to compute the instantaneous stiffness $\hat{K}_c$, it is possible to estimate the contact

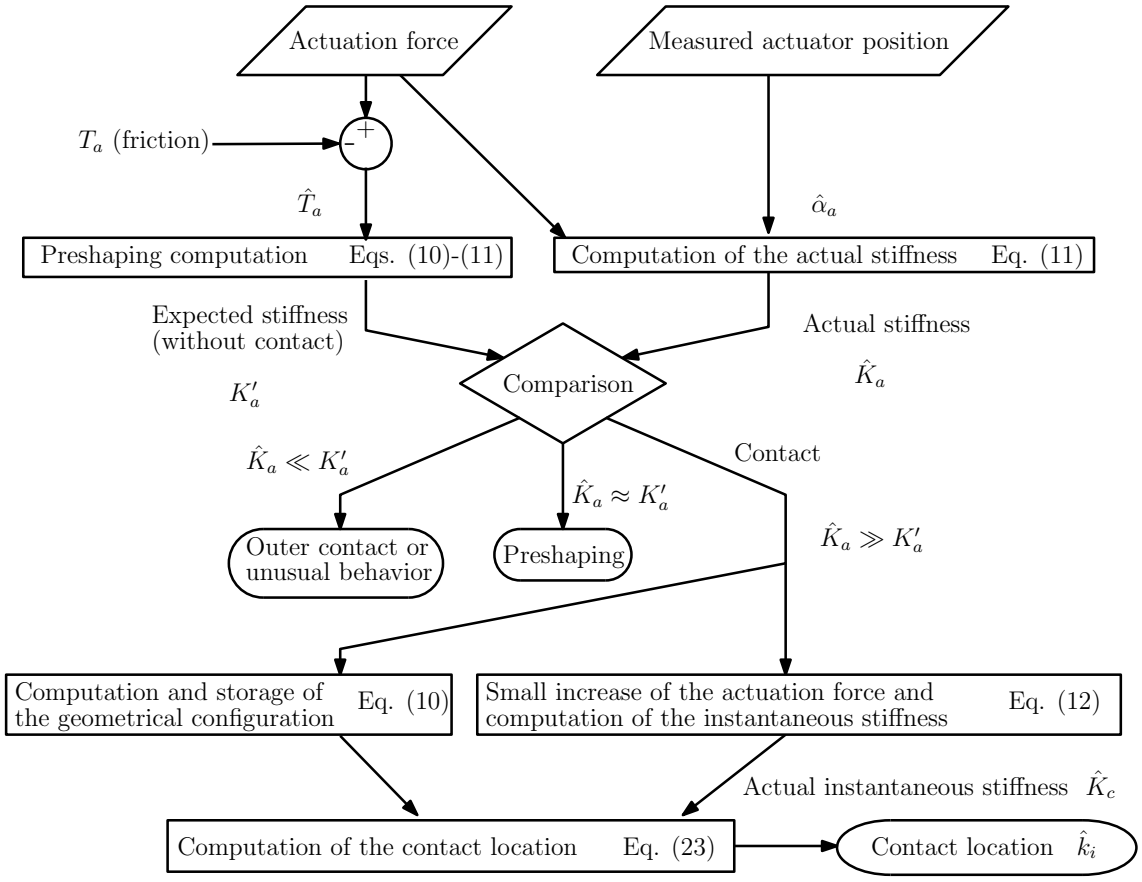


Figure 5.8 Algorithm for contact location estimation

location with Eq. (5.18). The contact locations k_i must be computed for every phalanx, with only one giving a possible solution (i.e. $0 < k_i < l_i$). When each matrix is replaced by the one corresponding to the tested phalanx, k_i becomes the sole unknown.

It should be noted that the proprioceptive tactile sensing algorithm presented in this paper can be adapted to fully actuated fingers. Indeed, while proprioceptive data from only one actuator is needed, additional actuators with torque and position sensors can be incorporated into the algorithm. In that case, the Transmission matrix defined in Eq. (5.4) becomes the identity matrix and the term $\boldsymbol{x}T_a$ in Eq. (5.5) becomes the actuated joint vector. Then, the global and instantaneous stiffnesses K_a and K_c must be computed for each actuator.

5.7 Experimental Validation

To validate the proposed tactile sensing algorithm, several experiments were performed with a 2-DOF linkage-driven finger prototype. This prototype is shown in Fig. 5.9. A Maxon RE10 brushed 1.5 W DC motor is used to drive the linkage. It is coupled to a 64 :1 gearbox and a

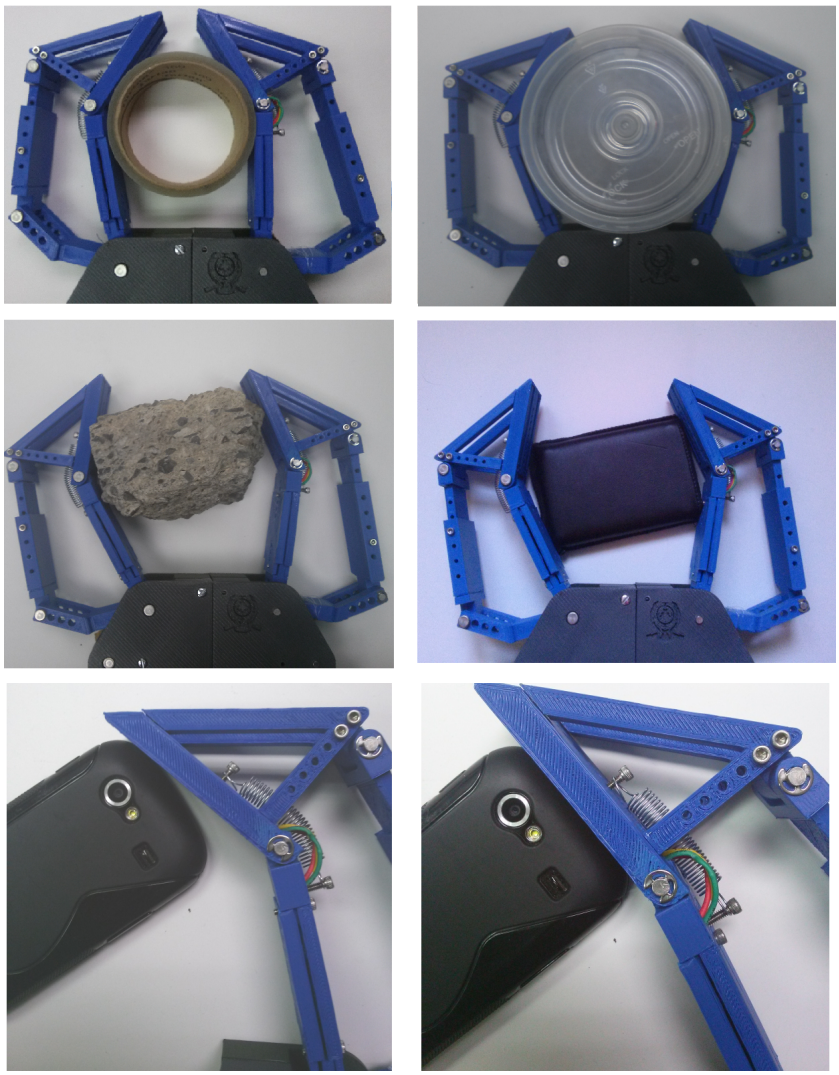


Figure 5.9 Examples of grasps with a 2-DOF linkage-driven finger

256 cpt optical encoder. Between the actuator gearbox and the input link of the finger are a 20 :1 wheel and worm gear as well as two pulleys coupled by a nylon cable, as shown in Fig. 5.10. The dimensions of the finger are presented in Table 5.2. Additionally, a Maxon LSC 30/2 motor controller is also used. A Hall effect sensor is located in the joint between the proximal and distal phalanges for improved position feedback, but it is not necessary to use the algorithm presented in this paper. A nylon tendon is used between the actuator and the pulley at the base of the finger to transmit the torque. The stiffness of this tendon is taken into account in the algorithm, as described in (Belzile and Birglen, 2014a).

Experimental data were collected with this prototype to quantify the precision of the tactile sensing algorithm. First, the linkage was tested without the actuator, the wheel, and the

Tableau 5.2 Geometric parameters of the prototype

l_1	1.00	b	0.10	$\theta_{1,0}$	$\pi/4$
l_2	0.75	c	0.08	$\theta_{2,0}$	0
a	0.50	ϕ	0.06		

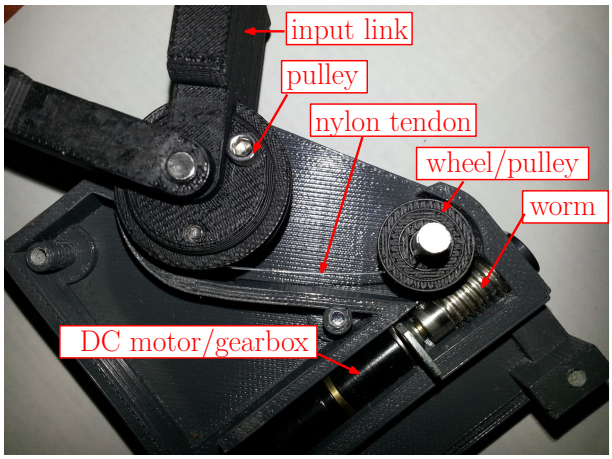


Figure 5.10 Driving mechanism

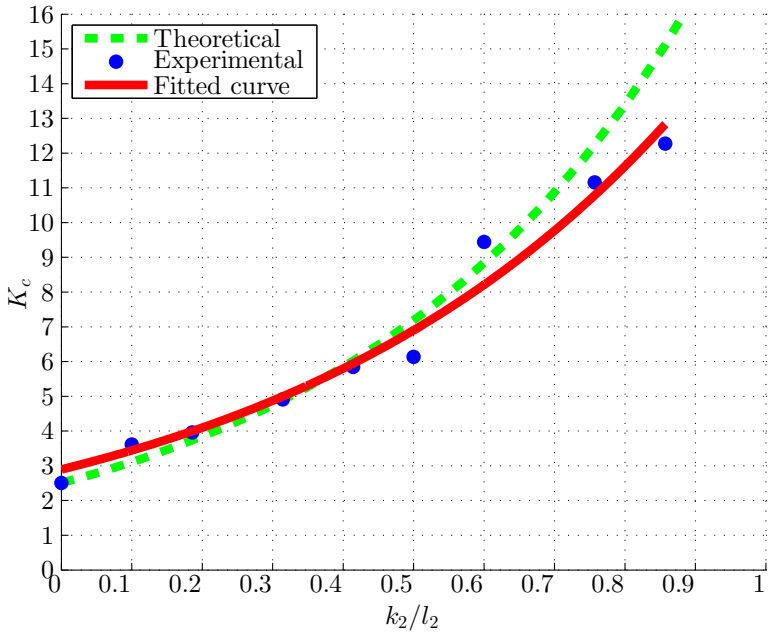


Figure 5.11 Experimental instantaneous stiffness curve

worm gear. The input force was directly applied to the base pulley attached to the input link a. The variation angle $\Delta\theta_a$ was then measured to compute the instantaneous stiffness. The results for different points of contact along the distal phalanx are shown in Fig. 5.11. As predicted, a significant increase of the instantaneous stiffness can clearly be observed as the distance k_2 is increased. Moreover, the asymptotic nature of the curve makes it possible to still have a fairly precise estimation even with a significant deviation of the instantaneous stiffness compared to the one predicted by the model.

In a second experimental phase, the DC actuator and the reduction stages were added. In each test, a small actuation torque T_a was used to make contact with the object at which time the actuated link angle θ_a was recorded. Since, in the absence of a spring at the base joint, K_1 is equal to zero, the driving torque was therefore, only opposed by friction. The latter was subtracted from the measurements after a first full closing of the finger without an object during which it was recorded, as illustrated in Fig. 5.12. Then, still in contact with the object, the actuation torque was increased to produce an observable variation of the angle θ_a, allowing to compute $\hat{K}_c$ and use its value to estimate k_i. The lower dash and dotted lines in Fig. 5.12 represent the actuation torque threshold under which no contact is recorded. This specific torque stems from the friction within the mechanism. Its value is the one subtrated from the measured torque and use by the algorithm. As also visible in Fig. 5.12, an increase of the actuation torque is needed after the initial contact to resume motion. The actual initial contact location was measured visually with a picture taken above the set-up and also with a calliper. During the experiments, it was clearly observed that the measured actuator angle depends on the contact location and the driving torque.

Different grasping scenarios were tried out. Among them, power grasps where the proximal phalanx comes first in contact with the object (illustrated in the upper left of Fig. 5.9). However, one limitation is that without any actual tactile sensor located on the first phalanx, while a contact can be detected by the change of stiffness, it is impossible to determine where exactly it is made. As shown in Section 5.3, the reason is that the associated variable k_1 does not appear in the equation of the stiffness as seen by the actuator. While being unable to locate this type of contact, the algorithm was still able to determine that a contact occurred with this phalanx nearly every time due to the large increase of stiffnesses. Twenty-five trials were performed for the proximal phalanx, with a success rate of 84 %. For the second phalanx, the algorithm was able to compute a fairly precise approximation of the contact location with a mean error of 7.3 % (5.1 mm) and a standard deviation of 6.0 % (4.2 mm) measured during 40 experiments with 10 different objects and a punctual point of contact generated with a cylinder with a small diameter. Fig. 5.13 illustrates results from these experiments performed with different contact locations along the distal phalanx. Dots within the dashed lines in this

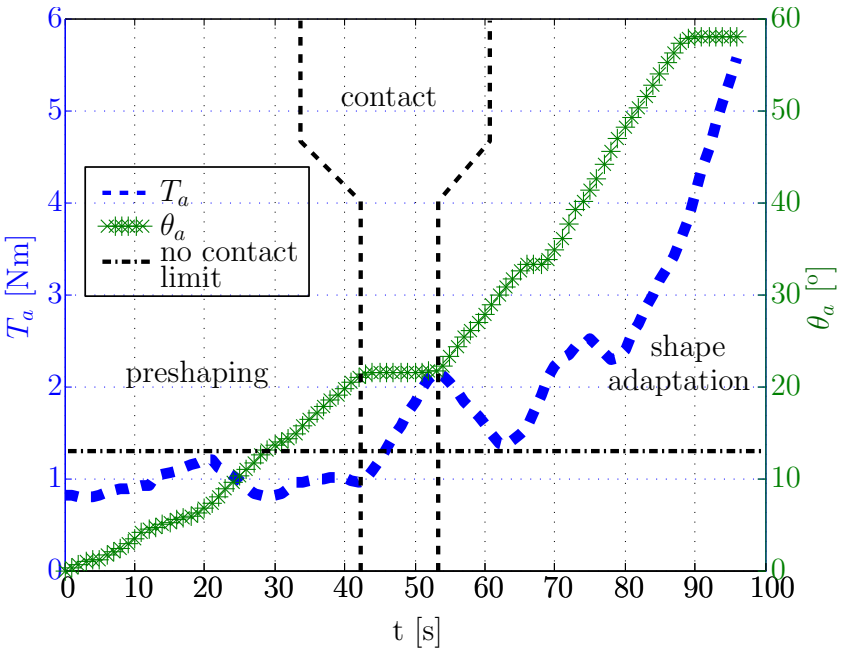


Figure 5.12 Actuator torque and angle during a closing sequence

figure show an error smaller than the mean error. A perfect linear contact along the second phalanx, as illustrated in the lower right picture of Fig. 5.9, is also a possible scenario. If the limits of the linear contact are located below the equilibrium point e_2, only the upper vertex is detected as the finger only stays in contact with this point if the driving torque is increased. If the limits are located after e_2, the lowest one is detected, as the angle θ_2 decreases. Otherwise, if e_2 is within the limits of the linear contact, the finger will remain completely rigid and the estimated contact point will be e_2.

The discrepancies shown in Fig. 5.13 can be attributed to practical limitations. First, as with most if not all mechanical systems, a perfect friction compensation is impossible. Thus, with the simple model used here to reduce its impact, a deviation from the theoretical model must be anticipated. Second, the stiffness coefficients of the springs can create significant errors if they are not carefully measured since the instantaneous stiffness is proportional to them. Additionally, the fact that the linear springs used in the finger are not perfect torsion springs also has an impact. Finally, to complete the experimental validation, the influence of the preshaping was studied by changing the location of the initial contact on the distal phalanx for different angles θ_1 (5 different k_2, 5 different θ_1). Estimation errors were computed for each one of these 25 configurations, cf. Fig. 5.14. As it can be seen, the estimation error is on average 4.6 % and is generally not impacted by the preshaping.

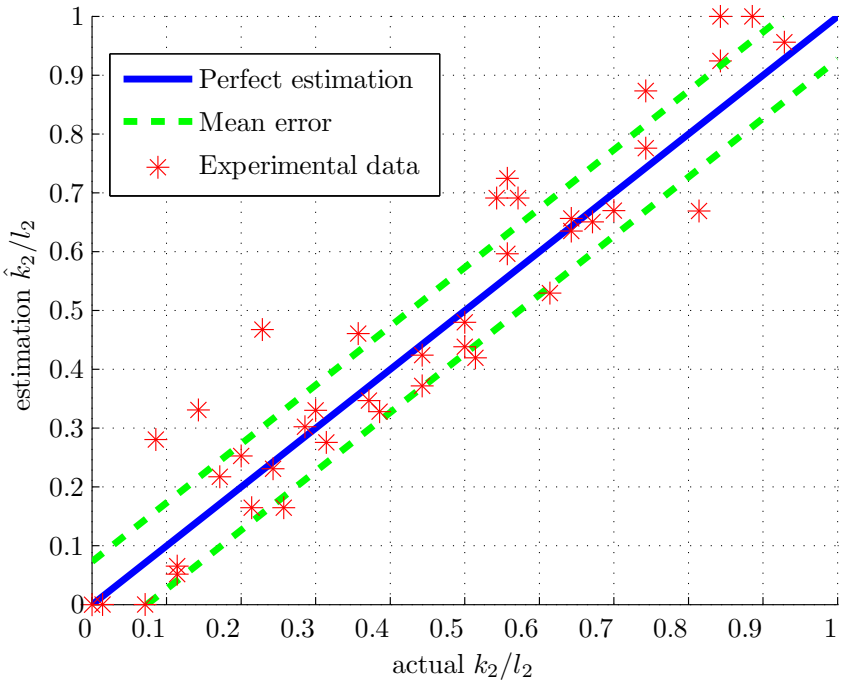


Figure 5.13 Actual contact locations vs. estimated values

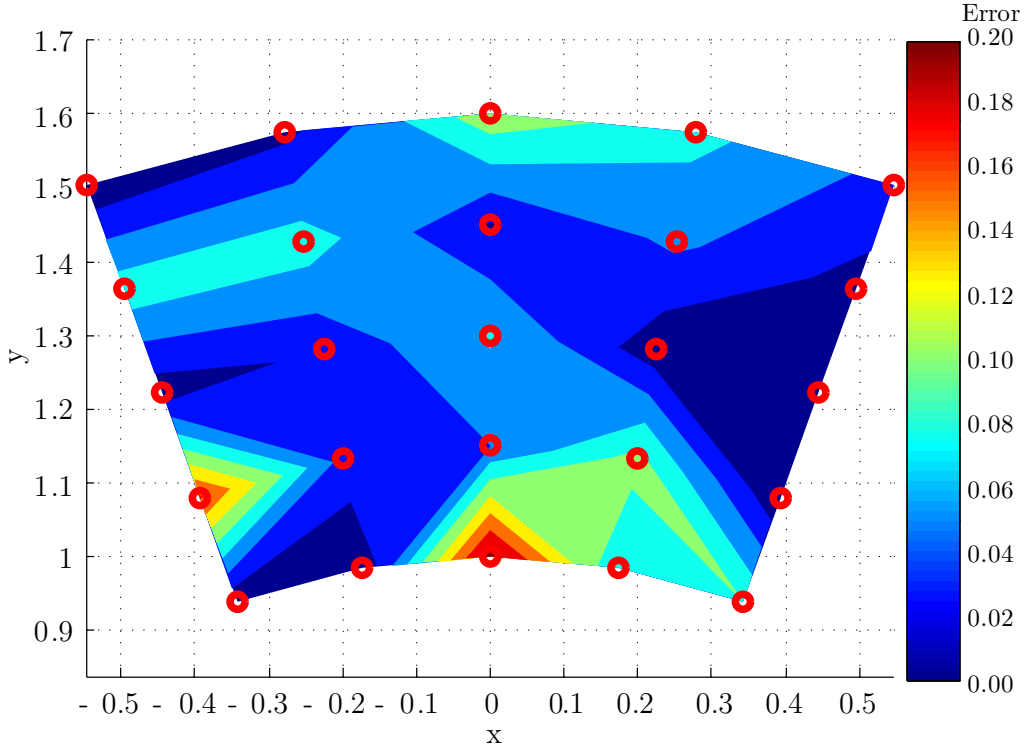


Figure 5.14 Estimation error as a function of the initial contact position

5.8 Conclusion

From the simulations and the experimental data presented in this paper, the authors conclude that it is possible to extract a significant amount of tactile data solely from proprioceptive sensors attached to the actuator of an underactuated finger. Indeed, variations in the perceived stiffness at the actuator can be linked to the actual contact location on an underactuated finger with compliant elements at its joints. A careful stiffness model is the basis for the estimation algorithm connecting these variables. While some cases might still require sensors, such as an initial contact on the proximal phalanx, an interesting amount of tactile information can be computed and established with a virtual sensor based on typically already available data. Future work will focus on how to improve the precision of the algorithm and the detection of a subsequent contact, which is predicted to be possible using a similar model as the one proposed here but including the parameters of the first contact detected. Indeed, for a 3-DOF finger, the matrix $\mathbf{J}^*$ becomes a line vector when there are two simultaneous contacts and the vector $\mathbf{\Gamma_i}$ a matrix. Therefore, the system of equations stays fully determined. The greater stiffness generated by a second contact may render it more difficult to locate this additional contact, but an optimization of the instantaneous stiffness curve would probably solve this problem.

Acknowledgement

This work was supported by the National Science and Engineering Research Council (NSERC) as well as the Fonds de recherche du Québec - Nature et Technologies and the Canadian Foundation for Innovation.

References

D. Aukes, S. Kimy, P. Garciay, A. Edsinger, et M. R. Cutkosky, "Selectively Compliant Underactuated Hand for Mobile Manipulation", dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Saint Paul, Minnesota, USA, 2012, pp. 2824–2429.

Y. Bekiroglu, J. Laaksonen, J. A. Jorgensen, V. Kyrki, et D. Kragic, "Assessing Grasp Stability Based on Learning and Haptic Data", *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, no. 3, pp. 616–629, Juin 2011. DOI : 10.1109/TRO.2011.2132870

B. Belzile et L. Birglen, "Stiffness Analysis of Underactuated Fingers and its Application to Proprioceptive Tactile Sensing", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. in press (available online), pp. 1–9, 2016. DOI : 10.1109/TMECH.2016.2589546

——, "A compliant self-adaptive gripper with proprioceptive haptic feedback", *Autonomous Robots*, vol. 36, no. 1-2, pp. 79–91, 2014. DOI : 10.1007/s10514-013-9360-1. En ligne : http://link.springer.com/article/10.1007/s10514-013-9360-1

——, "Stiffness analysis of double tendon underactuated fingers", dans *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on.* Hong Kong : IEEE, 2014, pp. 6679–6684. En ligne : http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6907845

L. Birglen, T. Laliberté, et C. M. Gosselin, *Underactuated Robotic Hands.* Springer, 2008.

C. Blanes, M. Mellado, et P. Beltrán, "Tactile sensing with accelerometers in prehensile grippers for robots", *Mechatronics*, vol. 33, pp. 1–12, Fév. 2016. DOI : 10.1016/j.mechatronics.2015.11.007. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957415815002007

G. Carbone, éd., *Grasping in Robotics*, série Mechanisms and Machine Science. London : Springer London, 2013, vol. 10. En ligne : http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-4664-3

M. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. Cutkosky, et P. Dario, "The SPRING hand : Development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping", *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 125–141, Mars 2004. DOI : 10.1023/B:AURO.0000016863.48502.98

A. M. Dollar et R. D. Howe, "The Highly Adaptive SDM Hand : Design and Performance Evaluation", *The International Journal of Robotics Research*, vol. 29, no. 5, pp. 585–597, Avr. 2010. DOI : 10.1177/0278364909360852. En ligne : http://ijr.sagepub.com/content/29/5/585

A. M. Dollar, L. P. Jentoft, J. H. Gao, et R. D. Howe, "Contact sensing and grasping performance of compliant hands", *Autonomous Robots*, vol. 28, no. 1, pp. 65–75, 2010.

S. Haidacher et G. Hirzinger, "Contact point identification in multi-fingered grasps exploiting kinematic constraints", dans *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2, Washington, Mai 2002.

F. L. Hammond, R. K. Kramer, W. Qian, R. D. Howe, et R. J. Wood, "Soft Tactile Sensor Arrays For Micromanipulation", dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vilamoura-Algarve, Portugal, 2012.

S. Hirose et Y. Umetani, "Development of Soft Gripper for the Versatile Robot Hand", *Mech Mach Theory*, vol. 13, no. 3, pp. 351–359, 1978.

M. Huber et R. A. Grupen, "2-D Contact Detection and Localization Using Proprioceptive Information", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, pp. 23–33, 1994.

L. P. Jentoft et R. D. Howe, "Determining object geometry with compliance and simple sensors", dans *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sep. 2011, pp. 3468–3473. DOI : 10.1109/IROS.2011.6094692

M. Kaneko et K. Tanie, "Contact point detection for grasping an unknown object usign self-posture changeability", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, no. 3, pp. 355–367, 1994.

G. S. Koonjul, G. J. Zeglin, et N. S. Pollard, “Measuring Contact Points from Displacements with a Compliant, Articulated Robot Hand”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2011.

F. Lotti, P. Tiezzi, G. Vassura, L. Biagiotti, G. Palli, et C. Melchiorri, “Development of UB Hand 3 : Early Results”, dans *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain, April*, 2005.

M. Malvezzi et D. Prattichizzo, “Evaluation of Grasp Stiffness in Underactuated Compliant Hands”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2013.

L. U. Odhner, L. P. Jentoft, M. R. Claffee, N. Corson, Y. Tenzer, R. R. Ma, M. Buehler, R. Kohout, R. D. Howe, et A. M. Dollar, “A compliant, underactuated hand for robust manipulation”, *The International Journal of Robotics Research*, p. 0278364913514466, Fév. 2014. DOI : 10.1177/0278364913514466. En ligne : http://ijr.sagepub.com/content/early/2014/02/14/0278364913514466

Y. L. Park, S. C. Ryu, R. J. Black, K. K. Chau, B. Moslehi, et M. R. Cutkosky, “Exoskeletal Force-Sensing End-Effectors With Embedded Optical Fiber-Bragg-Grating Sensors”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 6, pp. 1319–1331, Déc. 2009. DOI : 10.1109/TRO.2009.2032965

Z. Pezzementi, E. Plaku, C. Reyda, et G. D. Hager, “Tactile-Object Recognition From Appearance Information”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, no. 3, pp. 473–487, Juin 2011. DOI : 10.1109/TRO.2011.2125350

S. Shirafuji et K. Hosoda, “Detection and Prevention of Slip Using Sensors with Different Properties Embedded in Elastic Artificial Skin on the Basis of Previous Experience”, dans *International Conference on Advanced Robotics*, 2011.

J. S. Son, “Integration of Tactile Sensing and Robot Hand Control”, Thèse de doctorat, Harvard University, 1996.

M. I. Tiwana, S. J. Redmond, et N. H. Lovell, “A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 179, pp. 17–31, 2012.

L. Wang, J. DelPreto, S. Bhattacharyya, Jonathan Weisz, et P. K. Allen, “A highly-underactuated robotic hand with force and joint angle sensors”, dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011.

M. Wassink, R. Carloni, et S. Stramigioli, “Compliance analysis of an under-actuated robotic finger”, dans *3rd IEEE/RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2010.

H. Yousef, M. Boukallel, et K. Althoefer, “Tactile sensing for dexterous in hand manipulation in robotics - A review”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 167, no. 2, pp. 171–187, 2011.

CHAPITRE 6 ARTICLE 3 : OPTIMAL DESIGN OF SELF-ADAPTIVE FINGERS FOR PROPRIOCEPTIVE TACTILE SENSING

Bruno Belzile et Lionel Birglen

Cet article a été soumis au *ASME Journal of Mechanisms and Robotics* le 3 octobre 2016.

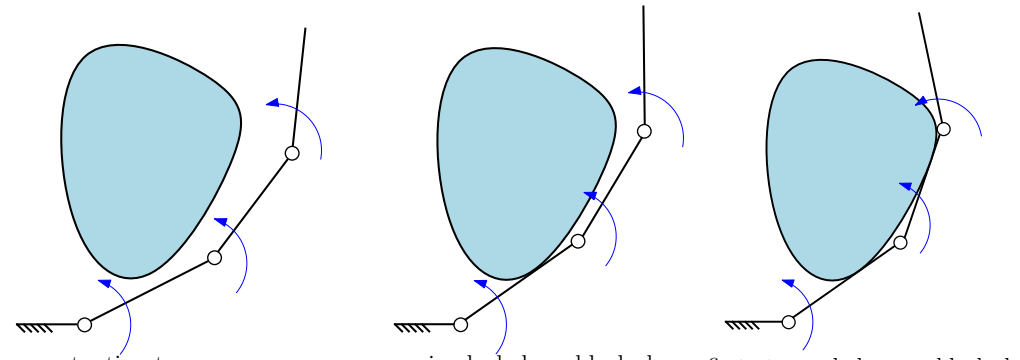
Abstract

The sense of touch has always been challenging to replicate in robotics but it can provide critical information when grasping objects. Nowadays, tactile sensing in artificial hands is usually limited to using external sensors which are typically costly, sensitive to disturbances, and impractical in certain applications. Alternative methods based on proprioceptive measurements exist to circumvent these issues but they are designed for fully actuated systems. Investigating this issue, the authors previously proposed a tactile sensing technique dedicated to underactuated, a.k.a. self-adaptive, fingers based on measuring the stiffness of the mechanism as seen from the actuator. In this paper, a procedure to optimize the design of underactuated fingers in order to obtain the most accurate proprioceptive tactile data is presented. Since this tactile sensing algorithm is based on a one-to-one relationship between the contact location and the stiffness measured at the actuator, the accuracy of the former is optimized by maximizing the range of values of the latter. The theoretical framework of the analysis is first presented, followed by the tactile sensing algorithm, and the optimization procedure itself. Finally, a novel design is proposed which includes a hidden proximal phalanx to overcome shortcomings in the sensing capabilities of the proposed method. This paper demonstrates that relatively simple modifications in the design of underactuated fingers allow to perform accurate tactile sensing without conventional external sensors.

6.1 Introduction

Research on underactuated. a.k.a. *self-adaptive*, fingers and hands has become a popular topic within the robotics community in the last decade. Indeed, their ability to adapt to the shape of the object to be grasped without any complex control and a reduced number of actuators makes them attractive in many applications. Therefore, many affordable and versatile artificial hands available on the market and proposed in the literature are now underactuated. To obtain the desired self-adaptive behavior with a robotic hand, a mechanical

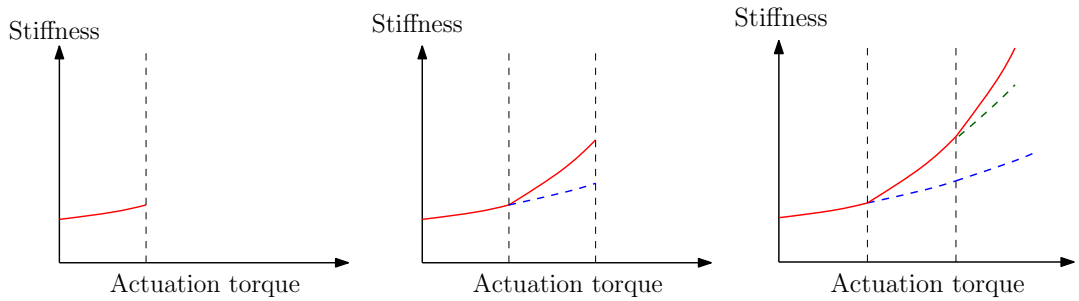
system, designated as the transmission mechanism, is used to distribute the actuation force or torque to the phalanges of the fingers constituting this hand. In addition to this mechanism, compliant elements are often used to constrain the fingers and prevent undesired motions. The typical closing sequence of an underactuated finger is shown in Fig. 6.1, where the transmission mechanism is not shown for clarity and to illustrate the generality of this approach. It should be understood that the term *underactuated* used in this paper does not refer to the branch of robots where the dynamic properties of the system are taken advantage of to move the unactuated joints. Indeed, the motion of an underactuated finger as discussed here when no external force is applied except the actuation torque, is a function of the latter and is completely predictable. This motion is also sometimes referred to as the preshaping (Kaneko and Tanie, 1990). The motion of underactuated fingers can also be linked to the concept of hand synergies. Indeed, it has been experimentally observed that most of the motions typically made by the human hand can be reduced to a combination of a limited number of movements known as synergies. In the recent years, this concept has also been percolated into robotic hands (Grioli et al., 2012). Following the preshaping motion, i.e. after contact is made, the ability of underactuated fingers, grippers, and hands to adapt themselves to the shape of the object without any intervention from an operator or a control system makes them particularly efficient in unstructured environments.



(a) No contact (b) 1st contact (c) 2nd contact

Figure 6.1 Typical Closing Sequence of an Underactuated Finger

Tendons and linkages are typically used as transmission mechanisms to transfer and distribute the input force or torque to the finger(s) but other solutions such as for instance gears or pneumatic components can also be employed (Mishima and Ozawa, 2014; Begoc et al., 2007). The 100 G Hand (Kaneko et al., 2003), the Graspar Hand (Crisman et al., 1996), the Yale OpenHand (Ma et al., 2013), and the RTR 2 Hand (Massa et al., 2002) are examples of



(a) No contact (b) 1st contact (c) 2nd contact

Figure 6.2 Typical Stiffness Profile during Grasping. The stiffness shown here is considered from the actuator's perspective

tendon-driven underactuated hands, while the Belgrade/USC Hand (Bekey et al., 1990), the SARAH/MARS prototypes (Laliberté and Gosselin, 2003), and the AR Hand (Yang et al., 2009) are underactuated and driven by linkages. All these mechanisms have been used in a wide variety of applications, from prosthetics (Dollar and Howe, 2007; Baril et al., 2013) to underwater operation (Stuart et al., 2014). One drawback of underactuation however is the impossibility to independently control the different contact forces generated by the phalanges. Nevertheless, tactile sensors can be used to avoid unacceptably large forces for the task at hand, such as the manipulation of fragile objects (Birglen et al., 2008).

Tactile sensing is indeed widely used to achieve stable grasping, with fully actuated or underactuated fingers indiscriminately. Even so, it remains one of the most challenging sense to implement during robotic manipulation. Several works can be found in the literature investigating alternative to conventional external sensors aimed at performing contact detection and localization. Indeed, tactile sensors have several known limitations including sensitivity to temperature/humidity fluctuation, hysteresis, insensitivity to dynamic forces, complex circuitry, and large costs (Dahiya and Valle, 2013; Dempsey et al., 2015; Kappassov et al., 2015). Furthermore, in many applications it is difficult to use conventional tactile sensors, such as for instance laparoscopic surgery. To overcome these limitations, alternative tactile sensing techniques have been explored. For example, in (Backus and Dollar, 2012) a variation in the resonance frequency of the finger made it possible to locate a contact by tracking this frequency with accelerometers. A handful of authors, including these of this paper, have also investigated intrinsic tactile sensing, which consists in measuring the force and torque vectors resulting from a contact between two bodies and locating this contact with a model of the system (Bicchi et al., 1989) or with proprioceptive sensors (Huber and Grupen, 1994; Belzile and Birglen, 2014a). However, using common designs of underactuated fingers has shown some limitations (Belzile and Birglen, 2016a).

In this paper, a procedure to obtain designs of underactuated fingers with optimal accuracy of proprioceptive tactile sensing (PTS) is presented. The algorithm used to estimate the locations and magnitudes of contact forces using this technique was presented by the authors in (Belzile and Birglen, 2016a) and takes advantage of the internal sensors usually already included in most underactuated fingers. The main results of this reference will be briefly recalled here in Section 6.2.2. In biology, proprioception is defined as the perception of internal forces and displacements between body parts. The same interpretation is applied here but for a robotic system. Most commonly, the torque applied by the actuator(s) and associated angular position(s) are readily available and constitute our proprioceptive data. Additionally, many authors have worked on the synthesis of underactuated fingers and general transmission mechanisms, but almost without exception to optimize their motions and forces, not tactile feedback. This paper focuses on the latter issue. Before presenting the methodology, the main steps of PTS are first introduced. Then, equilibrium issues and conditions for maximum range of sensing are detailed. Finally, performance indexes to optimize the transmission mechanism of underactuated fingers and obtain an improved sensitivity are defined with examples of their optimization using the least-square method.

6.2 Proprioceptive Tactile Sensing

As introduced in (Belzile and Birglen, 2014a), PTS can be done with an underactuated finger, gripper, or hand using measurements obtained by internal sensors. The objective of this technique is to find a low-cost alternative to conventional exteroceptive tactile sensors using data that is already typically available. In (Belzile and Birglen, 2014a), only the two sensors attached to the actuator, measuring current and position respectively, were used to this aim. The algorithm estimating the locations and magnitudes of the external forces applied on the phalanges uses the instantaneous stiffness of the mechanism as measured at the actuator. As figuratively illustrated in Fig. 6.2, the event of an external contact force applied on an underactuated finger has typically a direct effect on the stiffness at the actuator as the closing motion continues. This effect, which can be measured by the instantaneous stiffness K_c, is most interestingly also a function of the location of this contact force, making it possible to estimate its value. While PTS is not a perfect solution and suffers from a few drawbacks when compared to conventional tactile sensors (e.g. it is impossible to precisely locate a contact on the proximal phalanx), it will be shown in Section 6.4.1 that these limitations can be circumvented or at least greatly diminished by simple modifications to the mechanism.

6.2.1 Notations and Hypotheses

To be able to use PTS with underactuated fingers, a kinetostatic model is needed and to this aim, configuration variables must first be defined. As shown in Fig. 6.3, θ_i are defined as the relative angles between successive phalanges. To simplify the equations, the angles θ_i can be combined into a vector, i.e. :

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 & \dots & \theta_n \end{bmatrix}^T . \tag{6.1}$$

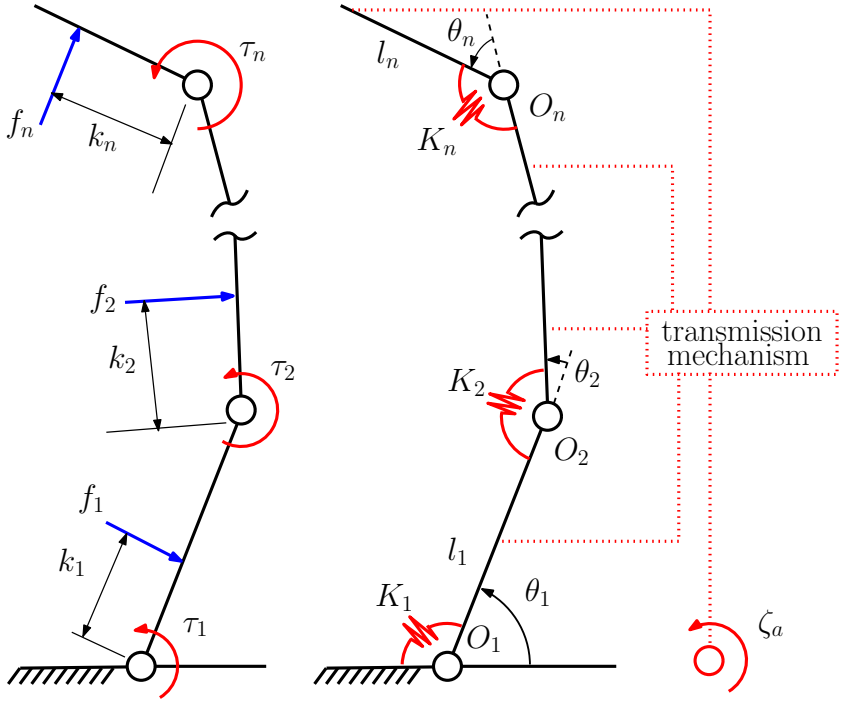


Figure 6.3 Geometric Model of an Underactuated Finger

This configuration vector contains all the interphalanx joint angular positions. Another variable, θ_a, is then defined as the actuation angle (assumed unique, not shown in Fig. 6.3). Its derivative is related to interphalanx joints velocities $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ by the kinematics of the mechanism and a vector associated to the transmission mechanism (examples will be shown in the next section). Among common hypotheses for a kinetostatic modeling, the object to be grasped is considered to have an infinite stiffness and to be immovable with respect to the finger base (palm) in order for the finger to envelop the object rather than pushing it away. To simplify the analysis, each contact force on each phalanx is assumed to be unique and normal to the surface of that phalanx. Contact friction and dynamic phenomena are also neglected in favor of a simpler kinetostatic analysis since the kinetic energy is generally small during a typical

grasp (Ozawa et al., 2014). The analysis performed in the subsequent sections of this paper is valid for any underactuated finger whose mechanism can be modeled by a Transmission matrix, as shown in (Birglen et al., 2008). This covers most current tendon- or linkage-driven designs known in the literature. Finally, torque and position measurements at the actuator are assumed to be readily available.

6.2.2 Kinetostatic Analysis

Transmission Mechanism

The input torques ζ_i of an underactuated finger can be produced by active (e.g. the actuator) and/or passive elements (e.g. springs). If all the torques applied on the finger are located at the interphalanx and actuated joints, as it is commonly the case, the resulting total torques at the interphalanx joints can be expressed as :

$$\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \dots & \tau_n \end{bmatrix}^T = -\boldsymbol{K}\Delta\boldsymbol{\theta} + \zeta_a \boldsymbol{x}, \tag{6.2}$$

where $\boldsymbol{K}$ is a diagonal stiffness matrix containg all the stiffness coefficients of the passive elements located at the interphalanx joints, while $\Delta\boldsymbol{\theta}$ is the variation of the relative angles at these joints, and the variable ζ_a is the input torque provided by the actuator. Finally, the vector $\boldsymbol{x}$ is defined by :

$$\boldsymbol{x} = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & \dots & x_n \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} \frac{1}{X_1} & -\frac{X_2}{X_1} & \dots & -\frac{X_n}{X_1} \end{bmatrix}^T. \tag{6.3}$$

where the parameters X_i are variables depending on the transmission mechanism used.

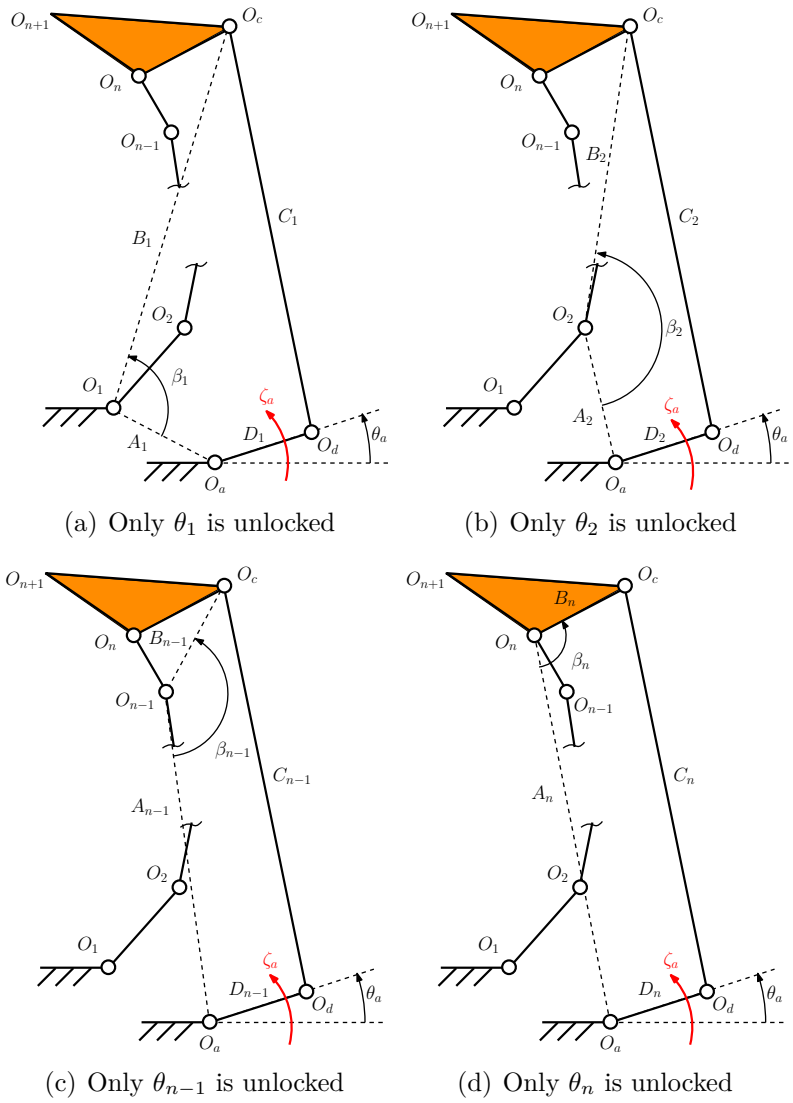
In this paper, two different transmission mechanisms will be used to illustrate the proposed methodology. The first architecture is the linkage-driven S-class finger with n degrees of freedom (DOF), as illustrated in Fig. 6.4. The components of $\boldsymbol{x}$ can be computed using the virtual work principle, cf. (Khakpour and Birglen, 2012), and the transmission factors X_i thereby obtained can be expressed as :

$$X_i = -z_i/(a_i - z_i), \tag{6.4}$$

where

$$z_i = \frac{b_i d_i \sin(\sigma_i + \theta_a - \beta_i) - a_i b_i \sin\beta_i}{d_i \sin(\sigma_i + \theta_a) - b_i \sin\beta_i}. \tag{6.5}$$

The second transmission mechanism used for the purpose of illustration is a tendon-driven finger with a routing inspired by a flapping wing design by Leonardo Da Vinci, cf. (Birglen,



(a) Only θ_1 is unlocked (b) Only θ_2 is unlocked

(c) Only θ_{n-1} is unlocked (d) Only θ_n is unlocked

Figure 6.4 Geometry of the S-class Linkage-Driven Finger

2011), as shown in Fig. 6.5. As with several tendon-driven underactuated fingers, the first component of $\boldsymbol{x}$ is equal to 1 in this case. The other X_i are defined as (Birglen, 2011) :

$$X_{i+1} = R_i/r_0, \tag{6.6}$$

where R_i is the equivalent radius of each stage, i.e. :

$$R_i = r_i + \frac{(b+b_i)(rb-al) - (-a+l_i-a_i)(ar+bl)}{a^2+b^2}, \tag{6.7}$$

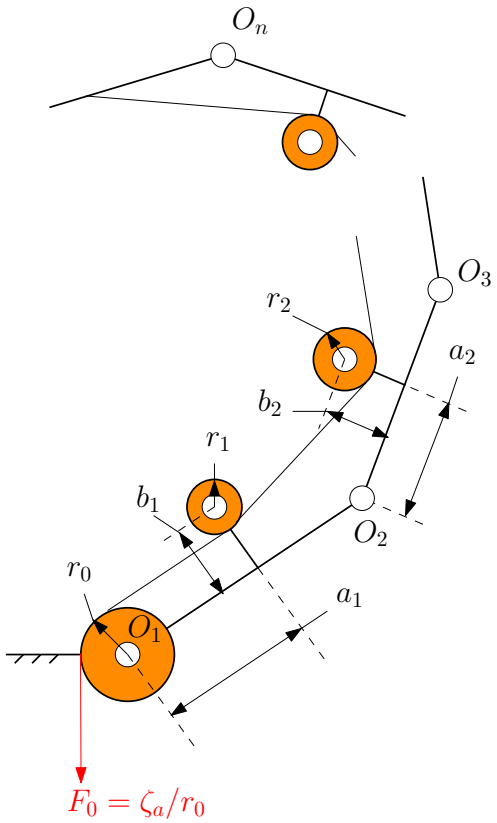


Figure 6.5 Da Vinci's Mechanism

with

$$\begin{cases} r = r_{i+1} - r_i, \\ a = l_i - a_i + a_{i+1}\cos\theta_{i+1} - b_{i+1}\sin\theta_{i+1}, \\ b = -b_i + a_{i+1}\sin\theta_{i+1} + b_{i+1}\cos\theta_{i+1}, \\ l = \sqrt{a^2 + b^2 - r^2}. \end{cases} \tag{6.8}$$

The geometric parameters used to obtain numerical data for the subsequent examples of each mechanism are listed in Table 6.1.

Tableau 6.1 Geometric Parameters of Example Underactuated Fingers

2-DOF S-class		2-DOF Da Vinci		3-DOF S-class	
l_1	1	l_1	2	l_i	5
l_2	0.75	l_2	2	$\overline{O_dO_a}$	20
$\overline{O_dO_a}$	0.71	r_0	0.1	$\overline{O_cO_d}$	5
$\overline{O_cO_d}$	1.08	r_1	0	$\overline{O_nO_c}$	6
$\overline{O_nO_c}$	0.44	a_2	0.5	ϕ_2	$\pi/6$
ϕ_2	$\pi/2$	b_2	0	$\theta_{0,i}$	0
$\theta_{0,1}$	$\pi/4$	r_2	0		
$\theta_{0,2}$	0				
O_a	$(0,0)$				

Contact Forces

Using Eq. (6.3), one can transform the active and passive actuation torques into the equivalent torque vector $\boldsymbol{\tau}$, which represents the total torques applied at the interphalangeal joints. Consequently, the next step is to obtain the magnitudes of the contact forces from this vector. For this, the locations of these forces along the phalanges must be known. They are defined by the variables k_i, i.e. the distance from the origin of a phalanx to the location where a contact force is applied. It should be emphasized that the contact locations must not be confused with the stiffness coefficients K_i. The forces at the phalanges can be obtained from the matrix $\boldsymbol{J}$ and the vector $\boldsymbol{\tau}$ by :

$$\boldsymbol{f} = \boldsymbol{J}^{-T}\boldsymbol{\tau}, \tag{6.9}$$

where $\boldsymbol{J}$ is the $n \times n$ Jacobian matrix of the finger (Birglen et al., 2008) and $\boldsymbol{f} = [f_1 \dots f_n]^T$ is the vector of contact forces whose components are shown in Fig. 6.3.

Instantaneous Stiffness

To complete the kinetostatic analysis in order to obtain an algorithm capable of estimating contact locations, one has to eliminate some unknown and undesired variables defined in the previous equations. Indeed, undefined k_i can be found in the matrix $\boldsymbol{J}^{-T}$ of Eq. (6.9) when there is only one contact force applied on the finger. Thus, all the k_i corresponding to the non-existing contacts must be eliminated to pursue the analysis. The only k_i that needs to be kept is the one corresponding to the actual contact force. The ith line of $\boldsymbol{J}^{-T}$ must also be removed since the associated contact force f_i is variable and not zero. Therefore, if $\boldsymbol{J}^{-T}$ is defined as $\begin{bmatrix}\boldsymbol{j}_1 & \boldsymbol{j}_2 & \dots & \boldsymbol{j}_k & \dots & \boldsymbol{j}_n\end{bmatrix}^T$, then one can define a submatrix $\boldsymbol{J}_k^*$ defined for a contact on the kth phalanx which can be expressed as $\begin{bmatrix}\boldsymbol{j}_1 & \boldsymbol{j}_2 & \dots & \boldsymbol{j}_{k-1} & \boldsymbol{j}_{k+1} & \dots & \boldsymbol{j}_n\end{bmatrix}^T$. This submatrix can be obtained with a Gaussian elimination and from this reduced Jacobian matrix, one now has :

$$\mathbf{0} = \boldsymbol{f}_i^* = \boldsymbol{J}_i^*(-\boldsymbol{K}\Delta\boldsymbol{\theta} + \zeta_a\boldsymbol{x}). \tag{6.10}$$

The vector $\boldsymbol{f}_i^*$ is equal to $\boldsymbol{f}$ but where the ith component of the latter is removed. Since the finger is assumed to be in static equilibrium, $\boldsymbol{f}_i^*$ must be equal to the null vector as the only external force is applied on the ith phalanx. Because there is still one more variable than the number of equations (rows) in Eq. (6.10), another relationship must be found. To this aim, the kinematic closure equation of the contact point at the phalanx can be used, i.e. :

$$\boldsymbol{\Gamma}_i^T d\theta_a/d\zeta_a = \mathbf{0}. \tag{6.11}$$

As detailed in (Belzile and Birglen, 2015), the vector $\boldsymbol{\Gamma}_i$ is defined as :

$$\boldsymbol{\Gamma}_i^T = \begin{bmatrix}\gamma_i^1 & \gamma_i^2 & \dots & \gamma_i^n\end{bmatrix} \tag{6.12}$$

where $k_i\gamma_i^j$ has a simple geometric interpretation : it is the lever-arm distance of a contact force on the ith phalanx with respect to the point O_j, i.e. :

$$\gamma_i^j = \sum_{m=j}^{i} \lambda_m^i, \tag{6.13}$$

with

$$\lambda_m^i = l_m \cos\left(\sum_{p=m}^{i} \theta_p\right)/k_i, \tag{6.14}$$

and $\lambda_i^i = 1$. If $j > i$, γ_i^j is then equal to zero by definition. It should be noted that $\boldsymbol{J}_i^*$ is the identity matrix where the ith column is first replaced by $-\boldsymbol{\Gamma}_i$ and then, the ith line is

removed. The expression of the instantaneous stiffness can now be obtained by differentiating Eq. (6.10) with respect to ζ_a, which leads to :

$$K_c^{-1} = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{A}^{-1} \boldsymbol{B} \boldsymbol{x} \tag{6.15}$$

where

$$\boldsymbol{A} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{J}_i^*(\boldsymbol{K} - \boldsymbol{G}) \\ \boldsymbol{\Gamma}_i^T \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{B} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{J}_i^* \\ \boldsymbol{0}^T \end{bmatrix}. \tag{6.16}$$

The matrix $\boldsymbol{G}$ is the product of the actuation torque ζ_a and the mathematical Jacobian of $\boldsymbol{x}$ with respect to $\boldsymbol{\theta}$, i.e. :

$$\boldsymbol{G} = \zeta_a \frac{\partial \boldsymbol{x}}{\partial \boldsymbol{\theta}} = \zeta_a \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial \theta_1} & \cdots & \frac{\partial x_1}{\partial \theta_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial x_n}{\partial \theta_1} & \cdots & \frac{\partial x_n}{\partial \theta_n} \end{bmatrix}. \tag{6.17}$$

Eq. (6.15) is the centerpiece of the contact localization algorithm. Indeed, with the preshaping motion assumed to be predictable with solely the input torque, the only variable in Eq. (6.15) is the contact location k_i. By being able to compute the instantaneous stiffness from the measurements at the actuator, one can estimate the contact point location. In order to yield the most precise estimate, the next step is therefore to find the optimal set of geometric parameters the designer must use for his/her finger. This is done by optimizing the transmission mechanism of the finger to obtain the highest variation of the instantaneous stiffness for any contact location along the finger, thereby improving the PTS algorithm's sensitivity.

6.3 Optimal Design of Underactuated Fingers for Proprioceptive Tactile Sensing

In this section, a method to design an underactuated finger for optimal PTS sensitivity is presented. The design of the mechanism is divided in three parts ; first, the selection of the transmission parameters, then, the geometrical optimization, and finally, the addition of a hidden proximal phalanx.

6.3.1 Infinite Stiffness and Contact Localization

One of the most critical elements to considered while designing an underactuated finger is the contact configurations which result in an infinite instantaneous stiffness (IIS) of the whole mechanism. Indeed, as shape adaptation is no longer possible in these configurations, neither is contact localization without external sensors. Choosing where this complete (theoretical)

rigidity happens is important. For example, in the case of a two-phalanx finger, one may desire to have an infinite stiffness located at the tip of the distal phalanx. Otherwise, it has been shown that grasp stability is not guaranteed (Birglen et al., 2008) and increasing the actuation torque can lead to the ejection of the object. Mathematically, as can be observed from Eq. (6.15), $\boldsymbol{Bx} = \boldsymbol{0}$ leads to an infinite stiffness. Knowing the definition of $\boldsymbol{B}$, cf. Eq. (6.16), the condition for IIS thus becomes :

$$\boldsymbol{J}_i^* \boldsymbol{x} = \boldsymbol{0}. \tag{6.18}$$

The configurations and parameters leading to this special situation can be easily found and generally have a geometrical meaning. Moreover, other special configurations, while generally less likely, leading to a local minimum or maximum of the instantaneous stiffness function may be found by differentiating Eq. (6.15). To find them, one simply has to compute the roots of the quadratic form obtained (cf. details in Appendix), i.e. :

$$0 = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{Q} \boldsymbol{x}, \tag{6.19}$$

with

$$\boldsymbol{Q} = \boldsymbol{A}^{-1} \left(\frac{\partial \boldsymbol{B}}{\partial k_i} - \frac{\partial \boldsymbol{A}}{\partial k_i} \boldsymbol{A}^{-1} \boldsymbol{B} \right). \tag{6.20}$$

Since the PTS algorithm estimates contact location from the instantaneous stiffness with a one-to-one relationship, in order to obtain the maximal accuracy for the former it is necessary to maximize the range of values of the latter while simultaneously ensuring its monotonicity. The instantaneous stiffness is a monotonic function as long as contact is made between the base of a phalanx and the smallest positive root of Eq. (6.19). These roots include the IIS configuration but others are possible. Therefore, keeping the IIS configuration and every solution of Eq. (6.19) beyond the physical limit of the phalanx in contact solves the monotonicity issue. To maximize the range of values of the instantaneous stiffness, if an IIS configuration is at the end of the phalanx, is equivalent to minimizing this stiffness when contact is made at the base of the phalanx. If one looks at Eq. (6.18), it can be seen that the IIS configuration depends solely on the geometry of the finger and not the stiffness of its springs. Conversely, the stiffness at the base of the phalanx depends on both geometry and the stiffness of the springs themselves (Belzile and Birglen, 2015). This allows for a two-step optimization where first, the IIS configuration is chosen using geometric parameters and then, the stiffness of the springs is adjusted to minimize stiffness for a contact at the base of the phalanx.

2-DOF Fingers

In the case of a 2-DOF finger, an IIS equilibrium contact point exists on the distal phalanx at a location $k_2 = e_2$, for :

$$e_2 = \frac{-l_1 \cos\theta_2}{1 + 1/X_2}. \tag{6.21}$$

If the phalanges' lengths and angles at rest are known, which is typically the case because these parameters are generally derived from the application, one can design the transmission mechanism and optimize it for PTS. To this aim, an objective function can be defined to locate and keep the IIS at the end of the distal phalanx. Depending on the number of variables defining the transmission mechanism, one can perform an exact geometrical synthesis of the mechanism from several target poses, or an approximate one if more poses are required. In both cases, for a 2-DOF finger, the difference between the current and ideal transmission ratios can be defined by :

$$\omega \equiv X_2 - X_{2,ideal}, \tag{6.22}$$

where $X_{2,ideal}$ is the transmission factor of an ideal mechanism. Here, a mechanism is said to be *ideal* when, no matter the amount of preshaping, the equilibrium point e_2 is always located at the end of the distal phalanx, i.e. $e_2 = l_2$. In practice, a value sligthly beyond the physical limit of the phalanx can actually still be adequate. Note that X_2 is a function of the configuration of the finger, cf. Eqs. (6.4) and (6.6). From Eq. (6.21), the definition of $X_{2,ideal}$ is thus :

$$X_{2,ideal} = \frac{-1}{1 + \cos\theta_2 / L}, \tag{6.23}$$

where L is the ratio $\lambda l_2 / l_1$. The coefficient λ is a margin factor set to a value greater than one to avoid an IIS contact point within the limits of the distal phalanx. As mentioned before, λ close to but always greater than one is ideal. However, because of practical issues, it might be preferable to keep a margin of safety, e.g. to avoid a stiffness unacceptably large. Its value should be chosen taking into consideration the maximum torque that can be provided by the actuator of the finger. The characteristic curves of ideal transmission ratios for different values of L are shown in Fig. 6.6. The objective is therefore to minimize the area between the curve corresponding to a selected finger and the one obtained from this finger's transmission mechanism, within the limits of the workspace of the finger. To do so, an approximate geometrical synthesis can be performed for different configurations distributed along the preshaping motion, depending on the number of variables defining the chosen transmission mechanism. An example of such design and optimization procedure is detailed in Section 6.3.2.

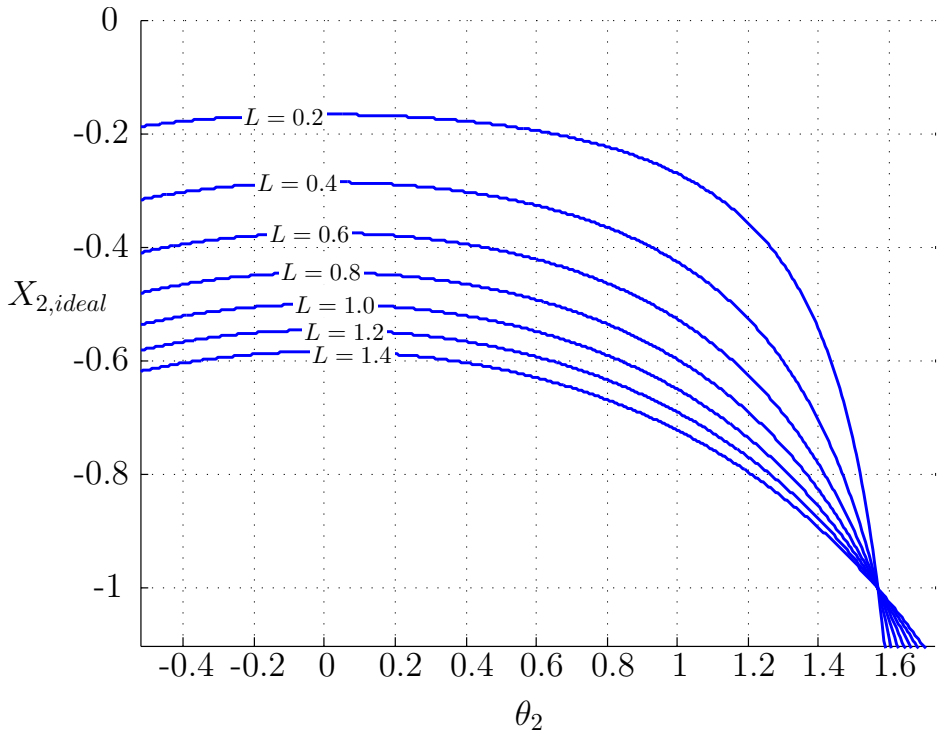


Figure 6.6 Optimal Transmission Factor for a 2-DOF Underactuated Finger

3-DOF Fingers

Conversely to a 2-DOF finger, a contact configuration with infinite stiffness is less likely with a 3-DOF finger since there are two conditions that must be satisfied simultaneously. From Eq. (6.18), one can extract these two conditions as :

$$X_3 = -1/\gamma_3^1, \tag{6.24}$$

$$\text{and } X_2 = X_3\gamma_3^2. \tag{6.25}$$

From these, one can obtain the ideal values for X_2 and X_3 which yield an IIS at a particular point. Again, this makes it possible to widen the range of possible instantaneous stiffness thereby improving the precision and robustness of the PTS algorithm. This contact point has usually a distinct geometrical interpretation as illustrated in Fig. 6.7 for two linkage-driven fingers where the contact illustrated corresponds to an infinite stiffness. With a 2-DOF finger, the infinite stiffness configuration always exists but the associated contact location is not necessary within the limits of the phalanx. With a 3-DOF finger on the other hand, the points Z_1 and Z_2 (cf. Fig. 6.7) must be aligned with the contact force for this configuration to exist which is not necessary possible with all designs. However, while infinite stiffness is

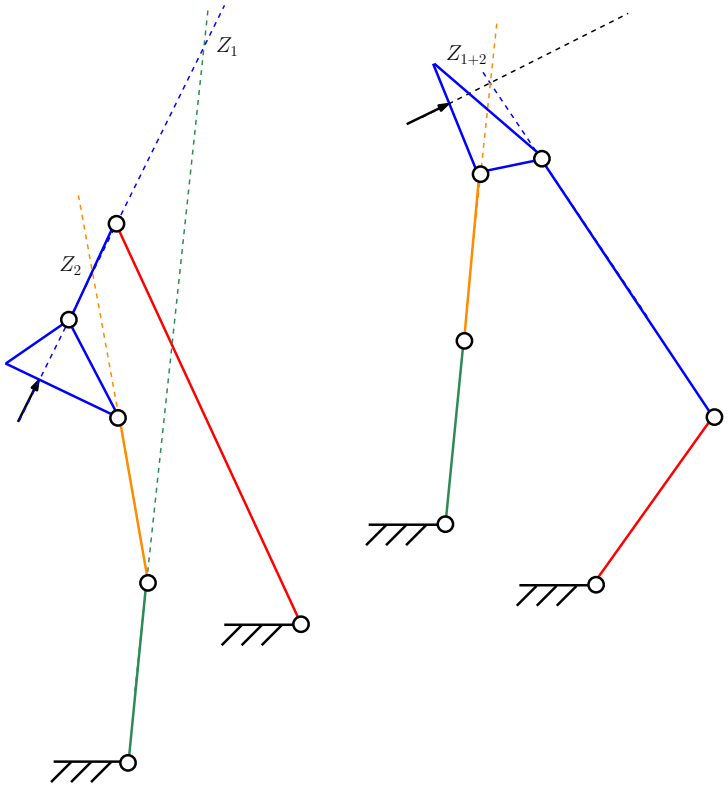


Figure 6.7 Infinite Instantaneous Stiffness Configurations

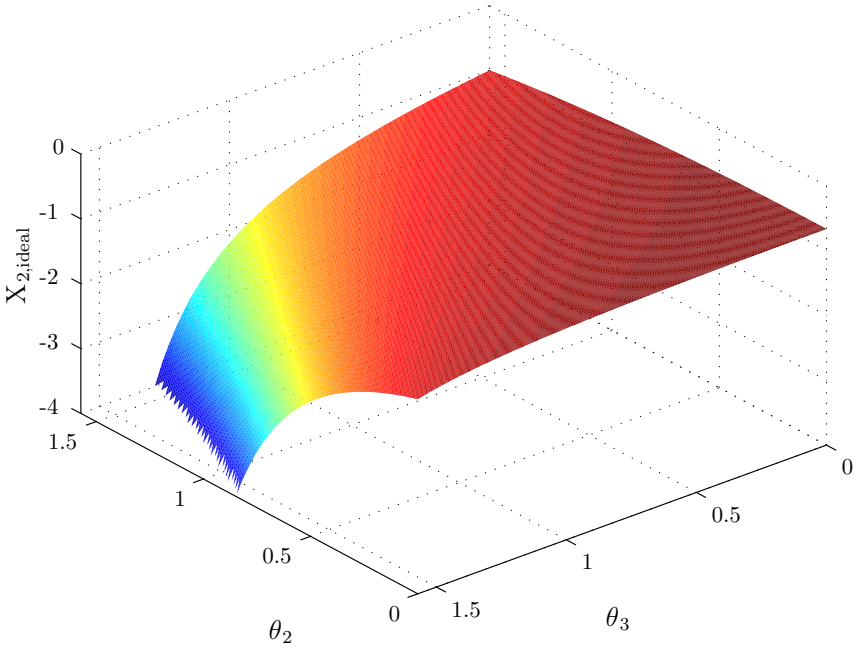


Figure 6.8 X_2-θ_2-θ_3 Relationship for a Ideal 3-DOF Transmission ($\lambda = 1$)

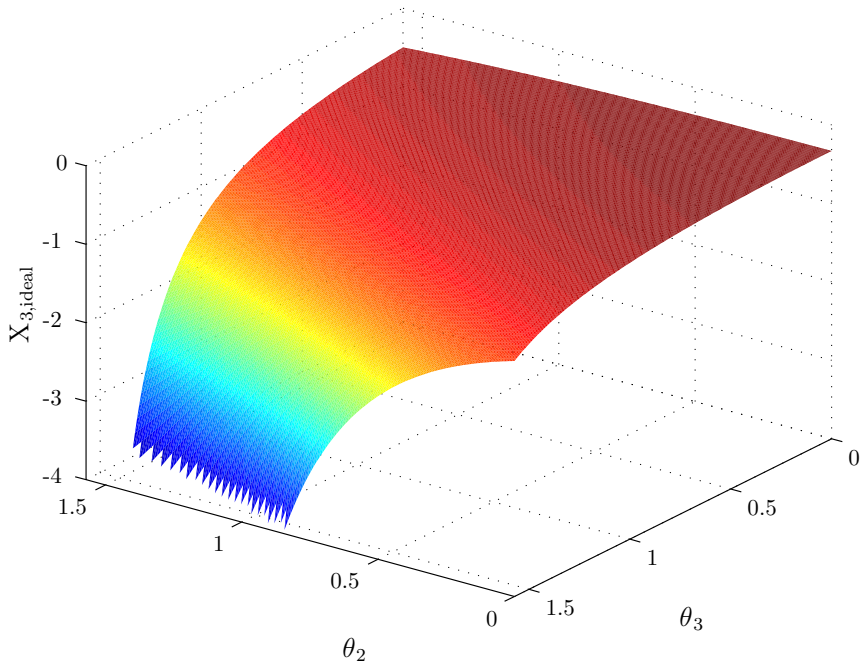


Figure 6.9 X_3-θ_2-θ_3 Relationship for a Ideal 3-DOF Transmission ($\lambda = 1$)

unlikely during normal operation, very large values of the latter still can be desirable because a large range of the instantaneous stiffness as measured at the actuator for different contact points along the distal phalanx is still wanted and can be aimed at. From Eqs. (6.24) and (6.25), one can compute the ideal values of X_2 and X_3 depending on the configuration of the finger. The results are illustrated in Figs. 6.8 and 6.9 (assuming $\lambda = 1$). Therefore, by minimizing the differences between $X_{2,ideal}$, $X_{3,ideal}$, and their actual counterparts for the chosen transmission mechanism, one can obtain a quasi-infinite stiffness close to the desired location during the complete preshaping motion. Because there is an additional condition compared to a 2-DOF finger, Eq. (6.22) becomes :

$$\boldsymbol{\omega} \equiv \begin{bmatrix} X_2 - X_{2,ideal} \\ X_3 - X_{3,ideal} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \omega_{X2} \\ \omega_{X3} \end{bmatrix}, \tag{6.26}$$

which is ideally the null vector.

6.3.2 Optimal Design

Depending on the number of parameters of the transmission mechanism that can be optimized, one could need to perform the geometrical synthesis of the mechanism with more poses

than the number of variables, i.e. more equations than unknowns. If the number of variables is the same as the number of poses, one can directly find the set of optimal geometrical parameters. Otherwise, with a greater number of poses, one can formulate an optimization problem and perform an approximate geometrical synthesis of the transmission mechanism. In this case, the magnitude of either ω in Eq. (6.22) or $\boldsymbol{\omega}$ in Eq. (6.26) must be minimized. A performance index can thus be defined to satisfy these conditions as close as possible, i.e. :

$$\Omega = \frac{1}{2}\boldsymbol{\epsilon}^T\boldsymbol{\epsilon}, \tag{6.27}$$

where $\boldsymbol{\epsilon}$ is a vector that combines the different errors ω or $\boldsymbol{\omega}$. For example, with a 3-DOF finger and n poses, the vector $\boldsymbol{\epsilon}$ is defined as :

$$\boldsymbol{\epsilon} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_{pose1} \\ \boldsymbol{\omega}_{pose2} \\ \vdots \\ \boldsymbol{\omega}_{posen} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \omega_{X2,pose1} \\ \omega_{X3,pose1} \\ \omega_{X2,pose2} \\ \omega_{X3,pose2} \\ \vdots \\ \omega_{X2,posen} \\ \omega_{X3,posen} \end{bmatrix}. \tag{6.28}$$

From the previous equation, one can obtain the normality conditions to find the minima of Ω with respect to the design variables by differentiation, i.e. :

$$\frac{\partial\Omega}{\partial\boldsymbol{\nu}} = \sum_{j=1}^{m} \omega_j \frac{\partial\omega_j}{\partial\boldsymbol{\nu}} = \mathbf{0}, \tag{6.29}$$

where $\boldsymbol{\nu}$ is the vector of the design variables to be optimized. For example, for a 2-DOF linkage-driven finger (based on the architecture illustrated in Fig. 6.4), the ideal location of the joint O_a can be chosen. Because point O_a is only defined by two variables, a graphical method can be used to perform the optimization, as presented in (Chen et al., 2008) for the generation of planar fourbar linkages. The contours of the normality conditions in the plane of the optimization variables can be generated following this method. The local minima can then be found by inspection at the intersections of these contour curves. It is then straightforward to find the minimum. An example is shown in Fig. 6.10 for a linkage-driven finger with the leftmost set of parameters of Table 6.1. For this illustration, the stiffness coefficient of the spring at O_2 is three times the value of the one at O_1. If more than two variables are available for the optimization, a numerical method can be used to find the minimum. Care must be

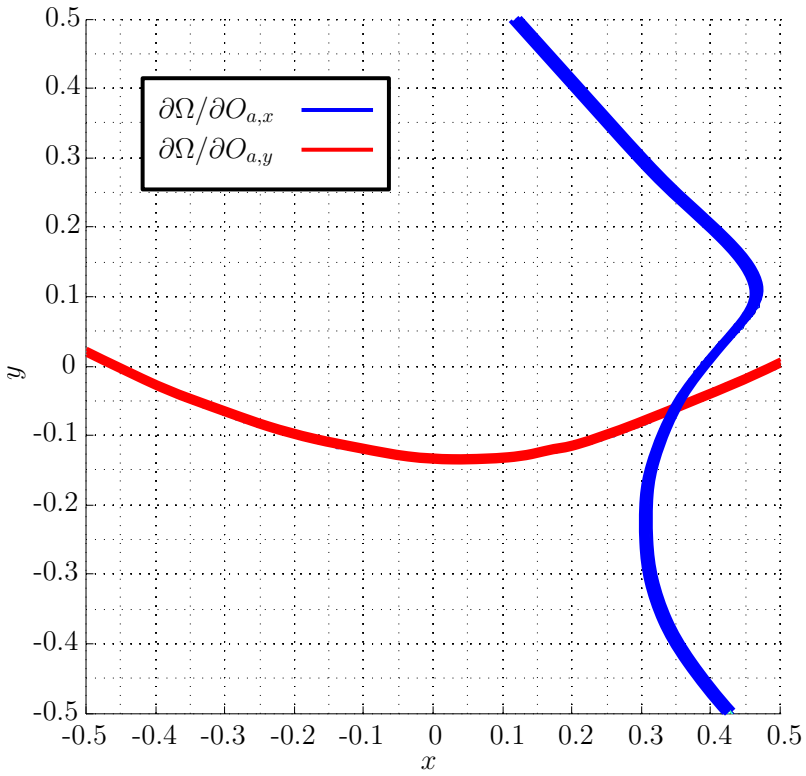


Figure 6.10 Normality Conditions for Approximate Geometrical Synthesis

taken to avoid local minima though, and multiple iterations of a heuristic optimization is recommended.

Procedure

With the analytical framework presented in the previous sections, it is possible to establish a procedure for the optimal design of underactuated fingers for PTS. The different steps for this are illustrated in Fig. 6.11 and examples will be subsequently discussed. It should be noted that the stability of the grasp and the magnitudes of the contact forces must be verified in a final step of the optimization procedure to avoid obtaining a gripper useless for the aimed application.

Example #1

The first example deals with the optimization of a 2-DOF finger with the graphical method presented in the previous section. The only constraints given are the lengths and initial angles of the proximal and distal phalanges, namely $l_1 = 1$, $\theta_{0,1} = \pi/4$, $l_2 = 0.6$, and $\theta_{0,2} = 0$. Therefore, the ideal X_2-θ_2 curve for the transmission mechanism can be computed as shown

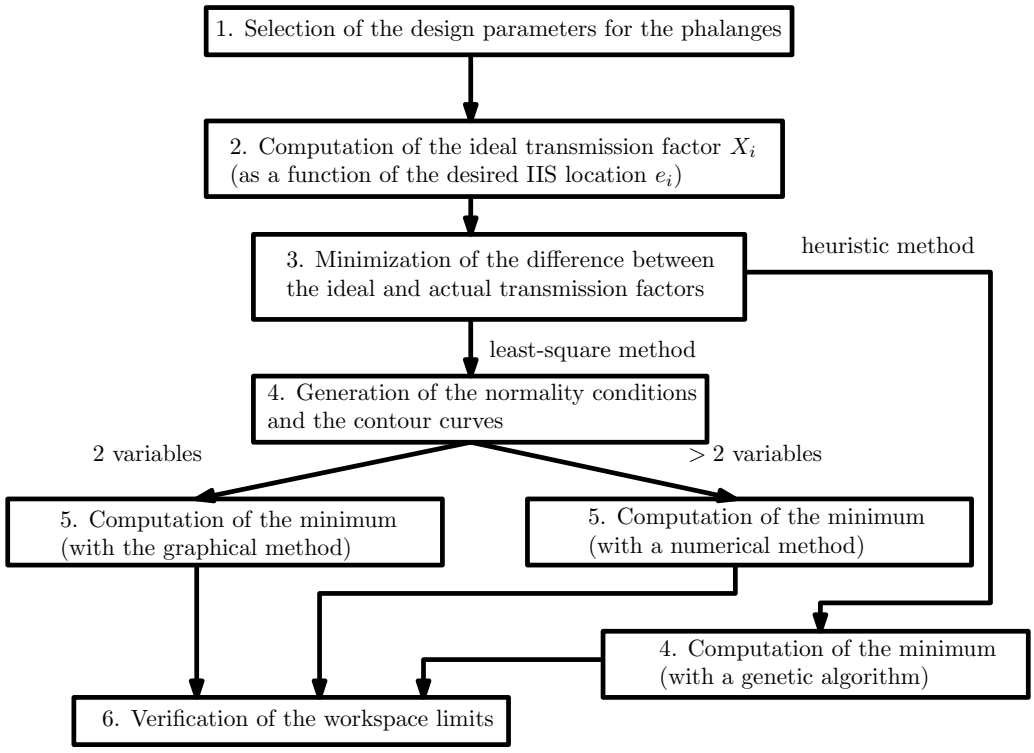


Figure 6.11 Optimization procedure

in Fig. 6.6 (with for instance $\lambda = 1.25$, and thus $L = 0.75$). The next step is to select the type of transmission mechanism, either linkage- or tendon-driven. In this example, a linkage-driven finger is chosen, where X_1 and X_2 are functions of the linkage configuration, cf. Eqs. (6.4)-(6.5) and Fig. 6.4. The geometrical variables available for the optimization are thus the location of O_a, as well as the lengths $\overline{O_dO_a}$, $\overline{O_cO_d}$, $\overline{O_2O_c}$, and the angle ϕ_2.

For the sake of simplicity, $\overline{O_dO_a}$, $\overline{O_cO_d}$, $\overline{O_2O_c}$, and ϕ_2 are arbitrarily set to the values listed in the first column of Table 6.1. Since there are two unknowns left (the x and y positions of O_a), at least two configurations must be given to find a solution. The final configuration of the finger, defined by $\Delta\theta_1 = \pi/4$ and $\Delta\theta_2 = \pi/8$, is used to this aim in addition to the initial configuration. Using the graphical method with the contour curves followed by a numerical algorithm, the final location of O_a was found to be $(0.345, -0.062)$. The preshaping motion of the resulting finger with the associated location of the equilibrium point is shown in Fig. 6.12. One can see that this location stays close to the fingertip during the whole motion, as intended. The two two poses selected for the optimization are shown with solid lines.

Simulation results with this optimized linkage-driven finger demonstrate that the precision of the PTS algorithm is significantly improved compared to the original mechanism where O_a and O_1 are superposed. Indeed, as shown in Fig. 6.13, a large error on the measurement

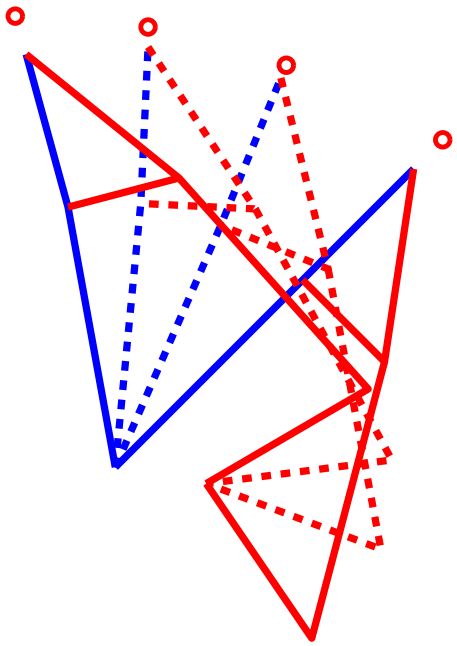


Figure 6.12 Closing Motion of an Optimized 2-DOF Linkage-Driven Underactuated Finger. The red circles represent the location of the equilibrium point (infinite instantaneous stiffness)

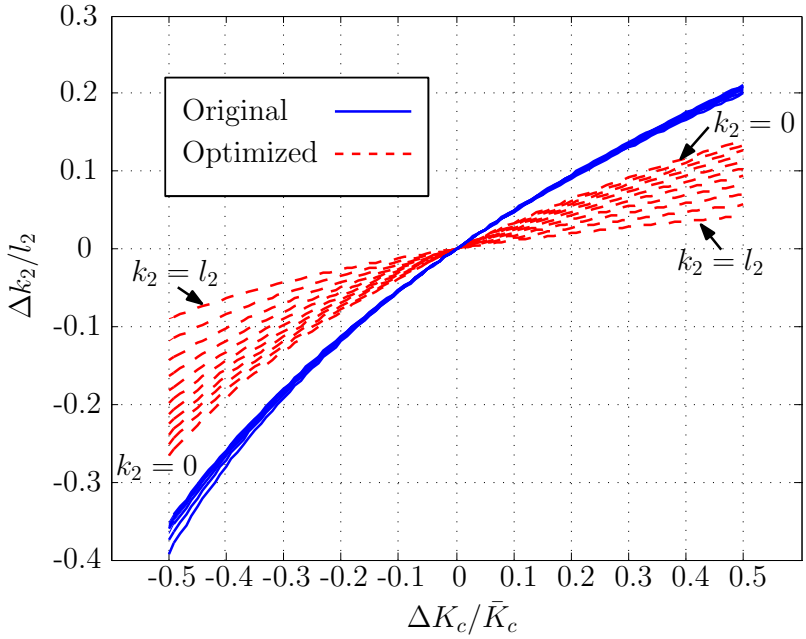


Figure 6.13 Contact Location Relative Error as a Function of the Instantaneous Stiffness Variation. The variables Δk_2, ΔK_c, and $\overline{K}_c$ are respectively the error on the estimated contact location, the error on the instantaneous stiffness, and the exact instantaneous stiffness

of the instantaneous stiffness leads only to a small error in the estimation of the contact point, regardless of the cause of the error (friction, sensor error, modeling error, etc.). The optimization process takes advantage of this phenomenon and increases it, reducing even further the ratio between the output and input errors of the algorithm.

Example #2

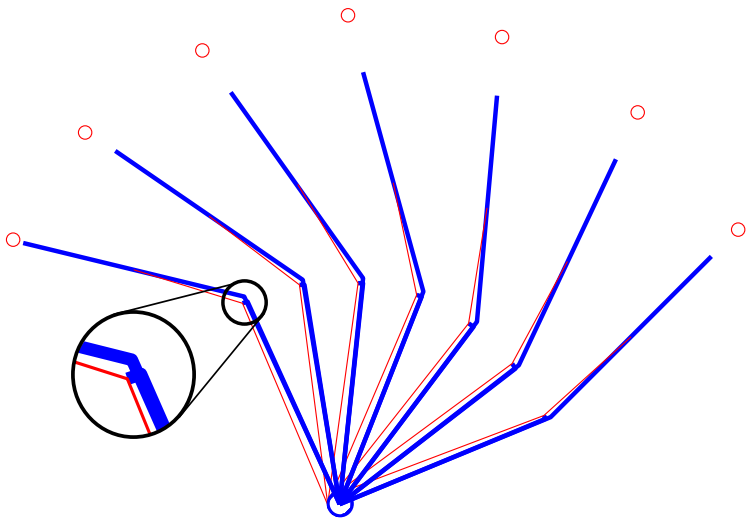


Figure 6.14 Closing Motion of an Optimized 2-DOF Da Vinci Type Finger ($\lambda = 1.2$). The red circles represent the location of the equilibrium point (infinite instantaneous stiffness)

In this second example, the same procedure as above is applied to a 2-DOF tendon-driven finger with a tendon routing based on Da Vinci's mechanism, cf. Fig. 6.5. In this case, using for example $\lambda = 1.2$ this time, one can find the optimal values of a_1 and b_1. Again using the graphical method discussed in Section 6.3.2, a minima can be found, namely $a_1 = 1.9546$ and $b_1 = 0.0433$. Using these values, the closing motion of the finger is illustrated in Fig. 6.14. As can be seen, during the closing motion, the location of the equilibrium point e_2 varies along the distal phalanx. In this example, for a final angle $\theta_1 = 2$, the minimal and maximal obtained values of λ are respectively 1.05 and 1.26, with a mean value and standard deviation of 1.21 and 0.06. As can be seen in Fig. 6.15, even a very small variation relative to the optimized value of b_1 (less than 3 %) has a significant impact on the mean value of λ, and consequently the location of the equilibrium point e_2. This is an important issue since it illustrates that a very small variation of one geometrical parameter can result in λ being smaller than one, which makes it impossible to uniquely determine the contact location with the PTS algorithm. However, on the other hand if λ is too large, it reduces the range of K_c for contacts along the distal phalanx which hinders PTS accuracy.

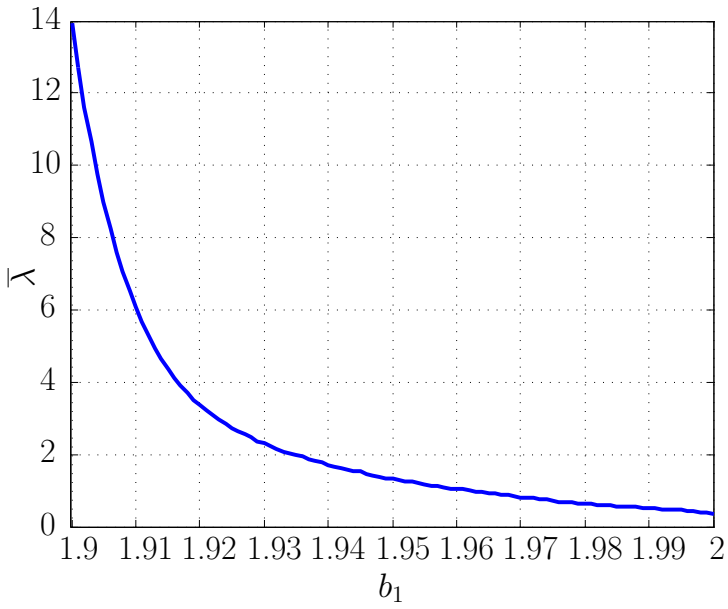


Figure 6.15 Variation of the Mean Value of λ as a Function of b_1 for the Complete Closing Sequence

Example #3

As a final example, one can also optimize the geometry of a 3-DOF finger. Using the parameters detailed in Table 6.1 (S-class), the location of O_a can be similarly optimized. However,

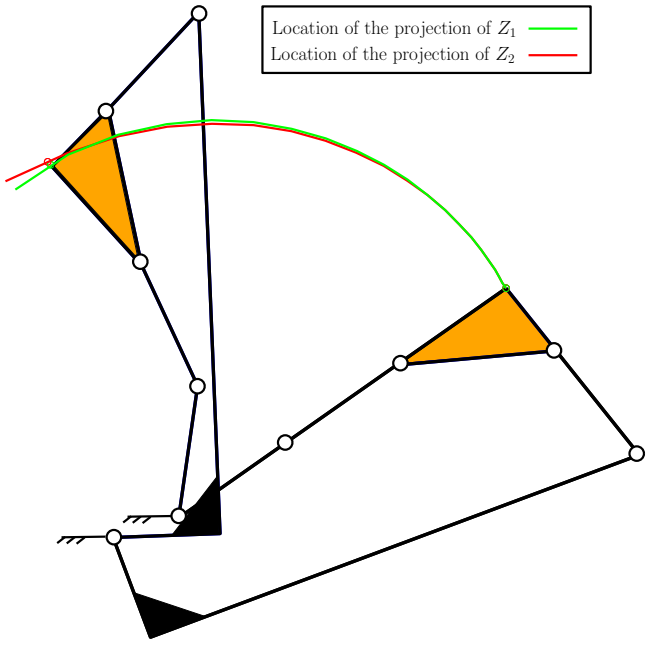


Figure 6.16 Closing Motion of an Optimized 3-DOF Linkage-Driven Finger ($\lambda = 1$). As can be seen, the two conditions to obtain an infinite stiffness configuration are for all practical purposes always fulfilled

in this case, as can be seen in Fig. 6.16 with the result of such an optimization, the generated geometry is rather unconventional compared to the usual S-class fingers found in the literature. Indeed, the link between O_c and O_d is here short and tends to stay orthogonal to the distal phalanx contact line during the complete closing sequence. This particular geometry is obtained since the optimization index favors a situation where the projections of Z_1 and Z_2 (shown in Fig. 6.7) stay as close as possible to the tip of the distal phalanx in order to obtain an IIS at this location. The optimized location of O_a with the parameters previously listed is (-2.45,0.79). Fig. 6.17 illustrates the variation of the contact location estimated by the PTS algorithm as a function of the value of the instantaneous stiffness for this optimal 3-DOF mechanism. It is therefore an illustration of the robustness of the algorithm. Ideally, a significant variation of the measured stiffness will only yield a small change of the estimated contact location.

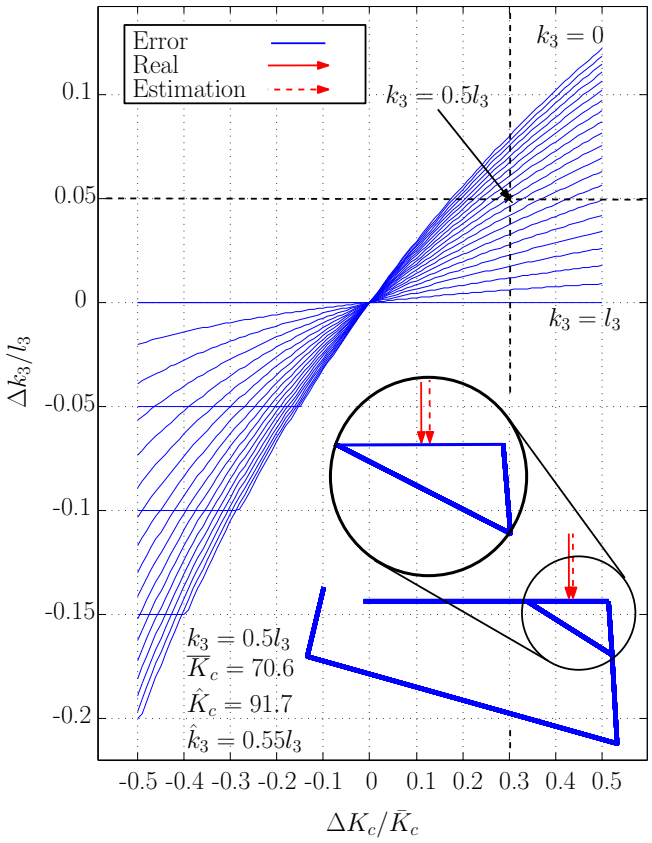


Figure 6.17 Contact Location Relative Error as a Function of the Instantaneous Stiffness Disparity for the Distal Phalanx

For example, with a contact location in the middle of the distal phalanx and an error on the instantaneous stiffness value of 30 %, the contact location is shifted by approximately 5 %

only (cf. dashed lines in Fig. 6.17.) As can be seen, the PTS algorithm can be quite robust to discrepencies in the stiffness measurements when the design of the finger is optimized following the procedure discussed in this paper.

6.4 Contact Localization along the Proximal Phalanx

6.4.1 Addition of a Hidden Phalanx

One of the main limitation of PTS is the impossibility of precisely locating a contact on the proximal phalanx, see (Belzile and Birglen, 2015). Indeed, it is only possible to know that a contact occurred on this phalanx, but not to compute its location. To solve this problem, the solution proposed in this paper is to add a small hidden phalanx inside the palm before the proximal phalanx, as illustrated in Fig. 6.18. By doing so, the first apparent phalanx outside the palm is in reality the second phalanx and contact localization there becomes possible. The instantaneous stiffness after contact is thereby a function of the contact location k_1 on the apparent first phalanx, which was not the case before.

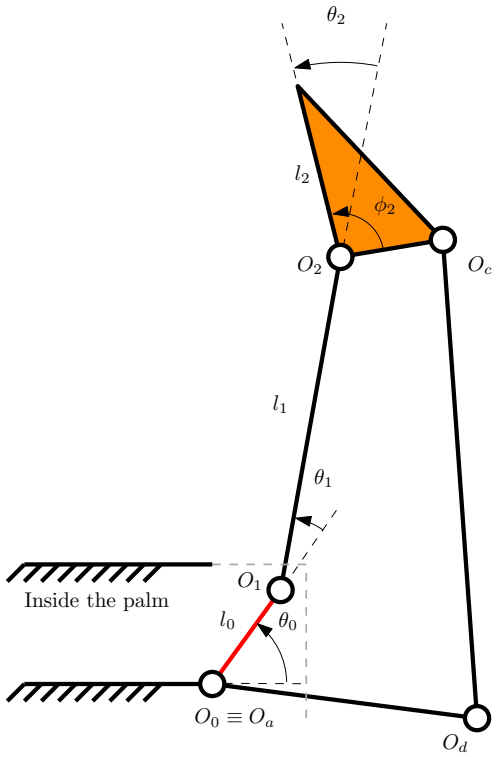


Figure 6.18 Underactuated Finger with an Hidden Proximal Phalanx

This modification can be easily done by adapting a typical underactuated finger. For example, a 2-DOF version of the linkage-driven finger presented earlier in Fig. 6.4 can be transformed

into a 3-DOF finger by dividing the proximal phalanx into two separate phalanges. As discussed earlier, the projections of the intersections of specific lines (cf. Fig. 6.7) within the transmission mechanism are required to coincide in order to have an infinite stiffness. In the case of this particular architecture, this is generally only possible when the new θ_1 (Fig. 6.18) is equal to zero, thus resulting in an instantaneous configuration similar to a 2-DOF finger. For a contact on the intermediate phalanx, it is impossible to satisfy these conditions without a non zero X_3, which is very unlikely since that would prevent the closing of the distal phalanx. However, it is significantly more likely to obtain an infinite stiffness configuration on the distal phalanx, as shown in Fig. 6.7. Therefore, if θ_1 is not exactly equal to zero, there is no infinite stiffness contact configuration possible with this architecture.

Tableau 6.2 Geometric Parameters of the Finger with a Hidden Phalanx

l_0	0.3	l_1	0.7	l_2	0.75
$\overline{O_dO_a}$	0.71	$\overline{O_cO_d}$	1.08	$\overline{O_2O_c}$	0.3227
O_a	(0,0)	ϕ_2	$\pi/2$	θ_0	$\pi/4$
θ_1	0	θ_2	0		

6.4.2 Comparison between a Typical and Hidden Phalanx Fingers

The instantaneous stiffness curves of the 2-DOF linkage-driven finger example (with the parameters in the left column of Table 6.1), its optimized version ($\overline{O_2O_c} = 0.3227$), and its counterpart with a hidden phalanx (the parameters are in Table 6.2) are shown in Fig. 6.19. No compliant element is assumed between the palm and the first phalanx for all fingers. As can be seen, the behavior of the optimal 2-DOF finger and its counterpart with a hidden phalanx (HP) is very similar. The first significant difference is with the second part of what was the original proximal phalanx. Indeed, with the added hidden link, the instantaneous stiffness is variable after the first joint. A second difference comes from the optimization procedure which was applied to optimize the geometry of the transmission mechanism, and makes it possible to increase the range of measured stiffness along the phalanges. It should be noted that the optimal parameters were found before adding the hidden phalanx. The stiffness coefficient K_2 can also be modified to reduce or to increase the value of K_c at the beginning of the distal phalanx since both values are proportional when K_0 (the stiffness coefficient of the compliant element located between the palm and the hidden phalanx) is equal to zero, see (Belzile and Birglen, 2015). Furthermore, because the first interphalanx joint is close to the origin, it does not significantly affect the size of the workspace during

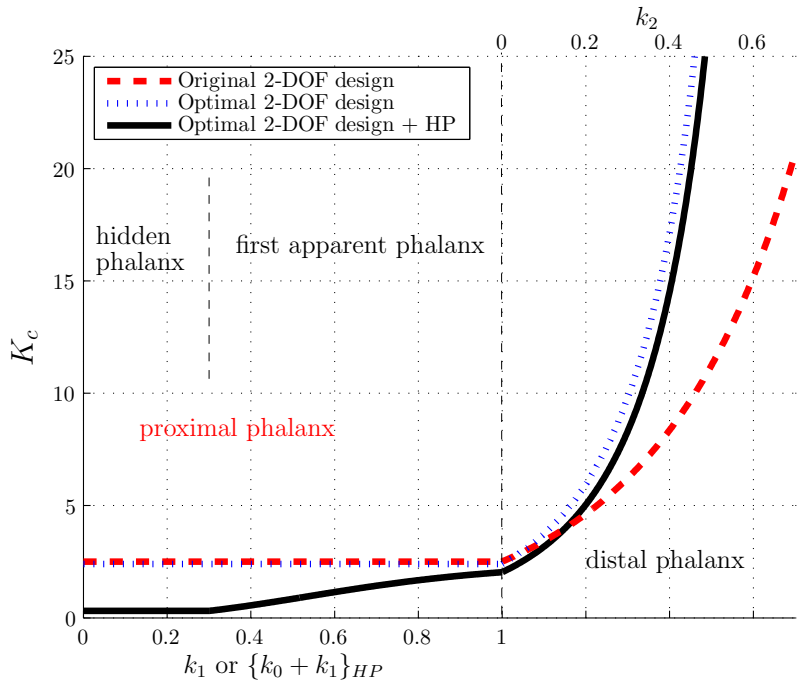


Figure 6.19 Comparison between the original and optimized fingers

the preshaping motion, even with a non-zero K_0. Therefore, with these two steps, an original 2-DOF finger was transformed into a 3-DOF finger optimized for PTS with a first apparent phalanx where contact can be located.

6.5 Conclusion

In this paper, a method to optimize underactuated fingers for proprioceptive tactile sensing was presented. This method is general and can be applied to a wide range of mechanisms. It takes advantage of the fact that the transmission mechanism is completely defined by the transmission factors X_i for most underactuated fingers. Therefore, the geometrical parameters of this mechanical system are optimized with respect to an ideal mechanism that is defined from the location of the equilibrium contact point causing a complete rigidity of the finger. This is done to obtain the highest variation of the measured instantaneous stiffness along the finger to improve the sensitivity of the tactile sensing algorithm. Optimization examples with different transmission types were also presented. Furthermore, a technique to circumvent the impossibility of performing proprioceptive tactile sensing with the proximal phalanx was also introduced.

Appendix : Local Extrema of the Instantaneous Stiffness Function

The local minima and maxima of the instantaneous stiffness, see Eq. (6.15), can be computed by differentiating the latter with respect to the contact location k_i and finding its roots. To simplify the computations, its inverse K_c^{-1} is actually derived since it leads to simplier expressions. From Eq. (6.15), one obtains :

$$\frac{\partial K_c^{-1}}{\partial k_i} = \frac{\partial}{\partial k_i}\left(\boldsymbol{x}^T \boldsymbol{A}^{-1} \boldsymbol{B} \boldsymbol{x}\right). \tag{6.30}$$

Knowing that only $\boldsymbol{J}_i^*$ is a function of k_i, the previous equation can be rewritten as :

$$\frac{\partial K_c^{-1}}{\partial k_i} = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{A}^{-1} \frac{\partial \boldsymbol{B}}{\partial k_i} \boldsymbol{x} - \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{A}^{-1} \frac{\partial \boldsymbol{A}}{\partial k_i} \boldsymbol{A}^{-1} \boldsymbol{B} \boldsymbol{x}. \tag{6.31}$$

Then, the following quadratic form can be obtained :

$$\frac{\partial K_c^{-1}}{\partial k_i} = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{Q} \boldsymbol{x}, \tag{6.32}$$

with

$$\boldsymbol{Q} = \boldsymbol{A}^{-1}\left(\frac{\partial \boldsymbol{B}}{\partial k_i} - \frac{\partial \boldsymbol{A}}{\partial k_i} \boldsymbol{A}^{-1} \boldsymbol{B}\right). \tag{6.33}$$

From this result, it is therefore possible to compute the derivative of K_c :

$$\frac{\partial K_c}{\partial k_i} = -K_c^2 \frac{\partial K_c^{-1}}{\partial k_i}. \tag{6.34}$$

References

S. Backus et A. Dollar, “Robust, inexpensive resonant frequency based contact detection for robotic manipulators”, dans *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Saint Paul, Minnesota, USA, Mai 2012, pp. 1514–1519. DOI : 10.1109/ICRA.2012.6225152

M. Baril, T. Laliberté, C. Gosselin, et F. Routhier, “On the Design of a Mechanically Programmable Underactuated Anthropomorphic Prosthetic Gripper”, *Journal of Mechanical Design*, vol. 135, no. 12, pp. 121 008–121 008, Oct. 2013. DOI : 10.1115/1.4025493. En ligne : http://dx.doi.org/10.1115/1.4025493

V. Begoc, S. Krut, E. Dombre, C. Durand, et F. Pierrot, “Mechanical design of a new pneumatically driven underactuated hand”, dans *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Avr. 2007, pp. 927–933. DOI : 10.1109/ROBOT.2007.363104

G. A. Bekey, R. Tomovic, et I. Zeljkovic, “Control Architecture for the Belgrade/USC Hand”, dans *Dextrous Robot Hands*, S. T. Venkataraman et T. Iberall, éds. Springer New York, 1990, pp. 136–149, dOI : 10.1007/978-1-4613-8974-3_7. En ligne : http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4613-8974-3_7

B. Belzile et L. Birglen, “Stiffness Analysis of Underactuated Fingers and its Application to Proprioceptive Tactile Sensing”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. in press (available online), pp. 1–9, 2016. DOI : 10.1109/TMECH.2016.2589546

——, “A compliant self-adaptive gripper with proprioceptive haptic feedback”, *Autonomous Robots*, vol. 36, no. 1-2, pp. 79–91, 2014. DOI : 10.1007/s10514-013-9360-1. En ligne : http://link.springer.com/article/10.1007/s10514-013-9360-1

——, “Instantaneous-Stiffness Plane Analysis of Underactuated Fingers”, dans *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Boston, MA : ASME, Août 2015.

A. Bicchi, J. Salisbury, et P. Dario, “Augmentation of grasp robustness using intrinsic tactile

sensing", dans *, 1989 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1989. Proceedings*, Mai 1989, pp. 302–307 vol.1. DOI : 10.1109/ROBOT.1989.100005

L. Birglen, "From flapping wings to underactuated fingers and beyond : a broad look to self-adaptive mechanisms", *Mechanical Sciences*, vol. 2, no. 1, pp. 5–10, 2011. En ligne : http://planar-parallel-redundant-manipulator.googlecode.com/svn/trunk/Praca%20magisterska_kopia/ms-1-5-2010.pdf

L. Birglen, T. Laliberté, et C. M. Gosselin, *Underactuated Robotic Hands*. Springer, 2008.

C. Chen, S. Bai, et J. Angeles, "A comprehensive solution of the classic Burmester problem", *CSME Transactions*, pp. 137–154, 2008.

J. D. Crisman, C. Kanojia, et I. Zeid, "Graspar : A flexible, easily controllable robotic hand", *IEEE ROBOTICS & AUTOMATION MAGAZINE*, vol. 3, no. 2, pp. 32–38, Juin 1996. DOI : 10.1109/100.511778

R. S. Dahiya et M. Valle, "Tactile Sensing : Definitions and Classification", dans *Robotic Tactile Sensing*. Springer Netherlands, 2013, pp. 13–17, dOI : 10.1007/978-94-007-0579-1_2. En ligne : http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-007-0579-1_2

S. J. Dempsey, M. Szablewski, et D. Atkinson, "Tactile sensing in human–computer interfaces : The inclusion of pressure sensitivity as a third dimension of user input", *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 232, pp. 229–250, Août 2015. DOI : 10.1016/j.sna.2015.05.025. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424715300212

A. Dollar et R. Howe, "The SDM Hand as a Prosthetic Terminal Device : A Feasibility Study", dans *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007*, Noordwijk, Netherlands, Juin 2007, pp. 978–983. DOI : 10.1109/ICORR.2007.4428542

G. Grioli, M. Catalano, E. Silvestro, S. Tono, et A. Bicchi, "Adaptive synergies : An approach to the design of under-actuated robotic hands", dans *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Oct. 2012, pp. 1251–1256. DOI : 10.1109/IROS.2012.6385881

M. Huber et R. A. Grupen, “2-D Contact Detection and Localization Using Proprioceptive Information”, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, pp. 23–33, 1994.

M. Kaneko et K. Tanie, “Contact point detection for grasping of an unknown object using self-posture changeability (SPC)”, dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Cincinnati, OH, USA, 1990, pp. 864–869.

M. Kaneko, M. Higashimori, R. Takenaka, Akio Namiki, et M. Ishikawa, “The 100 G Capturing Robot - Too Fast to See”, *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, vol. 8, no. 1, pp. 37–44, Mars 2003.

Z. Kappassov, J.-A. Corrales, et V. Perdereau, “Tactile sensing in dexterous robot hands — Review”, *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 74, Part A, pp. 195–220, Déc. 2015. DOI : 10.1016/j.robot.2015.07.015. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889015001621

H. Khakpour et L. Birglen, “Numerical Analysis of the Grasp Configuration of a Planar 3-DOF Linkage-Driven Underactuated Finger”, *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, vol. 8, no. 2, pp. 021 010–021 010, Août 2012. DOI : 10.1115/1.4007359. En ligne : http://dx.doi.org/10.1115/1.4007359

T. Laliberté et C. Gosselin, “Actuation system for highly underactuated gripping mechanism”, US Brevet U.S. Patent No. 6,505,870, 2003. En ligne : http://www.google.com/patents/US6505870

R. R. Ma, L. U. Odhner, et A. M. Dollar, “A modular, open-source 3d printed underactuated hand”, dans *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Mai 2013, pp. 2737–2743. DOI : 10.1109/ICRA.2013.6630954

B. Massa, S. Roccella, M. C. Carrozza, et P. Dario, “Design and development of an underactuated prosthetic hand”, dans *Proceedings of ICRA 2002. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2002.

Y. Mishima et R. Ozawa, “Design of a robotic finger using series gear chain mechanisms”, dans *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sep. 2014, pp. 2898–2903. DOI : 10.1109/IROS.2014.6942961

R. Ozawa, H. Kobayashi, et K. Hashirii, “Analysis, Classification, and Design of Tendon-Driven Mechanisms”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 2, pp. 396–410, 2014.

H. Stuart, S. Wang, B. Gardineer, D. Christensen, D. Aukes, et M. Cutkosky, “A compliant underactuated hand with suction flow for underwater mobile manipulation”, dans *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Mai 2014, pp. 6691–6697. DOI : 10.1109/ICRA.2014.6907847

D.-p. Yang, J.-d. Zhao, Y.-k. Gu, X.-q. Wang, N. Li, L. Jiang, H. Liu, H. Huang, et D.-w. Zhao, “An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals”, *Journal of Bionic Engineering*, vol. 6, no. 3, pp. 255–263, Sep. 2009. DOI : 10.1016/S1672-6529(08)60119-5. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1672652908601195

CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

7.0.1 Fermeture géométrique

Il peut être aisément constaté dans les chapitres précédents que les équations de fermeture géométrique du mécanisme de transmission sont nécessaires à l'algorithme de mesure tactile. En effet, elles sont nécessaires pour déterminer la configuration géométrique en tout temps. Théoriquement, à partir du vecteur $\mathbf{x}$ (qui définit la cinématique du mécanisme de transmission, voir l'équation (6.3)), il est possible d'obtenir les équations voulues. L'équation suivante relie tous les angles indépendants du mécanisme :

$$\Delta\theta_a = \int \mathbf{x}^T(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_0)dt, \tag{7.1}$$

où les vecteurs $\boldsymbol{\theta}$ et $\boldsymbol{\theta}_0$ sont respectivement composés des angles aux liaisons interphalangiennes durant la séquence de fermeture et au repos.

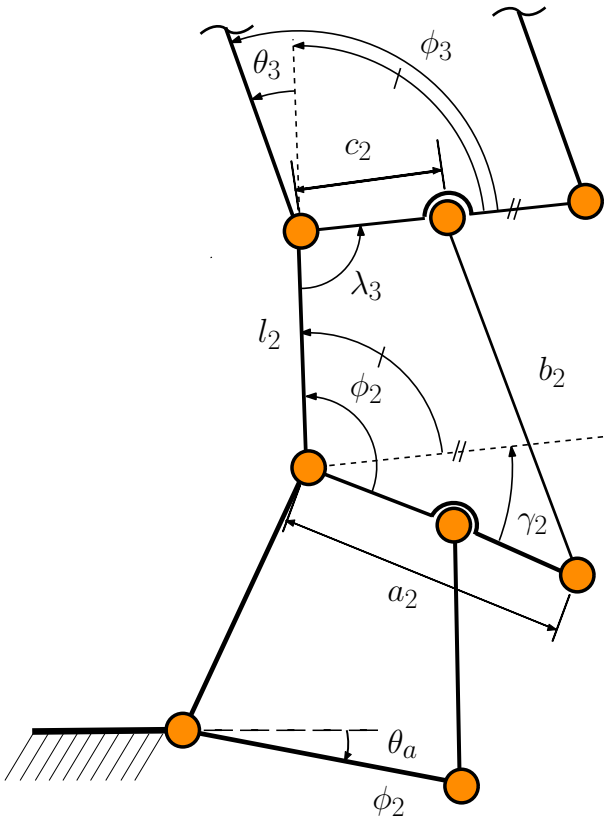


Figure 7.1 Géométrie d'un doigt sous-actionné constitué de mécanismes à quatre barres successifs

Dans le cas d'un mécanisme à membrures (e.g. figure 7.1), cette équation est généralement complexe et difficile à résoudre compte tenu du fait que les composantes de $\mathbf{x}$ dépendent de la configuration géométrique du doigt. Par contre, il est possible de contourner ce problème en utilisant une substitution de Weierstrass. En effet, il devient possible d'obtenir une expression explicite donnant λ_{k+1} en fonction de ϕ_k pour tous les mécanismes à quatre barres composant le système de transmission du doigt. Cette équation est très similaire à celle de *Freudenstein* présentée dans (Bai and Angeles, 2008; Freudenstein, 2010). Donc, pour chaque mécanisme à quatre barres, on a premièrement les quatre vecteurs suivants (illustrés à la figure 7.2) :

$$\boldsymbol{r}_1 = \overrightarrow{O_a O_d} = l_i \begin{bmatrix} \cos\lambda_{i+1} \\ \sin\lambda_{i+1} \end{bmatrix},\ \boldsymbol{r}_2 = \overrightarrow{O_d O_c} = a_i \begin{bmatrix} \cos\gamma_i \\ \sin\gamma_i \end{bmatrix}, \tag{7.2}$$

$$\boldsymbol{r}_3 = \overrightarrow{O_a O_b} = c_i \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix},\ \boldsymbol{r}_4 = \overrightarrow{O_b O_c} = b_i \begin{bmatrix} \cos\psi_i \\ \sin\psi_i \end{bmatrix}. \tag{7.3}$$

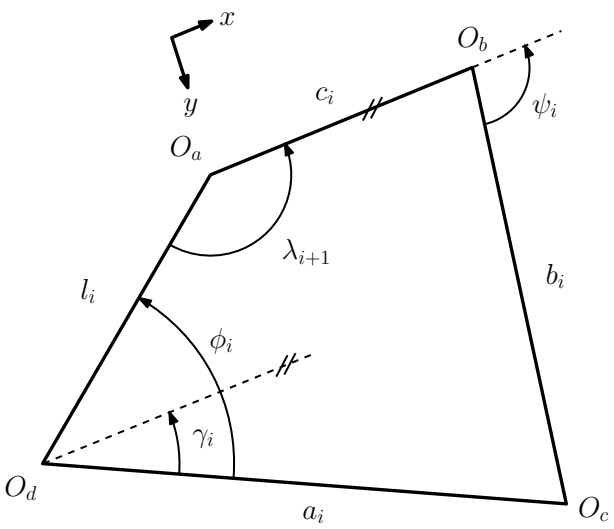


Figure 7.2 Géométrie d'un mécanisme à quatre barres

On peut donc relier ces vecteurs par la relation géométrique suivante :

$$\boldsymbol{r}_1 + \boldsymbol{r}_2 = \boldsymbol{r}_3 + \boldsymbol{r}_4. \tag{7.4}$$

En isolant $\boldsymbol{r}_4$ et en calculant sa norme, on obtient :

$$||\boldsymbol{r}_4|| = ||\boldsymbol{r}_1 + \boldsymbol{r}_2 - \boldsymbol{r}_3||. \tag{7.5}$$

En explicitant ces vecteurs à l'aide des équations (7.2) et (7.3), l'expression suivante est obtenue :

$$\zeta_1 - \zeta_2 \cos\gamma_i - \zeta_3 \cos\lambda_{i+1} + \cos(\gamma_i - \lambda_{i+1}) = 0, \tag{7.6}$$

où

$$\zeta_1 = \frac{l_i^2 + c_i^2 + a_i^2 - b_i^2}{2a_i c_i},\ \zeta_2 = \frac{c_i}{l_i},\ \zeta_3 = \frac{c_i}{a_i}. \tag{7.7}$$

En manipulant les variables, on peut réécrire l'équation (7.6) :

$$A_i \cos\gamma_i + B_i \sin\gamma_i + C_i = 0, \tag{7.8}$$

où

$$A_i = \cos\lambda_{i+1} - \zeta_2,\ B_i = \sin\lambda_{i+1},\ C_i = \zeta_1 - \zeta_3 \cos\lambda_{i+1}. \tag{7.9}$$

En définissant la variable suivante, $T_i = \tan(\gamma_i/2)$, une forme quadratique est obtenue :

$$D_i(\lambda_i)T^2 + E_i(\lambda_i)T + F_i(\lambda_i) = 0, \tag{7.10}$$

où

$$D_i = C_i - A_i,\ E_i = 2B_i,\ F_i = A_i + C_i. \tag{7.11}$$

En calculant la tangente inverse des racines de l'équation (7.10), on peut obtenir une expression de γ_i en fonction de λ_{i+1}. Sachant que

$$\lambda_i = \pi + \theta_i - \phi_i \tag{7.12}$$

et

$$\phi_i = \gamma_i + \phi_{i+1} - \theta_{i+1}, \tag{7.13}$$

une expression récursive $\phi_i = g_i(\lambda_{i+1})$ est obtenue.

À titre d'exemple, pour un doigt à trois DDL, l'expression de θ_a peut être obtenue de la façon suivante. D'abord, les variables θ_1, θ_2 et θ_3 sont bien entendu connues, tout comme l'angle ϕ_3 qui est par définition constant. L'angle λ_3 est donc également connu à l'aide de l'équation (7.12). L'équation permettant de calculer θ_a est donc :

$$\theta_a = \theta_1 - g_1(\pi + \theta_2 - g_2(\pi + \theta_3 - \phi_3)). \tag{7.14}$$

7.1 Plan de raideur instantanée et sa correspondance dans l'espace atteignable

À partir de l'équation de la raideur instantanée d'un doigt sous-actionné, il est possible d'obtenir un plan des solutions à l'algorithme de détection tactile. Ainsi, pour toute valeur du couple d'actionnement lors de la séquence de fermeture, ce plan illustre quels types de contact sont possibles. D'un rapide coup d'œil, on peut juger des performances d'une transmission ou d'une géométrie quelconque. La présente section portera donc sur le développement de cet outil en intégrant également la possibilité que les actionneurs passifs ne soient pas situés aux articulations interphalangiennes. Ces travaux ont été présentés lors des *International Design and Engineering Technical Conferences* en 2015 (Belzile and Birglen, 2015).

7.1.1 Analyse

Comme il a été mentionné précédemment, chaque élément du vecteur $\boldsymbol{\tau}$ représentent l'effet total des couples passifs et actifs du mécanisme de transmission, et ce, au niveau des articulations interphalangiennes. Si ces couples ne sont pas localisés au liaisons interphalangiennes ou à l'actionneur, une matrice de transformation $\mathbf{P}$ peut être utilisé et intégrée à l'équation (5.5) :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{P}^T \boldsymbol{\tau}_a + \mathbf{x} T_a, \tag{7.15}$$

où T_a est le couple d'actionnement à l'unique actionneur et $\mathbf{x}$ est le vecteur des facteurs de transmission. La matrice $\mathbf{P}$ lie les vitesses aux liaisons actionnées passivement, à celles aux articulations interphalangiennes. Ainsi, si on a :

$$\dot{\boldsymbol{\theta}}_a = \mathbf{P}\dot{\boldsymbol{\theta}}, \tag{7.16}$$

où $\dot{\boldsymbol{\theta}}_a \in \Re^n$ est la vitesse angulaire aux articulations où des éléments compliants sont situés. Il faut toutefois noter que dans l'éventualité qu'il y ait plus d'éléments passifs que de degrés de liberté (n), la matrice $\mathbf{P}^T$ devra être remplacée par une matrice $\mathbf{P}^*$. Le vecteur $\boldsymbol{\tau}$ peut être écrit à partir des coefficients de raideur des éléments compliants localisés dans le mécanisme de transmission :

$$\boldsymbol{\tau} = -\mathbf{P}^T\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a + \mathbf{x}T_a, \tag{7.17}$$

où la matrice diagonale de raideur $\mathbf{K}$ est définie de la même manière que précédemment. Puisque le matrice de transformation $\mathbf{P}$ est un nouvel élément de l'analyse par rapport au modèle précédemment utilisé dans cette thèse, l'expression de la raideur instantanée mesurée à l'actionneur, autrement dit K_c, est légèrement différente. D'abord, en utilisant les matrices jacobiennes réduites, l'équation suivante, utilisée dans les précédents chapitres, reste la même :

$$\frac{d\mathbf{J}_i^*}{dT_a}\boldsymbol{\tau} + \mathbf{J}_i^*\frac{d\boldsymbol{\tau}}{dT_a} = \mathbf{0}. \tag{7.18}$$

En simplifiant et en dérivant l'équation (7.17), on obtient :

$$\mathbf{J}_i^*\left(\frac{d\mathbf{x}}{dT_a}T_a - \frac{d\mathbf{P}^T}{dT_a}\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a - \mathbf{P}^T\mathbf{K}\frac{d\boldsymbol{\theta}_a}{dT_a} + \mathbf{x}\right) = \mathbf{0}. \tag{7.19}$$

Le premier terme entre parenthèses peut être réécrit de la manière suivante :

$$\frac{d\mathbf{x}}{dT_a}T_a = \frac{\partial\mathbf{x}}{\partial\boldsymbol{\theta}}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a}T_a = \mathbf{G}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a}. \tag{7.20}$$

où $\mathbf{G}$ est le produit du couple d'actionnement et de la jacobienne mathématique de $\mathbf{x}$ selon $\boldsymbol{\theta}$, telle que définie précédemment (cf. équation (6.17)). Le second terme peut également être manipulé pour faire apparaître le terme $d\boldsymbol{\theta}/dT_a$. En premier temps, il peut être réécrit dans la forme suivante :

$$\frac{d\mathbf{P}^T}{dT_a}\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a = \sum_{j=1}^{n}\left(\mathbf{P}_i'^T\frac{\theta_j}{T_a}\right)\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a, \tag{7.21}$$

où les matrices $\mathbf{P}_i'^T$ sont obtenues en dérivant $\mathbf{P}^T$ selon θ_i. En second lieu, avec quelques simplifications supplémentaires, cette expression finale peut être obtenue :

$$\frac{d\mathbf{P}^T}{dT_a}\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a = \mathbf{W}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a} = \begin{bmatrix}\mathbf{P}_1'^T\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a & \mathbf{P}_2'^T\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a & \dots & \mathbf{P}_n'^T\mathbf{K}\Delta\boldsymbol{\theta}_a\end{bmatrix}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a}. \tag{7.22}$$

Finalement, le troisième terme de l'équation (7.19) peut être réécrit de la manière suivante :

$$\mathbf{P}^T\mathbf{K}\frac{d\boldsymbol{\theta}_a}{dT_a} = \mathbf{P}^T\mathbf{K}\mathbf{P}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a}. \tag{7.23}$$

De plus, on a toujours :

$$\frac{d\theta_a}{dT_a} = \mathbf{x}^T\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a} = \frac{1}{K_c}. \tag{7.24}$$

Pour avoir un système pleinement déterminé, l'équation de fermeture du contact doit être également ajoutée (cf. équation (6.12)), c'est-à-dire :

$$\boldsymbol{\Gamma}_i^T\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dT_a} = 0. \tag{7.25}$$

En combinant les équations (7.19), (7.24) et (7.25), on obtient :

$$K_c^{-1} = \mathbf{x}^T\begin{bmatrix}\mathbf{J}_i^*(\mathbf{P}^T\mathbf{K}\mathbf{P} - \mathbf{G} - \mathbf{W}) \\ \boldsymbol{\Gamma}_i^T\end{bmatrix}^{-1}\begin{bmatrix}\mathbf{J}_i^* \\ \mathbf{0}^T\end{bmatrix}\mathbf{x}. \tag{7.26}$$

Si les éléments passifs se situent directement aux liaisons interphalangiennes, la matrice $\mathbf{P}$ est égale à la matrice identité et la matrice $\mathbf{W}$ à la matrice nulle, soit le modèle présenté précédemment.

7.1.2 Résultats et discussion

Tableau 7.1 Paramètres géométriques de doigts sous-actionnés typiques

2 DDL membrures A		2 DDL membrures B		3 DDL tendon C	
L_1	1	L_1	1	L_1	1
L_2	1	L_2	0.75	L_2	0.75
a_1	1	a_1	0.50	L_3	0.50
b_1	1	b_1	1	r_1	0.10
c_1	1/3	c_1	1/3	r_2	0.08
ϕ_2	$\pi/2$	ϕ_2	$\pi/2$	r_3	0.06
$\theta_{i,0}$	$\pi/4$	$\theta_{i,0}$	$\pi/4$	r_4	0.04
				$\theta_{i,0}$	$\pi/6$

En utilisant l'équation (7.26), il est possible d'établir le plan de raideur instantanée pour la totalité de l'espace atteignable du doigt. Pour un doigt à deux DDL, un exemple est illustré à la figure 7.3 (doigt à membrures B, cf. tableau 7.1). Les différentes courbes sur

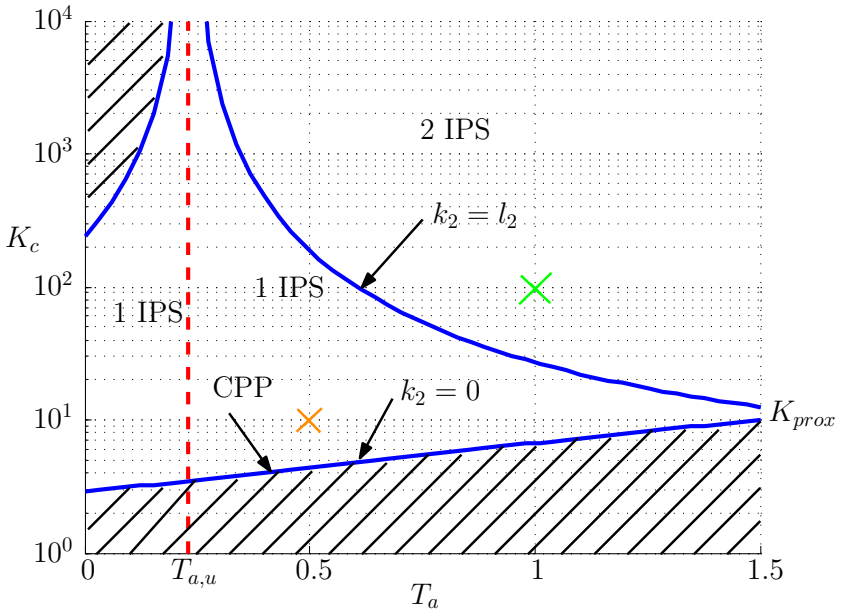


Figure 7.3 Plan de raideur instantanée du doigt B

cette figure correspondent à certains points de contact distincts, c'est-à-dire à des valeurs de k_i particulièrement significatives telles que les extrémités des phalanges et les endroits où K_c atteint un optimum. Les acronymes IPS et DPS signifient respectivement *intermediate phalanx solution* and *distal phalanx solution*. Ainsi, un endroit sur la figure où est écrit *2 IPS* signifie que deux solutions sont possibles pour cette raideur instantanée sur la phalange intermédiaire. De plus, puisque tous les contact sur la phalange proximale sont équivalents du point de vue de l'actionneur, la courbe CPP signifie que toutes les solutions (points) sur la phalange proximale existent le long de cette courbe.

L'exemple de la figure 7.3 est justement l'illustration d'une géométrie peu performante, puisque après le couple d'actionnement $T_{a,u}$ soit atteint ($T_{a,u} = 0.23$ avec les paramètres donnés précédemment, ce qui correspond à l'instant où $e_2 = l_2$), peu importe la valeur de T_a, il y a un endroit ($k_2 = e_2$) sur la phalange distale où un contacte résulte en une raideur infinie. L'adaptation à la forme de l'objet saisi devient donc impossible dans cette configuration. Ainsi, au-dessus de la courbe CCP, toutes les valeurs de raideur K_c existent pour des contacts le long de la seconde phalange. De $k_2 = 0$ à $k_2 = e_2$, K_c augmente vers l'infini. Ensuite, pour $k_2 > e_2$, K_c diminue pour atteindre la courbe illustrée au-dessus de CCP qui représente des contacts à la fin de la phalange distale. Pour $k_2 > e_2$, θ_2 diminue avec l'augmentation du couple d'actionnement, entraînant incidemment une possible éjection de l'objet à saisir. La valeur de la raideur de la courbe CCP, K_{prox}, peut être calculé avec l'équation (7.27). Avec des mécanismes de transmission où les facteurs X_i sont constants, la valeur de K_{prox} est

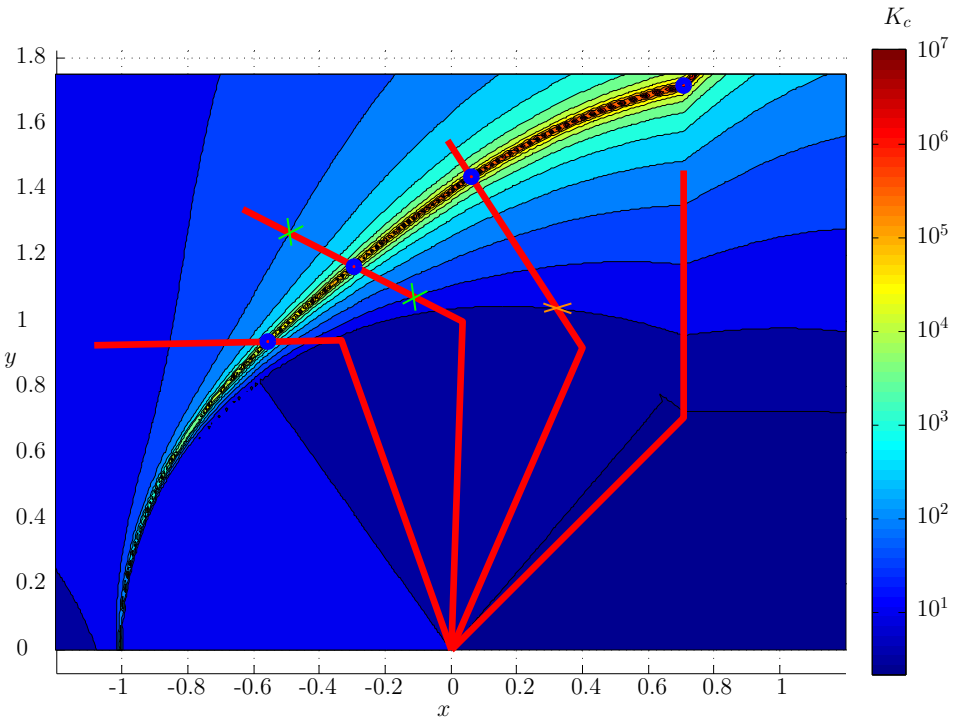


Figure 7.4 Représentation de la raideur instantanée pour l'espace atteigneble du doigt B

également constante. La formule pour calculer la raideur instantanée pour des contacts sur la phalange proximale est (i.e. la courbe CPP) :

$$K_{prox,2} = -(X_1^2(g_{22} - K_2))/X_2^2, \tag{7.27}$$

où g_{ij} sont les éléments de la matrice $\mathbf{G}$. Avec les mêmes équations, il est également possible de déterminer la raideur instantanée pour tous les points de contact le long de la séquence de fermeture. Pour le doigt à 2 DDL dont les paramètres ont été donnés précédemment, la carte des raideurs instantanées est illustrée à la figure 7.4. La zone avec la plus grande raideur correspond à un contact distal à e_2 pour toutes les configurations du doigt. À titre indicatif, trois situations de contact différentes sont illustrées sur les figures 7.3 et 7.4. La raideur instantanée marquée à $T_a = 0.5$ se situe dans la zone "1 IPS" et correspond donc à un seul k_2 (croix orange). Par contre, la raideur instantanée marquée à $T_a = 1$ se situe dans la zone "2 IPS", ce qui correspond donc à deux contacts possibles de chaque côté de e_2 (croix vertes).

Un second exemple est illustré à la figure 7.5, dans ce cas pour un doigt à 3 DDL à tendons (architecture du *Soft-gripper* Hirose and Umetani (1978)). Les paramètres utilisés pour obtenir des résultats numériques se retrouvent dans le tableau 6.1. Comme on peut le voir sur la

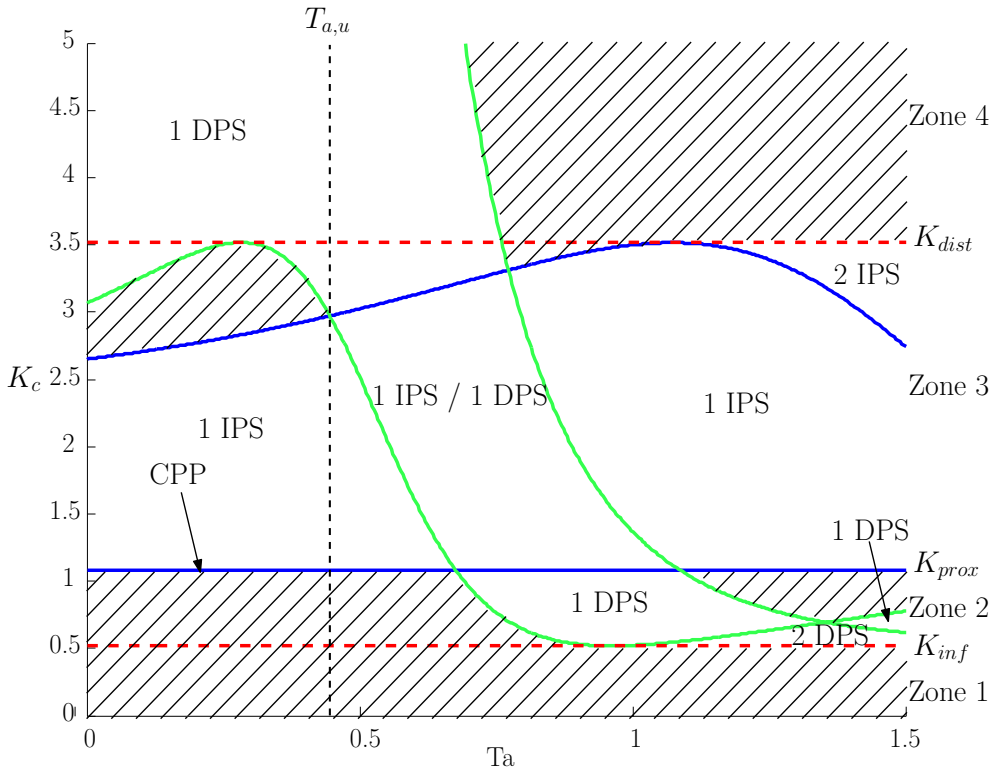


Figure 7.5 Plan de raideur instantanée du doigt C. Les différentes zones sont séparées par les lignes horizontales

figure 7.5, quatre zones peuvent être définies et séparées par des lignes horizontales (pleines ou en pointillés). Dans la zone 1, aucune solution n'existe, c'est-à-dire que ces valeurs de raideurs instantanées ne sont théoriquement pas atteignables par le doigt pour aucun contact. Dans la zone 2, les seuls contacts possibles se situent sur la phalange distale, et ce, avec des raideurs instantanées très basses. À l'intérieur de la zone 3, des contacts sur n'importe quelle phalange peuvent être mesurés. Finalement, dans la zone 4, exclusivement des contacts sur la phalange distale sont possibles, mais ici avec des raideurs élevées. Les limites entre les zones, c'est-à-dire K_{dist}, K_{prox} et K_{inf}, peuvent également être calculées. D'abord, K_{dist} s'obtient en dérivant l'équation (7.26) en fonction de k_i pour des contacts sur la phalange intermédiaire. Il peut être démontré que β_2 est égale à $1/X_2$ lorsque K_c atteint son maximum. De ce constat, il est possible de calculer la valeur maximale de K_c pour des contacts sur la phalange intermédiaire. Si $\mathbf{G}$ est égale à la matrice nulle, $K_{dist,3}$ peut être calculée à l'aide de l'expression suivante :

$$K_{dist,3} = K_3 \left(X_1/X_3\right)^2 . \tag{7.28}$$

Pour calculer $K_{prox,3}$, cela peut se faire avec l'équation (7.26) et les paramètres pour un contact sur la phalange proximale (toujours avec $\mathbf{G} = \mathbf{0}$ pour un mécanisme à tendons par exemple) :

$$K_{prox,3} = \frac{X_1^2}{X_2^2/K_2 + X_3^2/K_3 + 1}. \tag{7.29}$$

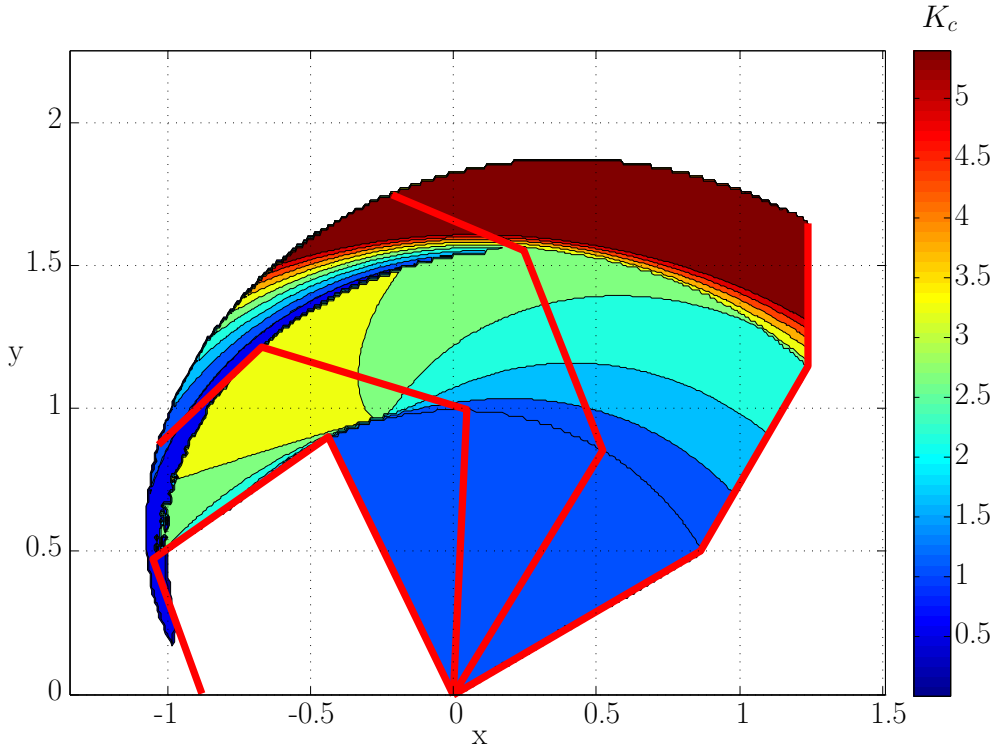


Figure 7.6 Représentation de la raideur instantanée dans l'espace atteignable du doigt C

Un des éléments les plus importants à voir sur la figure 7.5 est la séparation à $T_{a,u}$. Avant cette ligne (qui correspond à un certain point lors de la séquence de fermeture), pour chaque k_i, il y a une unique raideur K_c et vice versa. Toutefois, après ce point, une valeur de K_c peut être valide pour différents k_i. Ainsi, au moins un capteur additionnel est nécessaire pour différentier ces contacts.

Pour calculer $T_{a,u}$, la valeur de T_a doit être obtenue de l'équation suivante :

$$K_c|_{i=2}^{k_i=l_i} = K_c|_{i=3}^{k_i=0}. \tag{7.30}$$

Finalement, $T_{a,f}$ est défini comme le couple d'actionnement atteint lorsque α_3 atteint la

fin de sa course, ce qui correspond à la fin de la séquence de fermeture et qui est choisi arbitrairement. La carte de raideur instantanée pour ce doigt à tendons de 3 DDL est illustrée à la figure 7.6.

7.2 Mécanismes à tendon double

La méthode présentée précédemment, qui combine les signaux de capteurs non tactiles, s'applique à une très grande gamme de mécanismes de transmission de doigts sous-actionnés. Toutefois, dans le cas de système où l'actionnement passif servant à rouvrir le doigt n'est pas induit par des éléments ponctuels se trouvant au niveau des articulations, l'algorithme du capteur tactile proprioceptif ne peut être utilisé directement. Toutefois, comme c'est le cas avec les mécanismes à double tendon, notamment celui illustré à la figure 7.7, il y a tout de même des variations de raideur qui peuvent être mesurées à l'actionneur. En effet, il peut être observé expérimentalement qu'à la suite d'un contact, une augmentation bien définie du couple d'actionnement est nécessaire pour poursuivre la séquence de fermeture. En modifiant le modèle mathématique présenté précédemment, il est possible d'établir une expression reliant ladite augmentation du couple d'actionnement à la localisation du point de contact. Cette méthode proprioceptive de détection tactile a été présenté dans le cadre d'un article présenté à *IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2014 (Belzile and Birglen, 2014) et sont synthétisés dans la présente section. Pour illustrer les résultats, les paramètres géométriques du tableau 7.2 sont utilisés.

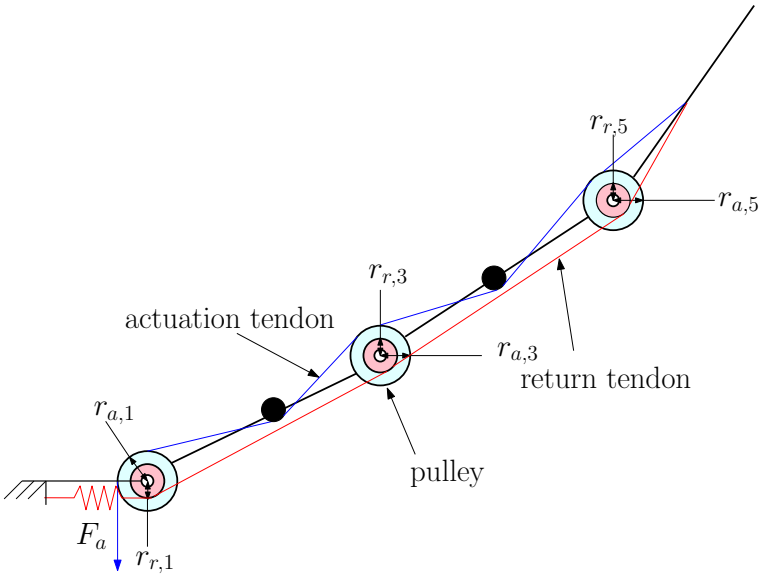


Figure 7.7 Architecture à tendon double

Tableau 7.2 Paramètres géométriques d'un doigt à double tendon à trois degrés de liberté

l_1	45	$r_{r,1}$	2.95
l_2	25	$r_{r,3}$	2.75
l_3	20	$r_{r,5}$	2.00
$r_{a,1}$	6.00	$\theta_{1,0}$	0
$r_{a,3}$	2.75	$\theta_{2,0}$	0
$r_{a,5}$	1.50	$\theta_{3,0}$	0
K_r	10	θ_0	0.1

7.2.1 Analyse cinémato-statique

Pour effectuer l'analyse cinémato-statique, l'énergie cinétique est considérée négligeable par rapport à l'énergie potentielle contenue dans le ressort du tendon de retour. Comme pour les chapitres précédents, la gravité est négligée, les forces de contact sont ponctuelles et l'objet à saisir est immobile. Le vecteur de vitesses angulaires du doigt est utilisé, c'est-à-dire :

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 & \dot{\theta}_2 & \dots & \dot{\theta}_n \end{bmatrix}^T. \tag{7.31}$$

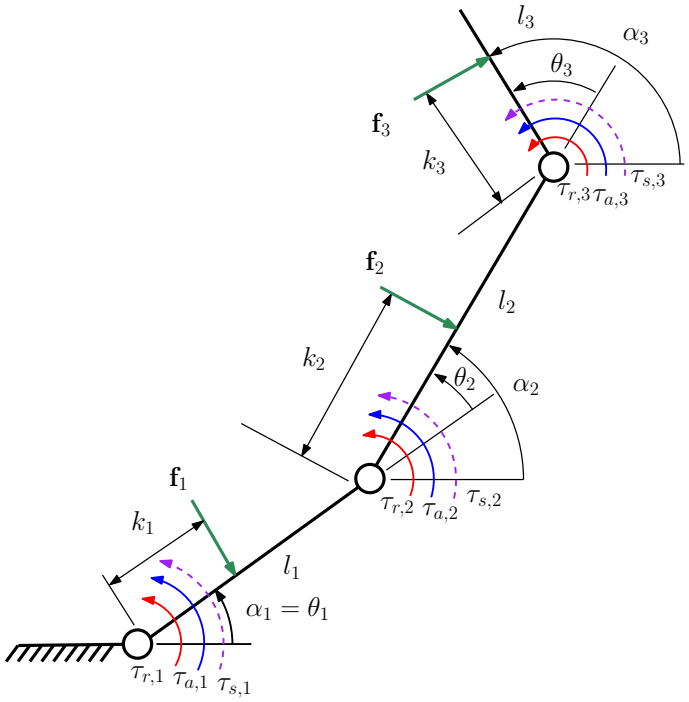


Figure 7.8 Modèle équivalent du doigt à double tendon

De façon similaire aux chapitres précédents, les forces de contact appliquées par ce doigt

sous-actionné à double tendon peuvent être calculées par l'équation suivante :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T}\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^{-T}(\boldsymbol{\tau}_a + \boldsymbol{\tau}_r + \boldsymbol{\tau}_s), \tag{7.32}$$

où $\mathbf{f} = [f_1 \dots f_n]^T$ représente les amplitudes des forces de contact orthogonales, $\mathbf{J}$ est la matrice Jacobienne telle que présentée précédemment et $\boldsymbol{\tau}_a$, $\boldsymbol{\tau}_r$, ainsi que $\boldsymbol{\tau}_s$ sont les couples aux articulations interphalangiennes causées respectivement par le tendon d'actionnement, le tendon d'ouverture (illustrés à la figure 7.8) et les limites mécaniques (si elles sont atteintes). Les vecteurs $\boldsymbol{\tau}_a$ et $\boldsymbol{\tau}_r$ sont définis par les expressions suivantes :

$$\boldsymbol{\tau}_a = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -X_{a,2} & 1 & 0 \\ -X_{a,3} & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_a \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \left[\begin{array}{c:cc} \mathbf{x_a} & \mathbf{0}^T \\ & \mathbf{I} \end{array}\right] \begin{bmatrix} T_a \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \tag{7.33}$$

$$\boldsymbol{\tau}_r = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -X_{r,2} & 1 & 0 \\ -X_{r,3} & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_r \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \left[\begin{array}{c:cc} \mathbf{x_r} & \mathbf{0}^T \\ & \mathbf{I} \end{array}\right] \begin{bmatrix} T_r \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \tag{7.34}$$

où T_a est le couple produit par l'actionneur, T_r est le couple équivalent du tendon d'ouverture, $\mathbf{I}$ est la matrice d'identité 2×2 et $\mathbf{0}$ est le vecteur nul. Il est à noter que la force d'actionnement F_a est égale à $T_a/r_{a,1}$. De la même manière, le couple d'ouverture T_r est égale à $r_{r,1}F_r$, où F_r est la tension de le tendon. Les facteurs de transmission X_i (où i peut être remplacée par a ou r pour actionnement et retour respectivement) dépendent du rayon des poulies. Ils peuvent être exprimés de la manière suivante :

$$X_{i,2} = \frac{r_{i,3}}{r_{i,1}}, X_{i,3} = \frac{r_{i,5}}{r_{i,1}}. \tag{7.35}$$

D'autre part, le couple d'ouverture généré par le tendon de retour peut être calculé par l'expression suivante :

$$T_r = -K_r \left(\theta_{a,0} + \mathbf{x}_r^T(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_0)\right), \tag{7.36}$$

où K_r est la raideur équivalente du tendon (telle que perçue à la poulie rattachée à la paume) et $\theta_{a,0} = y_0/r_{r,1}$, y_0 étant la différence entre la longueur du tendon après que la précontrainte soit appliquée et au repos. Une précontrainte doit en effet être appliquée pour s'assurer que le doigt soit pleinement ouvert initialement.

7.2.2 Avant le contact initial

Tout comme avec le doigt sous-actionné conventionnel avec des éléments compliants, le mouvement de fermeture précontact peut être obtenu en calculant les termes $\tau_{m,k} = (\tau_{a,k} + \tau_{r,k})$ pour chacune des liaisons interphalangiennes, la variable $\tau_{m,k}$ étant la raideur total à la k^{th} articulation, en excluant l'effet des limites mécaniques. Ces couples totaux sont calculés pour justement déterminer si une articulation a atteint sa limite mécanique. Ainsi, si la valeur obtenue est négative, cela signifie qu'il y a bien un contact avec la limite mécanique de la liaison associée. La première articulation qui se met en rotation est celle dont le couple total devient en premier positif au fur à mesure que le couple d'actionnement est augmenté. Cela signifie donc que le doigt ne se met pas en mouvement initialement lorsque le couple d'actionnement T_a croît. Cette liaison va par la suite atteindre sa seconde limite mécanique si aucun contact n'a lieu entre-temps. Ensuite, alors que le couple d'entrée augmentera à nouveau, le couple d'ouverture à une autre liaison interphalangienne sera vaincu et la phalange qui lui succède se met à son tour en rotation. Ce processus se déroulera à nouveau pour la dernière phalange.

Pour s'assurer que la phalange proximale soit la première qui se met à tourner, une précontrainte est nécessaire au niveau du tendon d'ouverture et les diamètres des poulies doivent être choisis en conséquence. Après que la première phalange ait atteint sa butée mécanique, la seconde se referme suivie de la dernière. La séquence de fermeture complète est illustrée aux figures 7.9 et 7.10. Le fait que les butées mécaniques se retrouvent à un angle égal à $\pi/2$ n'est qu'un choix arbitraire.

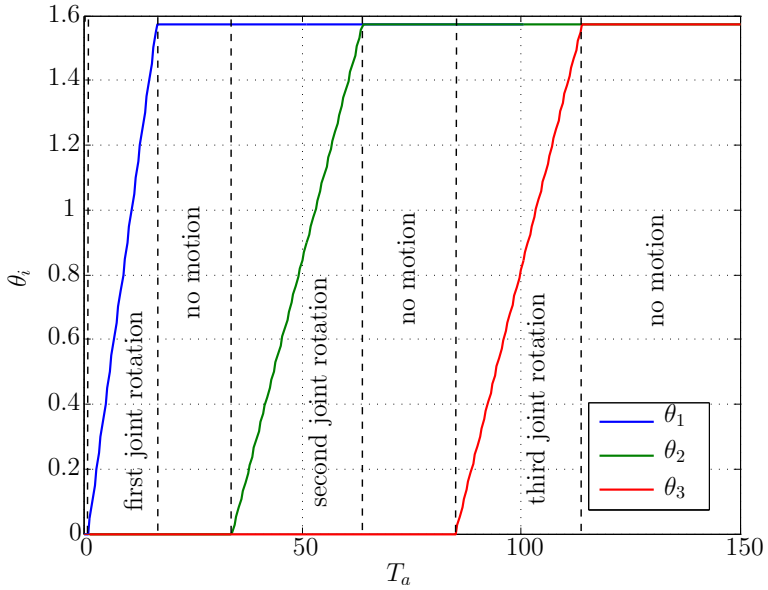


Figure 7.9 Angles des articulations durant le mouvement pré-contact

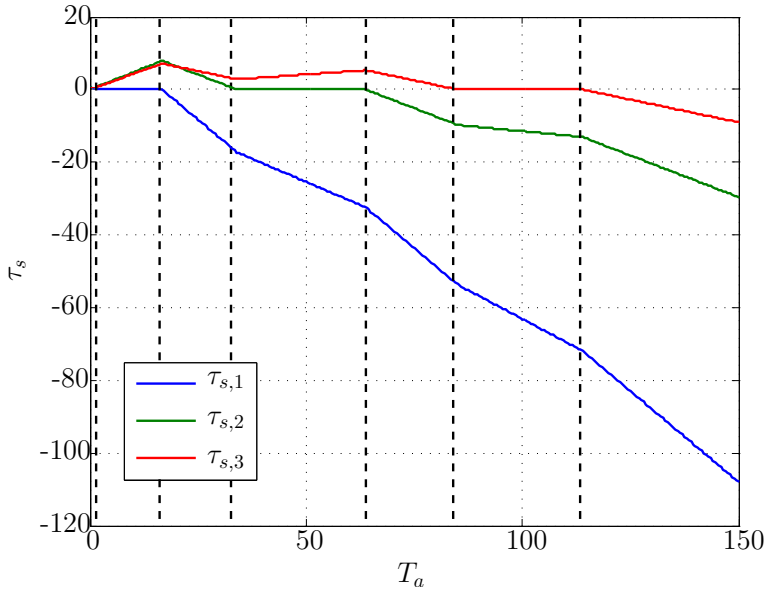


Figure 7.10 Couples générés par les butées mécaniques

Puisque une seule liaison interphalangienne est en rotation en tout temps avant qu'un contact ait lieu, la séquence de fermeture précontact peut être séparée en un nombre de phases égal au nombre de phalanges, donc trois pour un doigt à trois DDL. Premièrement, le doigt au complet tourne autour de la liaison rotoïde à la base (phase initiale). Par la suite, lorsque la première limite mécanique sera atteinte par la première phalange, les deux phalanges suivantes se mettent éventuellement à tourner autour de la seconde articulation (phase intermédiaire). Finalement, lorsque la phalange intermédiaire aura à son tour atteint sa limite mécanique, la phalange distale débutera sa rotation (phase finale). Un contact avec un objet peut avoir lieu lors d'une de ces trois phases. Il se doit donc de considérer la raideur telle que perçue par l'actionneur lors de chacune d'entre elles.

7.2.3 Contact initial

De la même manière qu'avec l'algorithme présenté pour les doigts sous-actionnés avec des éléments compliants ponctuels, toutes les composantes du vecteur des forces de contact $\mathbf{f}$ sauf une doivent être égales à zéro. Ainsi, les matrices jacobiennes réduites $\mathbf{J}_i^*$ présentées précédemment doivent être utilisées pour pouvoir continuer l'analyse. L'équation suivante est ainsi obtenue :

$$\mathbf{J}_k^*(\mathbf{x}_a T_{a,i} + \mathbf{x}_r T_{r,i} + \boldsymbol{\tau}_{s,i}) = \mathbf{0}. \tag{7.37}$$

Cette dernière équation peut être réécrire en remplaçant le couple d'actionnement par celui lors du contact ($T_{a,c}$) additionné à une augmentation nécessaire pour que le doigt se remette à se déformer (ΔT_a), c'est-à-dire :

$$\boldsymbol{J}_i^*(\boldsymbol{x}_a(T_{a,c} + \Delta T_a) + \boldsymbol{x}_r T_{r_c} + \boldsymbol{\tau}_s) = \mathbf{0}, \tag{7.38}$$

où ΔT_a est l'augmentation du couple appliqué entre le moment où le doigt entre en contact avec un objet et celui où il se remet à bouger. Comme mentionné précédemment, les vecteurs $\boldsymbol{x}_a$ et $\boldsymbol{x}_r$ représentent les facteurs de transmission des tendons d'actionnement (actif) et d'ouverture (passif). Les variables $\boldsymbol{\tau}_s$ et $T_{r,c}$ sont respectivement les couples générés par les limites mécaniques aux articulations et le couple causé par le ressort à l'extrémité du tendon d'ouverture.

Puisque la configuration géométrique du doigt n'a pas changé entre le moment où le contact a lieu et l'instant où ΔT_a est appliqué, il est possible de simplifier la dernière équation est soustrayant l'équation (7.37) :

$$\mathbf{J}_k^*(\mathbf{x}_a \Delta T_a + \boldsymbol{\tau}_s - \boldsymbol{\tau}_{s,i}) = \mathbf{0}. \tag{7.39}$$

Cette équation peut ensuite être réécrite dans la forme suivante :

$$\mathbf{J}_k^* \boldsymbol{\tau}_{s,i} = \mathbf{J}_k^* \left[\begin{array}{c:c} \mathbf{x}_a & \boldsymbol{\tau}_s \end{array} \right] \begin{bmatrix} \Delta T_a \\ 1 \end{bmatrix}. \tag{7.40}$$

Comme cela a été mentionné précédemment, seule une phalange doit être verrouillée au plus pour qu'un mouvement ait lieu après un contact. Ainsi, deux éléments de $\tau_{s,i}$ doivent être nuls pour un doigt à trois DDL. Pour intégrer cette condition à l'équation précédente, la variable $\mathbf{s}$ est défini comme un vecteur où seulement sa k^{e} composante est non nulle et égale à 1, où k est la phalange qui est toujours verrouillée lors de la reprise du mouvement après le contact. En intégrant $\mathbf{s}$ dans l'équation (7.40), il devient possible d'obtenir les couples non nuls aux butées mécaniques :

$$\mathbf{J}_k^* \boldsymbol{\tau}_{s,i} = \mathbf{J}_k^* \left[\begin{array}{c:c} \mathbf{x}_a & \mathbf{s}\mathbf{s}^T \boldsymbol{\tau}_s \end{array} \right] \begin{bmatrix} \Delta T_a \\ 1 \end{bmatrix}. \tag{7.41}$$

À l'aide de plusieurs simplifications mathématiques, il est possible d'obtenir l'expression suivante :

$$\begin{bmatrix} \Delta T_a \\ \boldsymbol{s}^T \boldsymbol{\tau}_s \end{bmatrix} = (\boldsymbol{J}_i^* \begin{bmatrix} \boldsymbol{x}_a & \boldsymbol{s} \end{bmatrix})^{-1} \boldsymbol{J}_i^* \boldsymbol{\tau}_{s,c}. \tag{7.42}$$

Phase initiale

Lors de la phase initiale, seul θ_1 varie. Ainsi, sachant que chacun des couples totaux du vecteur τ doit être égale à zéro, il devient possible de calculer les couples de réactions des limites mécaniques $\boldsymbol{\tau}_{si}$ comme une fonction de θ_1, ce dernier étant lui-même une fonction du couple d'actionnement T_a. L'expression de $\boldsymbol{\tau}_{si}$ est donc :

$$\boldsymbol{\tau}_{si} = \begin{bmatrix} 0 \\ X_{a,2} - X_{r,2} \\ X_{a,3} - X_{r,3} \end{bmatrix} T_{ai}. \tag{7.43}$$

Un exemple de l'évolution de ΔT_a en fonction d'un contact ayant lieu lors de la phase initiale est illustré à la figure 7.11 en utilisant les paramètres du tableau 7.2. La phalange proximale n'apparait pas sur cette figure, car tout comme avec la méthode présentée précédemment, pour toute valeur de k_1, le mouvement subséquent, tout comme la valeur de ΔT_a, est toujours le même. Ainsi, seule l'amplitude de $\mathbf{f}_1$ change selon la valeur de k_1. La phalange proximale est donc aveugle avec cet algorithme également.

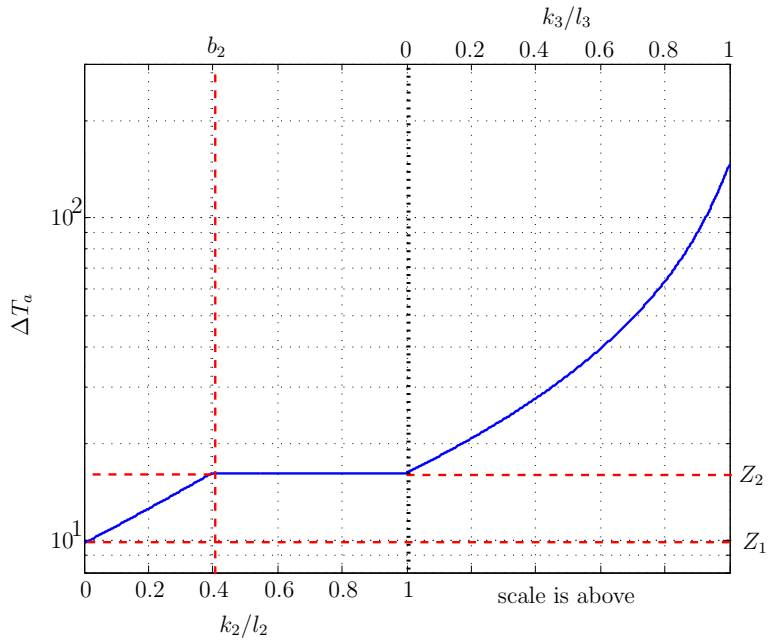


Figure 7.11 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase initiale

Comme on peut le voir sur cette dernière figure, bien que la courbe de ΔT_a soit monotone, ce qui permet de calculer le lieu du contact à partir de la valeur de ΔT_a mesurée, il y a une zone sur la seconde phalange où le couple nécessaire est le même pour une plage de contacts différents. Les deux courbes ayant une allure différente pour la phalange intermédiaire sont dues au fait qu'elles soient associées à deux comportements différents après la reprise du mouvement. Avant le point b_2, la phalange distale est toujours verrouillée, c'est-à-dire retenue à sa limite mécanique, alors que les deux premières phalanges sont en mouvement. Après b_2, c'est la seconde liaison interphalangienne qui est toujours verrouillée, les deux autres articulations étant en rotation. Ces deux comportements sont illustrés à la figure 7.12. Pour déterminer auquel correspond un certain k_2, il faut tout simplement calculer le couple associé à la limite mécanique restante ($\mathbf{s}^T \boldsymbol{\tau}_s$) et vérifier s'il est négatif (signifiant qu'il y a bel et bien un contact entre la phalange et sa limite mécanique). S'il est positif, l'autre comportement est celui qui est valide.

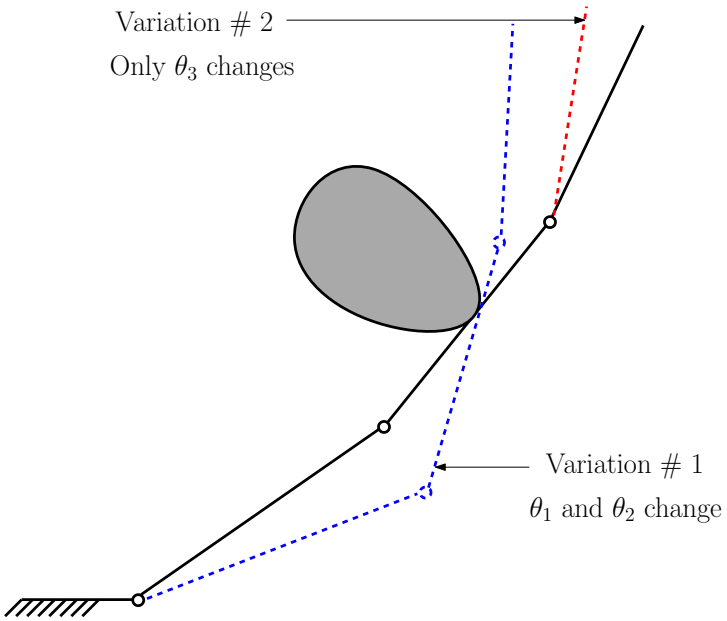


Figure 7.12 Reconfigurations possibles après un contact lors de la phase initiale

Pour mieux comprendre la figure 7.11, il est important de se pencher sur certains éléments. D'abord, la valeur de ΔT_a pour certains contacts particuliers peut être calculée. Ces derniers incluent notamment les articulations du doigt et les valeurs associées de ΔT_a sont définies par les variables Z_i (présentes sur la figure 7.11). La valeur de ΔT_a pour un contact directement sur la seconde articulation (et également pour l'ensemble de la phalange proximale) peut être exprimée à partir de l'équation (7.42) et de la matrice $\mathbf{J}_i^*$:

$$Z_1 = -\tau_{si,2}/X_{a,2}. \tag{7.44}$$

Le même raisonnement peut être appliqué pour Z_2 avec $\mathbf{s} = [0\ 1\ 0]^T$ pour l'extrémité finale de la seconde phalange ou $\mathbf{s} = [0\ 1\ 0]^T$ en considérant le début de la phalange distale, ces deux endroits coïncidant au même point :

$$Z_2 = -\tau_{si,3}/X_{a,3}. \tag{7.45}$$

Finalement, l'expression de b_2 peut être obtenue en considérant que les deux possibilités de reconfiguration du doigt présentées précédemment doivent être mathématiquement valables et possibles pour ce point. Ainsi, toutes les composantes de $\boldsymbol{\tau}_s$ doivent être égales à zéro. Sachant ceci, b_2 peut être calculée à partir de l'équation (19), $\mathbf{J}_2^*$ et Z_2. Après quelques étapes de simplifications, l'expression suivante est obtenue :

$$\beta_2(b_2) = \frac{\tau_{si,3} + \tau_{si,1}X_{a,3}}{\tau_{si,2}X_{a,3} - \tau_{si,3}X_{a,2}}. \tag{7.46}$$

Il est intéressant de noter que $\boldsymbol{\tau}_{si}$ étant proportionnel à T_{ai}, b_2 n'est pas fonction du couple d'actionnement, mais simplement des paramètres géométriques du mécanisme. La version de l'équation précédente est :

$$b_2 = \frac{\tau_{si,2}X_{a,3} - \tau_{si,3}X_{a,2}}{(\tau_{si,1} - \tau_{si,2})X_{a,3} + (1 + X_{a,2})\tau_{si,3}} l_1 \cos\theta_2. \tag{7.47}$$

L'angle θ_2 étant contant durant toute la durée de la phase 1, la variable b_2 est également constante pour la même période.

Phase intermédiaire

Si aucun contact n'a lieu durant la phase initiale de fermeture, la phalange proximal atteint sa limite angulaire mécanique maximale et le couple produit par la limite mécanique associée commence conséquemment à augmenter. Après une certaine augmentation du couple d'actionnement, la seconde liaison rotoïde entreprend son mouvement de rotation (figure 7.9). Tout comme lors la phase précédente, $\boldsymbol{\tau}_{si}$ peut être calculé :

$$\boldsymbol{\tau}_{si} = \begin{bmatrix} X_{a,2}/X_{r,2} - 1 \\ 0 \\ X_{a,3} - X_{r,3}X_{a,2}/X_{r,2} \end{bmatrix} T_{ai}. \tag{7.48}$$

Un exemple de l'évolution de ΔT_a est illustré à la figure 7.13. Sur cette dernière, le plan vertical rouge définit la limite entre les phalanges intermédiaire et distale. Comme la figure le montre, pour un contact à $k_2 = 0$, la variation du couple d'actionnement nécessaire à la reprise de la fermeture du doigt après le contact, c'est-à-dire ΔT_a, est nulle. Ce comportement est prévisible, puisque la phalange proximale est actuellement bloquée par sa limite mécanique. Cette situation est donc équivalente à n'avoir aucun contact.

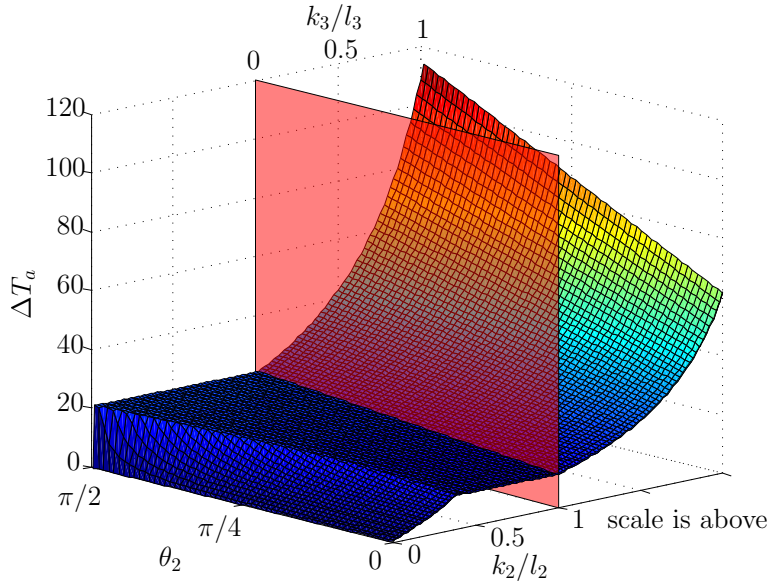


Figure 7.13 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase intermédiaire

Les expressions de Z_2 et b_2 (équations (7.45) et (7.47)) demeurent les mêmes que lors de la phase initiale. Bien entendu, l'angle θ_2 varie durant cette phase et b_2 a la même valeur pour $k_2 = 0$ que lors de la phase initiale, mais sa valeur diminue jusqu'à atteindre zéro lorsque θ_2 est égale à $\pi/2$.

Phase finale

La phase finale, lors de laquelle la troisième et dernière phalange est en rotation, est plus simple à analyser, car seul des contacts sur la phalange distale sont possibles, les deux premières phalanges ayant atteint leur limite respective. À l'instar des autres phases, une expression pour les couples aux limites mécaniques peut être obtenue :

$$\boldsymbol{\tau}_{si} = \begin{bmatrix} X_{a,3}/X_{r,3} - 1 \\ X_{a,2} - X_{r,2}X_{a,3}/X_{r,3} \\ 0 \end{bmatrix} T_{ai}. \tag{7.49}$$

Un exemple est illustré à la figure 7.14. Il peut être observé que ΔT_a augmente de façon asymptotique vers l'infini. Cela s'explique par le fait qu'à partir d'une certaine localisation b_3 sur la phalange distale, il devient impossible de vaincre le couple d'ouverture en augmentant le couple d'actionnement. La valeur de b_3 peut être trouvée à l'aide de l'équation (17) en trouvant la valeur de k_3 pour laquelle tous les éléments de $\boldsymbol{\tau}_s$ demeurent les mêmes et ne tendent pas vers zéro avec l'augmentation du couple d'actionnement. Sachant que $\tau_{si,3}$ et $\tau_{s,3}$ sont nuls durant cette phase, on a :

$$\mathbf{J}_3^* \left(\begin{bmatrix} 1 \\ -X_{a,2} \\ -X_{a,3} \end{bmatrix} \Delta T_a + \begin{bmatrix} \tau_{s,1} \\ \tau_{s,2} \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tau_{si,1} \\ \tau_{si,2} \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \mathbf{0}. \tag{7.50}$$

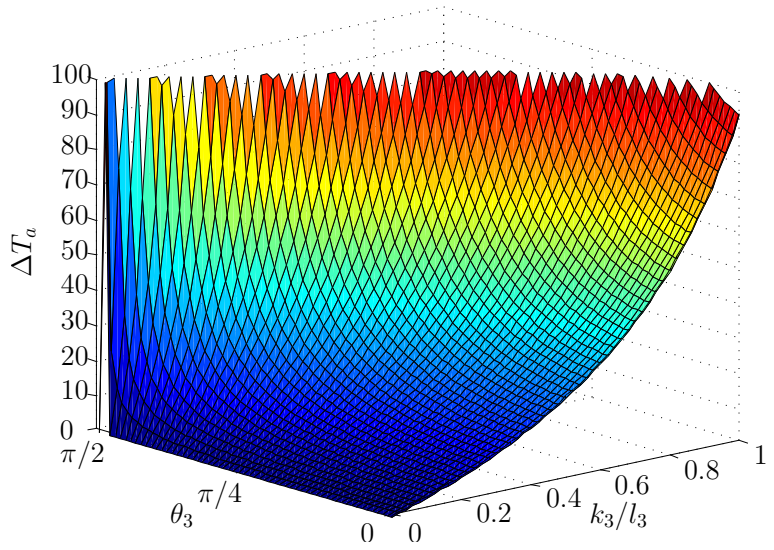


Figure 7.14 ΔT_a en fonction du point de contact durant la phase finale

En manipulant cette équation, il est possible d'obtenir les expressions suivantes :

$$\tau_{s,1} = \tau_{si,1} - (1 + X_{a,3}(\beta_3 + \psi_3))\Delta T_a, \tag{7.51}$$

$$\tau_{s,2} = \tau_{si,2} + (X_{a,2} - \beta_3 X_{a,3})\Delta T_a. \tag{7.52}$$

En imposant que le facteur devant ΔT_a soit égal à zéro pour que l'augmentation du couple d'actionnement n'ait plus aucun effet, on obtient :

$$b_3 = \frac{X_{a,3} l_2 \cos\theta_3}{X_{a,2} - X_{a,3}}. \tag{7.53}$$

À partir de b_3, qui est dépend de θ_3, le doigt a eu raideur infinie et aucun mouvement de fermeture subséquent n'est possible. Ainsi, au fur à mesure que T_a augmente, seule l'amplitude de $\mathbf{f}_3$ varie pour conserver l'équilibre statique. Il est intéressant de noter que la raideur est également infinie peu importe la valeur de k_3 si θ_3 est égale à $\pi/2$.

7.2.4 Discussion

À partir du modèle développé dans la dernière section, il devient possible de développer un algorithme similaire à celui testé dans le cadre des travaux de cette thèse spécifiquement pour la détection tactile. Il devient donc possible de faire de la mesure tactile sans capteur conventionnel avec des doigts à double tendon. Plus encore, pour estimer le lieu du contact, donc la valeur de k_i, il n'est pas nécessaire d'avoir la mesure de la position angulaire de l'actionneur, simplement le couple appliqué et l'information si l'axe de l'actionneur tourne ou non. Cela est donc plus simple qu'avec les mécanismes précédemment étudiés, puisque la mesure précise de la position n'est pas nécessaire et la mesure du couple peut être utilisée directement sans avoir à calculer de raideur.

7.3 Conclusion

Les résultats complémentaires présentés dans ce chapitre permettent de conclure que l'idée de mesure tactile proprioceptive basée sur la raideur d'un doigt sous-actionné peut être exploitée de plusieurs manières. Ainsi, même en ayant un mécanisme de transmission complètement différent ne répondant pas aux critères établis dans les précédents chapitres, il est tout de même possible d'adapter les principes fondamentaux derrière cette technique pour exploiter d'autres phénomènes liés à la raideur du mécanisme et pouvant être mesuré par des capteurs proprioceptifs. Le cas du mécanisme à double tendon est un exemple probant. Le potentiel de la raideur totale perçue à l'actionneur est très vaste, puisque par le principe d'action-réaction, tout contact doit nécessairement avoir un effet sur les efforts internes, peu importe le mécanisme utilisé. Cela doit donc nécessairement avoir une incidence sur la raideur. La question qui persiste est de savoir si différents contacts peuvent avoir le même effet, ce qui est propre à chaque mécanisme.

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Comme il a été mentionné à plusieurs reprises, la saisie d'objets par un robot est une tâche complexe. L'utilisation du sous-actionnement et la recherche d'alternatives aux capteurs tactiles classiques illustrent comment plusieurs chercheurs tentent de pallier à cette complexité. Ainsi, bien que de nombreuses avancées aient été faites à ce niveau, certains défis subsistent. La méthode présentée dans cette thèse, qui fonde son fonctionnement sur la raideur intrinsèque du mécanisme d'un doigt sous-actionné telle que mesurée à l'unique actionneur, n'y échappe pas. Dans ce chapitre, plusieurs éléments qui n'ont pas été abordés jusqu'à présent, tels que l'effet de la raideur sur l'algorithme lui-même, les contacts simultanés et équivalents ainsi que l'emploi d'un mécanisme différentiel entre plusieurs doigts, seront discutés. Certains éléments abordés aux chapitres 4 et 5 seront également approfondis.

8.1 Hystérésis avec la pince compliante adaptative

Il a été mentionné au chapitre 4 que de l'hystérésis a été observée lors des tests expérimentaux avec la pince compliante adaptative. Pour annuler l'impact de ce phénomène sur l'algorithme de rétroaction haptique, un modèle est utilisé pour effectuer la compensation nécessaire au niveau de la force d'actionnement appliquée. Ainsi, une table de correspondance (référence en angle vers la tension de commande) était utilisée lors de la fermeture de la pince et une autre lors de l'ouverture. Cette opération est illustrée à la figure 8.1. Ceci permettait d'avoir la même configuration de la pince, c'est-à-dire le positionnement du curseur à la base de cette dernière Y_a, pour la même commande en entrée. De manière semblable, au niveau de la rétroaction haptique, deux autres tables (référence en angle vers courant attendu au moteur sans contact) étaient utilisées pour calculer de façon prédictive le couple d'actionnement nécessaire s'il n'y avait aucun contact au niveau de la pince. Ce couple prévu (sans contact) était donc soustrait au couple réel à l'actionneur, permettant de déterminer s'il y avait un contact et de le localiser le cas échéant. Bien entendu, un étalonnage de ces tables s'avère nécessaire périodiquement pour tenir compte de l'usure du système. Bien que cette compensation ne soit conçue initialement que pour des fermetures et des ouvertures complètes de la pince, cette méthode pourrait être aisément adaptée pour des séquences partielles.

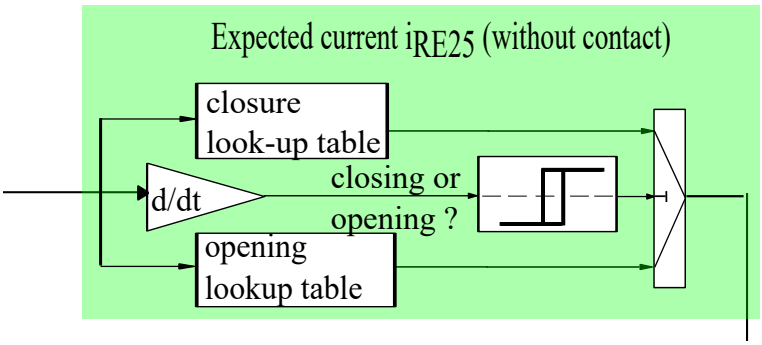


Figure 8.1 Compensation de l'hystérésis avec la pince compliante sous-actionnée

8.2 Mesure du couple à l'actionneur

Peu importe le mécanisme utilisé, la valeur du couple à l'actionneur est nécessaire à l'algorithme de détection tactile. Que ce soit pour le prototype présenté au chapitre 4 ou celui utilisé au chapitre 5, cette valeur est estimée à partir de la mesure du courant circulant dans l'actionneur pour la pince compliante et de la valeur du courant commandé pour les doigts de 2 DDL à membrures. Cette façon indirecte d'obtenir le couple d'actionnement oblige ainsi à considérer certains éléments, notamment le rendement de l'actionneur et du mécanisme de transmission, ce ratio n'étant généralement pas constant. Toutefois, les tests expérimentaux ont permis de constater que l'utilisation d'un facteur constant dans l'algorithme était suffisante pour compenser cet effet. Bien qu'une mesure plus précise du couple d'entrée pourrait effectivement améliorer la précision et la robustesse de la méthode de détection tactile proposée, les grandes variations de la raideur observées selon le point de contact limitent grandement l'impact de l'imprécision du couple, ainsi que celui du frottement interne du mécanisme.

8.3 Effet de la raideur instantanée sur sa mesure

Comme il a pu être confirmé expérimentalement à l'aide d'une pince compliante sous-actionnée au chapitre 4, la raideur d'un mécanisme sous-actionné, telle que mesurée à l'aide de capteurs à l'actionneur, est uniquement une fonction de l'effort d'actionnement si aucune autre force externe n'est appliquée, donc prédictive. Cela permet donc, à l'aide d'un modèle mathématique ou d'une reconstitution à l'aide de données expérimentales, de comparer la raideur attendue en fonction de couple d'actionnement à la raideur réelle mesurée. Cette dernière peut être calculée simplement à l'aide de ce même couple d'actionnement et de la position angulaire de l'actionneur. Pour ce faire, la raideur globale K_a, c'est-à-dire celle mesurée à partir

des variations depuis la position au repos du mécanisme, est utilisée. À partir de l'instant de contact, la raideur instantanée K_c, qui est définie à partir du rapport entre une augmentation infinitésimale du couple d'actionnement et la variation de position de l'actionneur que cette dernière cause. Puisque ce rapport est une fonction de l'endroit le long d'un doigt sous-actionné où la force de contact est appliqué, il est possible de déduire l'un de l'autre. Ces deux raideurs combinées ensemble permettent d'établir un algorithme prédictif permettant d'estimer le lieu du contact initial entre un objet et un doigt sous-actionné.

Il est toutefois nécessaire de porter une attention particulière à certains éléments pour que ce principe fonctionne de manière adéquate en pratique. D'une part, comme cela est mentionné aux chapitres 4 et 5, il est nécessaire de bien modéliser la raideur de la partie du mécanisme qui se situe entre le doigt et l'actionneur. Cela permet ainsi de s'assurer que la mesure de position à l'actionneur correspond bien à la position angulaire à la base du doigt, c'est-à-dire la variable θ_a. D'autre part, il faut également noter qu'il est recommandé de mesurer une variation adéquate du couple d'actionnement avant de calculer la raideur instantanée. Bien que le modèle théorique utilise une raideur instantanée, il a été expérimentalement observé qu'utiliser une trop petite variation augmentait l'imprécision de l'algorithme. Ce phénomène peut s'expliquer de différentes manières, mais la friction à l'intérieur du mécanisme de transmission est probablement un des facteurs les plus importants. De fait, la friction statique cause un certain bruit dans la mesure du couple et de la position à l'actionneur. Dans la mesure où la variation du couple après le contact est plus grande, cet effet est atténué.

8.4 Contacts simultanés

Comme cela a été expliqué précédemment au chapitre 5, le modèle du doigt à trois phalanges peut être aisément modifié pour tenir compte de plusieurs contacts simultanés. En théorie, pour deux contacts simultanés, puisque un élément additionnel de $\mathbf{f}$ n'est plus égale à zéro, il y a une équation de moins disponible pour résoudre le système. Toutefois, ce manque est compensé par l'ajout d'un nombre équivalent d'équation de fermeture de contact $\mathbf{\Gamma}_i$. Il est donc toujours possible de résoudre ce système d'équations. À partir de l'équation (6.16), la matrice $\mathbf{B}$ reste identique et la matrice $\mathbf{A}$ devient :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{ij}^{*}(\mathbf{K} - \mathbf{G}) \\ \mathbf{\Gamma}_i^T \\ \mathbf{\Gamma}_j^T \end{bmatrix}, \tag{8.1}$$

lorsque de contacts simultanés surviennent sur les i^{e} et j^{e} phalanges. Les formes possibles de

la matrice jacobienne réduite $\mathbf{J}^*_{ij}$, sont :

$$\mathbf{J}^*_{12} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{8.2}$$

$$\mathbf{J}^*_{13} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & -\beta_3 \end{bmatrix}, \tag{8.3}$$

$$\mathbf{J}^*_{23} = \begin{bmatrix} 1 & -\beta_2 & (\beta_2 - 1) - \psi_3 + (\beta_2 - 1)(\beta_3 - 1) \end{bmatrix}. \tag{8.4}$$

Comme cela peut être observé sur la figure 8.2 (en utilisant les paramètres du doigt C du tableau 7.1), une valeur unique de K_c est valable pour une panoplie de contacts différents.

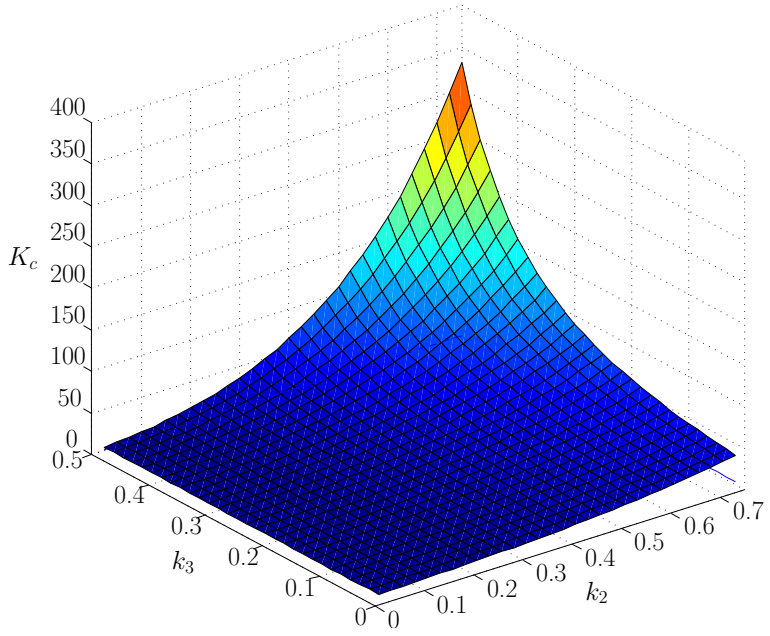


Figure 8.2 Raideur instantanée avec des contact multiples

À titre informatif, le plan de raideur instantanée associé à cette situation est illustré à la figure 8.3. Les accronymes 1CS et 2CS réfèrent respectivement à *one-contact solution* et *two-contact solution*. Les zones en noir illustrent des combinaisons de couple d'actionnement et de raideur instantanée impossibles à obtenir. Ainsi, aucun contact ne peut causer la raideur associée pour ce couple d'actionnement. S'il y a plus d'une solution (p. ex. 1CS/2CS), la localisation précise devient impossible. À partir de ces deux figures, on peut donc voir qu'un écueil important persiste. En effet, la raideur instantanée. Ainsi, plusieurs contacts simultanés limitent grandement la reconfiguration possible du doigt après le contact. Au fur à mesure que

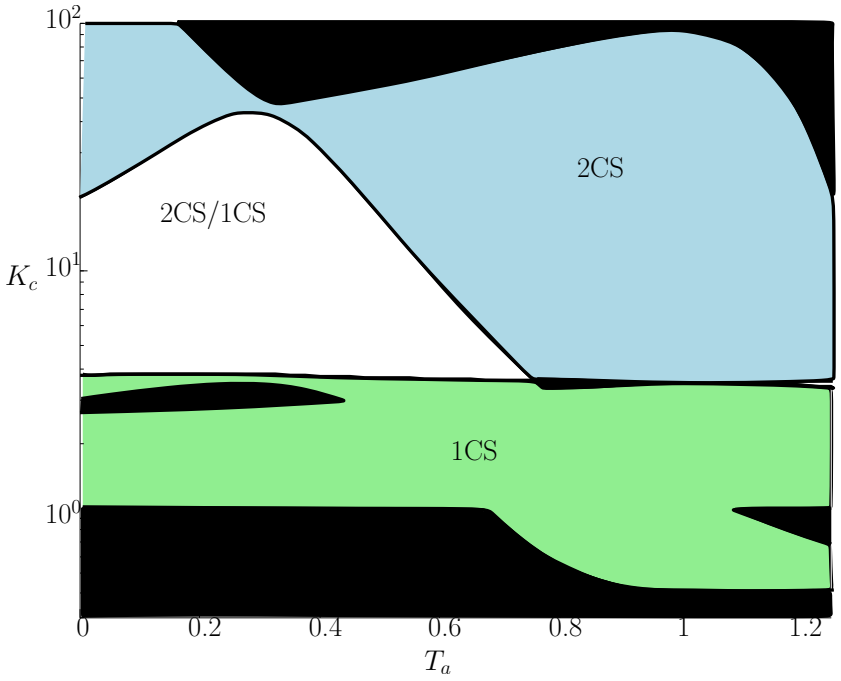


Figure 8.3 Plan de raideur instantanée pour des contacts multiples

le couple d'actionnement est augmenté, c'est une augmentation conséquente de l'amplitude des forces de contact qui permet de conserver l'équilibre statique plutôt qu'une adaptation notable à la forme de l'objet. Cette forte raideur rend donc difficile en pratique l'estimation des paramètres des contacts, un mouvement appréciable étant nécessaire pour que l'algorithme fonctionne.

8.5 Mains sous-actionnées avec un mécanisme différentiel

Les travaux précédents se concentrent sur les doigts sous-actionnés. Ainsi, les algorithmes présentés peuvent s'appliquer à une main constituée de doigts modulaires et autonomes. Par contre, telle quelle, la méthode développée ne peut être utilisée avec des doigts actionnés par un mécanisme différentiel, c'est-à-dire que leur couple d'entrée ne provient pas d'un actionneur directement, mais est plutôt l'une des sorties d'un mécanisme différentiel qui distribue son couple d'actionnement en entrée à plusieurs doigts en sortie. Donc, bien que la raideur globale K_a reste prédictive avant qu'un contact ait lieu, et que ce dernier peut être détecté dès qu'il survient, la localisation du contact n'est plus aussi aisée. En effet, que ce soit de déterminer sur quel doigt le contact survient, sur quelle phalange et à quel endroit il a lieu précisément, cela n'est plus possible, puisque les variables θ_a et T_a ne sont plus directement connues. Avec moins d'actionneurs que de doigts, il devient donc impossible

de différentier un contact sur un doigt par rapport à l'autre avec seulement des mesures à l'actionneur. Pour contourner ce problème, il devient ainsi nécessaire d'ajouter des capteurs à l'intérieur du système. Plusieurs endroits peuvent être envisagés, que ce soit les doigts eux-mêmes, l'interface entre chaque doigt et le mécanisme différentiel ou directement dans ce dernier qui se situe généralement dans la paume. Le défi reste toutefois important, puisque le nombre de phalanges plus élevé augmente proportionnellement le nombre de situations de contact à comparer. L'utilisation de l'algorithme dans un contexte de temps réel devient alors plus complexe, comparativement au prototype de doigts de 2 DDL à membrures du chapitre 5 où le calcul se faisait simplement avec une simple équation polynomiale valable durant toute la séquence de fermeture, peu importe l'angle à l'actionneur. Un contact initial unique est aussi moins probable avec plusieurs doigts, puisque plusieurs doigts toucheront vraisemblablement l'objet de façon quasi simultanée. Une reconnaissance du type de contact en termes de phalanges touchées reste cependant tout à fait envisageable si une précision fine n'est pas nécessaire à l'application. L'utilisation de réseaux de neurones artificiels serait une avenue possible pour classifier et identifier les différents types de contact à l'aide d'un algorithme d'apprentissage.

8.6 Problématique des contacts équivalents

Comme il a été mentionné précédemment, deux contacts peuvent générer exactement la même raideur instantanée. Il est donc impossible de les distinguer immédiatement après le contact, à moins que le couple d'actionnement soit augmenté d'avantage, créant une divergence au niveau de la raideur perçue à l'actionneur, car le comportement et la configuration du mécanisme de transmission par la suite seront différents.

Autrement, tout en utilisant des capteurs proprioceptifs, deux contacts équivalents du point vue de la raideur instantanée peuvent être différentiés par l'ajout d'un capteur au niveau d'une articulation. En effet, pour un doigt à deux DDL, il est théoriquement possible que cette situation survienne si le point de raideur infinie se situe à l'intérieur des limites de la seconde phalange. Après ce point localisé à $k_2 = e_2$, la raideur perçue diminue, créant un dédoublement des solutions possibles à l'algorithme de localisation. L'ajout d'un simple capteur de position angulaire à l'intérieur de la liaison rotoïde entre les deux phalanges permet de résoudre ce problème. En effet, pour un contact avant e_2, l'angle θ_2 continuera d'augmenter après le contact, contrairement à un contact situé de l'autre côté du point d'équilibre. Une précision élevée n'est donc pas nécessaire dans ce cas précis pour ce capteur additionnel, puisque seul le sens de la rotation à l'articulation est requis.

CHAPITRE 9 CONCLUSION

Le projet de recherche présenté dans cette thèse portait sur la conception et l'expérimentation d'une méthode de mesure tactile proprioceptive destinée aux doigts sous-actionnés. Pour conclure, une synthèse des travaux est faite, suivie d'une revue des limitations de la solution proposée en plus d'un tour d'horizon des avenues de recherche potentielles à partir des résultats obtenus.

9.1 Synthèse des travaux

La rétroaction tactile devient progressivement un incontournable au niveau des préhenseurs robotiques. En effet, en plus de garantir un meilleur contrôle de l'effort appliqué sur un objet, ces données tactiles offrent également une polyvalence aux mains développées. Toutefois, les technologies actuellement disponibles pour la mesure tactile souffrent de certaines limitations. Ces dernières, qui incluent de potentielles sensibilités à divers phénomènes, que ce soit les fluctuations de température et d'humidité, les champs électromagnétiques et le glissement par exemple, ainsi que l'impossibilité de les utiliser dans certains environnements et pour certaines applications, ont poussé de nombreux chercheurs à trouver des solutions alternatives. De plus, les coûts parfois prohibitifs de certains capteurs tactiles conventionnels rendent également la recherche de nouvelles options attrayantes. Cette thèse s'inscrit dans cette recherche de nouvelles méthodes de mesure tactile, plus précisément pour les préhenseurs sous-actionnés. À cet effet, les travaux effectués ont permis de valider l'hypothèse centrale, qui est qu'il est possible de calculer un grand nombre d'informations tactiles simplement à l'aide de mesures proprioceptives à l'actionneur, plus précisément la raideur perçue.

Pour atteindre les objectifs fixés, plusieurs étapes ont été nécessaires. Tout d'abord, à l'aide d'une pince compliante sous-actionnée et biocompatible, l'hypothèse selon laquelle la raideur globale du mécanisme perçue à l'actionneur distant du système était une fonction des points de contact a été testée. Les données récoltées et les observations faites ont permis de conclure que c'était bel et bien le cas. Il a également été possible d'établir un modèle initial et un algorithme préliminaire pour pouvoir calculer et générer une rétroaction tactile vers l'utilisateur de la pince destinée éventuellement à la chirurgie laparoscopique. Des solutions à diverses problématiques expérimentales, telles que l'hystérésis et l'élasticité du câble d'actionnement, ont de plus été proposées et validées. Ce travail a été publié dans la revue *Autonomous Robots*.

Par la suite, dans le cadre d'un second article de journal actuellement sous presse dans

les *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, un modèle quasi statique complet a été développé pour effectuer une analyse globale de la raideur dans les doigts sous-actionnés. Ce modèle, compatible avec la grande majorité des architectures existantes ayant des éléments compliants aux articulations entre les phalanges, a été nécessaire pour la conception d'un algorithme de détection tactile proprioceptive. Ce dernier a été testé sur un prototype de doigt sous-actionné à membrures en ayant une précision tout à fait adéquate comparativement aux solutions existantes.

Finalement, une méthode de conception optimale de doigts adaptatifs destinés à la mesure tactile proprioceptive a été développée. Un article sur ce sujet est actuellement soumis au *Journal of Mechanims and Robotics* . Puisque les paramètres des doigts sont généralement choisis en fonction de l'application, ce sont les paramètres du mécanisme de transmission qui distribue l'unique couple d'actionnement qui ont été optimisés. Une analyse de la robustesse de l'algorithme a été effectuée, démontrant le potentiel de la méthode.

9.2 Limitations de la solution proposée

Comme cela a été discuté à de nombreuses reprises au fil des chapitres, certaines limitations du capteur virtuel proprioceptif sont apparues. En premier lieu, lors de certaines situations et pour certaines architectures de doigts, les mesures à l'actionneur ne peuvent seules déterminer exactement le lieu du contact. Tout au plus, à partir de la raideur mesurée, il est possible de déterminer un ensemble de solutions limité, généralement deux, nécessitant l'ajout d'un capteur additionnel pour déterminer la bonne localisation. La phalange proximale est également aveugle au sens de l'algorithme, bien qu'elle puisse être insérée dans la paume de la main pour contourner ce problème. De plus, il est aussi nécessaire de développer l'algorithme pour tenir compte de séquences d'ouvertures et de fermetures successives, puisque pour le moment, des phénomènes tels que l'hystérésis rendent improbable l'obtention d'une estimation fiable et précise dans cette situation.

9.3 Améliorations futures

Les travaux présentés précédemment ont permis de conclure qu'il est possible d'utiliser les mesures à l'actionneur, et parfois de l'information venant de capteurs internes additionnels, pour constituer un capteur tactile virtuel. Une procédure pour optimiser le mécanisme de transmission a également été proposée pour améliorer les performances du capteur. Les expérimentations effectuées s'étant concentrées sur des mécanismes relativement communs, d'autres types de transmission pourraient être testés et une analyse comparative pourrait être

faite pour quantifier les performances des différents mécanismes. De plus, comme le démontre les résultats complémentaires portant sur les doigts à double tendon, d'autres phénomènes proprioceptifs peuvent servir à estimer la localisation d'un contact.

Finalement, l'objectif ultime serait de mettre en œuvre la procédure proposée pour une application réelle. La combinaison des signaux de capteurs tactiles extéroceptifs et de capteurs proprioceptifs combinés à l'algorithme de mesure tactile pourrait également être envisagée pour améliorer la rétroaction sensorielle. Ainsi, avec seulement des modifications mineures, un préhenseur industriel pourrait par exemple avoir une meilleure précision au niveau des forces de contact qu'il applique. À partir de ces mesures précises de couple et de position à l'actionneur, il serait également envisageable d'étudier le profil de raideur après un contact initial dans l'optique de déduire d'autres types d'informations sur l'objet saisi, telles que sa forme, ses dimensions, sa rigidité, etc.

RÉFÉRENCES

L. Ascari, P. Corradi, L. Beccai, et C. Laschi, “A miniaturized and flexible optoelectronic sensing system for tactile skin”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 17, no. 11, p. 2288, 2007. DOI : 10.1088/0960-1317/17/11/016. En ligne : http://stacks.iop.org/0960-1317/17/i=11/a=016

D. Aukes, B. Heyneman, J. Ulmen, H. Stuart, M. R. Cutkosky, S. Kim, P. Garcia, et A. Edsinger, “Design and testing of a selectively compliant underactuated hand”, *International Journal of Robotics Research*, vol. 33, no. 5, pp. 721–735, Avr. 2014.

S. Backus et A. Dollar, “Robust, inexpensive resonant frequency based contact detection for robotic manipulators”, dans *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Saint Paul, Minnesota, USA, Mai 2012, pp. 1514–1519. DOI : 10.1109/ICRA.2012.6225152

S. Bai et J. Angeles, “A unified input-output analysis of four-bar linkages”, *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, no. 2, pp. 240–251, Fév. 2008.

M. Baril, T. Laliberté, F. Guay, et Clément Gosselin, “Static Analysis of Single-input/Multiple-output Tendon-driven Underactuated Mechanisms for Robotic Hands”, dans *Proceedings of the ASME 2010 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*, 2010, pp. 155–164.

G. A. Bekey, R. Tomovic, et I. Zeljkovic, “Control Architecture for the Belgrade/USC Hand”, dans *Dextrous Robot Hands*, S. T. Venkataraman et T. Iberall, éds. Springer New York, 1990, pp. 136–149, dOI : 10.1007/978-1-4613-8974-3_7. En ligne : http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4613-8974-3_7

Y. Bekiroglu, J. Laaksonen, J. A. Jorgensen, V. Kyrki, et D. Kragic, “Assessing Grasp Stability Based on Learning and Haptic Data”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, no. 3, pp. 616–629, Juin 2011. DOI : 10.1109/TRO.2011.2132870

J. T. Belter et A. M. Dollar, “Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands”, dans *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011.

B. Belzile et L. Birglen, “Instantaneous-Stiffness Plane Analysis of Underactuated Fingers”, dans *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Boston, MA : ASME, Août 2015.

——, “Stiffness analysis of double tendon underactuated fingers”, dans *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*. Hong Kong : IEEE, 2014, pp. 6679–6684. En ligne : http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6907845

G. Berselli, M. Piccinini, et G. Vassura, “Comparative Evaluation of the Selective Compliance in Elastic Joints for Robotic Structures”, dans *Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, China, May 9-13*, 2011.

V. Bégoc, C. Durand, S. Krut, E. Dombre, et F. Pierrot, “On the Form-Closure Capability of Robotic Underactuated Hands”, dans *9th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision*, Singapore, 2006.

A. Bicchi, “Hands for Dexterous Manipulation and Powerful Grasping : A Difficult Road Towards Simplicity”, dans *Robotics Research*, G. Giralt et G. Hirzinger, éds. Springer London, 1996, pp. 2–15, dOI : 10.1007/978-1-4471-0765-1_2. En ligne : http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4471-0765-1_2

A. Bicchi, M. Gabiccini, et M. Santello, “Modelling natural and artificial hands with synergies”, *Phil. Trans. R. Soc. B*, vol. 366, no. 1581, pp. 3153–3161, Nov. 2011. DOI : 10.1098/rstb.2011.0152. En ligne : http://rstb.royalsocietypublishing.org/content/366/1581/3153

L. Birglen, “From flapping wings to underactuated fingers and beyond : a broad look to self-adaptive mechanisms”, dans *Mechanical Sciences*, 2010, pp. 5–12.

——, “An Introduction to The Analysis of Linkage-Driven Compliant Underactuated Fingers”, dans *Proceedings of IDETC/CIE 2006*, 2006, pp. 1–9.

——, “Type synthesis of linkage-driven self-adaptive fingers”, *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 1, no. 2, p. 021010, 2009. En ligne : http://appliedmechanics.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1484873

L. Birglen et C. Gosselin, “Grasp-State Plane Analysis of Two-Phalanx Underactuated Fingers”, *International Journal of Mechanism and Machine Theory*, vol. 41, no. 7, pp. 807–822, Juil. 2006.

——, “Optimal Design of 2-Phalanx Underactuated Fingers”, dans *International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping*, Italia, Juil. 2004, pp. 110–116.

L. Birglen et C. M. Gosselin, “Fuzzy enhanced control of an underactuated finger using tactile and position sensors”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, 2005.

L. Birglen et F. Herbecq, “Self-Adaptive Compliant Grippers Capable of Pinch Preshaping”, dans *Proceedings of the ASME 2009 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*, San Diego, USA, 2009, pp. 1–9.

L. Birglen, T. Lalibert, et C. Gosselin, “Underactuation in robotic hands”, *Machine Intelligence & Robotic Control*, vol. 4, no. 3, pp. 1–11, 2002.

L. Birglen, T. Laliberté, et C. M. Gosselin, *Underactuated Robotic Hands*. Springer, 2008.

A. Blank, A. M. Okamura, et K. J. Kuchenbecker, “Effects of Proprioceptive Motion Feedback on Sighted and Non-Sighted Control of a Virtual Hand Prosthesis”, dans *Proceedings of the 2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2008, pp. 141–142.

E. Boudreault et C. Gosselin, “Design of Sub-Centimetre Underactuated Compliant Grippers”, dans *Proc. of the ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, Philadelphia, Pennsylvania, USA, 2006, pp. 119–127.

J. Butterfass, M. Gerbenstein, H. Liu, et G. Hirzinger, “Dlr-hand ii : Next generation of a dexterous robot hand”, dans *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, Korea, 2001.

G. Carbone, éd., *Grasping in Robotics*, série Mechanisms and Machine Science. London : Springer London, 2013, vol. 10. En ligne : http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-4664-3

M. C. Carrozza, F. Vecchi, F. Sebastiani, G. Cappiello, S. Roccella, M. Zecca, R. Lazzarini, et P. Dario, "Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors", dans *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Taipei, Tsiwao, Sep. 2003.

M. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. Cutkosky, et P. Dario, "The SPRING hand : Development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping", *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 125–141, Mars 2004. DOI : 10.1023/B:AURO.0000016863.48502.98

M. G. Catalano, G. Grioli, A. Serio, E. Farnioli, C. Piazza, et A. Bicchi, "Adaptive synergies for a humanoid robot hand", dans *2012 12th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids 2012)*, Nov. 2012, pp. 7–14. DOI : 10.1109/HUMANOIDS.2012.6651492

A. Cavallo, C. Natale, S. Pirozzi, C. Visone, et A. Formisano, "Feedback Control Systems for Micropositioning Tasks With Hysteresis Compensation", *IEEE Transactions on magnetics*, vol. 40, no. 2, pp. 876–879, 2004.

J. D. Crisman, C. Kanojia, et I. Zeid, "Graspar : A flexible, easily controllable robotic hand", *IEEE ROBOTICS & AUTOMATION MAGAZINE*, vol. 3, no. 2, pp. 32–38, Juin 1996. DOI : 10.1109/100.511778

J. M. Cruz-Hernandez et V. Hayward, "An Approach to Reduction of Hysteresis in Smart Materials", dans *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1998, pp. 1510–1515.

R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, et G. Sandini, "Tactile Sensing-From Humans to Humanoids", *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 26, no. 1, pp. 1–20, Fév. 2010. DOI : 10.1109/TRO.2009.2033627

R. S. Dahiya et M. Valle, "Tactile Sensing : Definitions and Classification", dans *Robotic Tactile Sensing*. Springer Netherlands, 2013, pp. 13–17, dOI : 10.1007/978-94-007-0579-1_2. En ligne : http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-007-0579-1_2

L.-A. A. Demers et C. Gosselin, “Kinematic design of a thumb metacarpal for an anthropomorphic robotic hand”, dans *Proceedings of the ASME 2010 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE 2010 August 15-18*, Montréal, Canada, 2010, pp. 115–123.

——, “Spatial Abduction Mechanism for an Anthropomorphic Robotic Hand”, dans *13th World Congress in Mechanism and Machine Science, Guanajuato, México, 19-25 June*, 2011.

S. J. Dempsey, M. Szablewski, et D. Atkinson, “Tactile sensing in human–computer interfaces : The inclusion of pressure sensitivity as a third dimension of user input”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 232, pp. 229–250, Août 2015. DOI : 10.1016/j.sna.2015.05.025. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424715300212

A. M. Dollar et R. D. Howe, “The Highly Adaptive SDM Hand : Design and Performance Evaluation”, *The International Journal of Robotics Research*, vol. 29, no. 5, pp. 585–597, Avr. 2010. DOI : 10.1177/0278364909360852. En ligne : http://ijr.sagepub.com/content/29/5/585

——, “Joint coupling design of underactuated hands for unstructured environments”, *The International Journal of Robotics Research*, vol. 30, no. 9, pp. 1157–1169, 2011.

A. M. Dollar, L. P. Jentoft, J. H. Gao, et R. D. Howe, “Contact sensing and grasping performance of compliant hands”, *Autonomous Robots*, vol. 28, no. 1, pp. 65–75, 2010.

M. Doria et L. Birglen, “Design of an Underactuated Compliant Gripper for Surgery Using Nitinol”, *Journal of Medical Devices (ASME)*, vol. 3, pp. 1–7, 2009.

J. A. Doubler et D. S. Childress, “An Analysis of Extended Physiological Proprioception as a Prosthesis-Control Technique”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 21, no. 1, pp. 5–18, 1984. En ligne : http://www.rehab.research.va.gov/jour/84/21/1/pdf/doubler.pdf

V. N. Dubey, R. M. Crowder, et P. H. Chappell, “Optimal object grasp using tactile sensors and fuzzy logic”, *Robotica*, vol. 17, no. 6, pp. 685–693, Nov. 1999.

F. Freudenstein, “Approximate synthesis of four-bar linkages”, *Resonance*, vol. 15, no. 8, pp. 740–767, Sep. 2010. DOI : 10.1007/s12045-010-0084-7. En ligne : http://link.springer.com/article/10.1007/s12045-010-0084-7

N. Futai, N. Futai, K. Matsumoto, et I. Shimoyama, “A flexible micromachined planar spiral inductor for use as an artificial tactile mechanoreceptor”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 111, no. 2–3, pp. 293–303, Mars 2004. DOI : 10.1016/j.sna.2003.08.017. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424703005776

P. Goethals, “Tactile Feedback for Robot Assisted Minimally Invasive Surgery : an Overview”, dans *Eurohaptics Conference*, 2008, pp. 1–81.

C. Gosselin, F. Pelletier, et T. Laliberte, “An anthropomorphic underactuated robotic hand with 15 dofs and a single actuator”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008*, Pasadena, California, USA, Mai 2008, pp. 749–754. DOI : 10.1109/ROBOT.2008.4543295

S. Haidacher et G. Hirzinger, “Contact point identification in multi-fingered grasps exploiting kinematic constraints”, dans *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2, Washington, Mai 2002.

F. L. Hammond, R. K. Kramer, W. Qian, R. D. Howe, et R. J. Wood, “Soft Tactile Sensor Arrays For Micromanipulation”, dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vilamoura-Algarve, Portugal, 2012.

V. Hayward et K. E. Maclean, “Do It Yourself Haptics : Part I”, *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 14, no. 4, pp. 88–104, 2007.

S. Hirose et K. Yoneda, “Development of optical six-axial force sensor and its signal calibration considering nonlinear interference”, dans *, 1990 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1990. Proceedings*, Cincinnati, OH, USA, Mai 1990, pp. 46–53 vol.1. DOI : 10.1109/ROBOT.1990.125944

S. Hirose et Y. Umetani, “Development of Soft Gripper for the Versatile Robot Hand”, *Mech Mach Theory*, vol. 13, no. 3, pp. 351–359, 1978.

T. Hoshi et H. Shinoda, “Robot skin based on touch-area-sensitive tactile element”, dans *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, Orlando, FL USA, Mai 2006, pp. 3463–3468. DOI : 10.1109/ROBOT.2006.1642231

W. S. Howard et V. Kumar, “On the Stability of Grasped Objects”, *IEEE Transactions on Robotics and Automa*, vol. 12, no. 6, pp. 904–917, Déc. 1996.

L. L. Howell, *Compliant Mechanisms*. Wiley, 2001.

M. Huber et R. A. Grupen, “2-D Contact Detection and Localization Using Proprioceptive Information”, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, pp. 23–33, 1994.

S. Jacobsen, E. Iversen, D. Knutti, R. Johnson, et K. Biggers, “Design of the Utah/M.I.T. Dextrous Hand”, dans *1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Proceedings*, vol. 3, San Francisco, CA, USA, Avr. 1986, pp. 1520–1532. DOI : 10.1109/ROBOT.1986.1087395

S.-y. Jung, S.-k. Kang, et I. Moon, “Design of Biomimetic Hand Prosthesis with Tendon-driven Five Fingers”, dans *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, AZ, USA, Oct. 2008.

Y. Kamikawa et T. Maeno, “Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans”, dans *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, France, Sep. 2008, pp. 717–722. DOI : 10.1109/IROS.2008.4650628

M. Kaneko et T. Hayashi, “Standing-up characteristic of contact force during self-posture changing motions (1993)”, dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Atlanta, GA, USA, 1993.

M. Kaneko et K. Tanie, “Contact point detection for grasping an unknown object usign self-posture changeability”, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, no. 3, pp. 355–367, 1994.

——, “Contact point detection for grasping of an unknown object using self-posture changeability (SPC)”, dans *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Cincinnati, OH, USA, 1990, pp. 864–869.

M. Kaneko, M. Higashimori, R. Takenaka, Akio Namiki, et M. Ishikawa, “The 100 G Capturing Robot - Too Fast to See”, *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, vol. 8, no. 1, pp. 37–44, Mars 2003.

Z. Kappassov, J.-A. Corrales, et V. Perdereau, “Tactile sensing in dexterous robot hands — Review”, *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 74, Part A, pp. 195–220, Déc. 2015. DOI : 10.1016/j.robot.2015.07.015. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889015001621

T. A. Kern, *Engineering haptic devices : a beginner’s guide for engineers*. Springer, 2009.

V. R. C. Kode et M. C. Cavusogl, “Design and characterization of a novel hybrid actuator using shape memory alloy and DC micromotor for minimally invasive surgery applications”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 455–464, 2007.

G. S. Koonjul, G. J. Zeglin, et N. S. Pollard, “Measuring Contact Points from Displacements with a Compliant, Articulated Robot Hand”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2011.

G. A. Kragten et J. L. Herder, “The ability of underactuated hands to grasp and hold objects”, *Mechanism and Machine Theory*, vol. 45, no. 3, pp. 408–425, Mars 2010.

T. Laliberté et C. Gosselin, “Actuation system for highly underactuated gripping mechanism”, US Brevet U.S. Patent No. 6,505,870, 2003. En ligne : http://www.google.com/patents/US6505870

M. C. Lin et M. A. Otaduy, *Haptic rendering : foundations, algorithms, and applications*. A. K. Peters/CRC Press, 2008.

N. Lobontiu, *Compliant mechanisms : design of flexure hinges*. CRC Press, 2003.

F. Lotti et G. Vassura, “A novel approach to mechanical design of articulated fingers for robotic hands”, dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2002*, vol. 2, 2002, pp. 1687–1692 vol.2. DOI : 10.1109/IRDS.2002.1043998

F. Lotti, P. Tiezzi, G. Vassura, et A. Zucchelli, “Mechanical Structures for Robotic Hands based on the "Compliant Mechanism" Concept”, dans *7th ESA Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation ’ASTRA 2002’*, 2002, pp. 1–8.

F. Lotti, P. Tiezzi, G. Vassura, L. Biagiotti, G. Palli, et C. Melchiorri, “Development of UB Hand 3 : Early Results”, dans *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain, April*, 2005.

M. Malvezzi et D. Prattichizzo, “Evaluation of Grasp Stiffness in Underactuated Compliant Hands”, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2013.

E. Martin, A. Lussier-Desbiens, T. Laliberte, et C. M. Gosselin, “Sarah hand used for space operations on STVF robot”, dans *Proceedings of the International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping*, 2004.

C. R. Mason, J. E. Gomez, et T. J. Ebner, “Hand Synergies During Reach-to-Grasp”, *Journal of Neurophysiology*, vol. 86, no. 6, pp. 2896–2910, Déc. 2001. En ligne : http://jn.physiology.org/content/86/6/2896

B. Massa, S. Roccella, M. C. Carrozza, et P. Dario, “Design and development of an underactuated prosthetic hand”, dans *Proceedings of ICRA 2002. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2002.

A. Mohand-Ousaid, G. Millet, S. Régnier, S. Haliyo, et V. Hayward, “Haptic Interface Transparency Achieved Through Viscous Coupling”, *International Journal of Robotics Research*, vol. 31, no. 3, pp. 319–329, 2012.

L. U. Odhner, L. P. Jentoft, M. R. Claffee, N. Corson, Y. Tenzer, R. R. Ma, M. Buehler, R. Kohout, R. D. Howe, et A. M. Dollar, “A compliant, underactuated hand for robust manipulation”, *The International Journal of Robotics Research*, p. 0278364913514466, Fév. 2014. DOI : 10.1177/0278364913514466. En ligne : http://ijr.sagepub.com/content/early/2014/02/14/0278364913514466

T. Okada, “Computer Control of Multijointed Finger System for Precise Object-Handling”, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 12, no. 3, pp. 289–299, Mai 1982. DOI : 10.1109/TSMC.1982.4308818

R. Ozawa, H. Kobayashi, et K. Hashirii, “Analysis, Classification, and Design of Tendon-Driven Mechanisms”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 2, pp. 396–410, 2014.

R. Ozawa, K. Hashirii, et H. Kobayashi, “Design and Control of Underactuated Tendon-Driven Mechanisms”, dans *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe International Conference Center, Kobe, Japan, May 12-17*, 2009.

Y. L. Park, S. C. Ryu, R. J. Black, K. K. Chau, B. Moslehi, et M. R. Cutkosky, “Exoskeletal Force-Sensing End-Effectors With Embedded Optical Fiber-Bragg-Grating Sensors”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 6, pp. 1319–1331, Déc. 2009. DOI : 10.1109/TRO.2009.2032965

B. Paul, *Kinematics and Dynamics of Planar Machinery*. Prentice Hall, 1979.

D. T. V. Pawluk, J. S. Son, P. S. Wellman, W. J. Peine, et R. D. Howe, “A distributed pressure sensor for biomechanical measurements”, *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 102, no. 2, pp. 302–305, Avr. 1998.

Z. Pezzementi, E. Plaku, C. Reyda, et G. D. Hager, “Tactile-Object Recognition From Appearance Information”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, no. 3, pp. 473–487, Juin 2011. DOI : 10.1109/TRO.2011.2125350

M. Ploner, J. Gross, L. Timmermann, et A. Schnitzler, “Pain Processing Is Faster than Tactile Processing in the Human Brain”, *Journal of Neuroscience*, vol. 26, no. 42, pp. 10 879–10 882, Oct. 2006.

P. Puangmali, K. Althoefer, L. D. Seneviratne, D. Murphy, et P. Dasgupta, “State of the Art in Force and Tactile Sensing for Minimally Invasive Surgery”, *IEEE Sensors Journal*, vol. 8, no. 4, pp. 371–381, Avr. 2008. DOI : 10.1109/JSEN.2008.917481

C. Quennouelle et C. Gosselin, “Quasi-static modelling of compliant mechanisms : application to a 2-DOF underactuated finger”, *Mechanical Sciences*, vol. 2, pp. 73–81, 2010.

F. Reynier et V. Hayward, “Summary of Kinesthetic and Tactile Functionof the Humand Upper Extremtities”, McGill Research Centre for Intelligent Machines, Montréal, Canada, Rapp. tech., 1993.

J. K. Salisbury, “Interpretation of contact geometries from forces measurements”, dans *Proc. 1st Int. Symp. Robotics Res.*, 1984.

J. K. Salisbury et J. J. Craig, “Articulated Hands Force Control and Kinematic Issues”, *The International Journal of Robotics Research*, vol. 1, no. 1, pp. 4–17, Mars 1982. DOI : 10.1177/027836498200100102. En ligne : http://ijr.sagepub.com/content/1/1/4

M. Santello, M. Flanders, et J. F. Soechting, “Postural Hand Synergies for Tool Use”, *The Journal of Neuroscience*, vol. 18, no. 23, pp. 10 105–10 115, Déc. 1998. En ligne : http://www.jneurosci.org/content/18/23/10105

S. Shirafuji et K. Hosoda, “Detection and Prevention of Slip Using Sensors with Different Properties Embedded in Elastic Artificial Skin on the Basis of Previous Experience”, dans *International Conference on Advanced Robotics*, 2011.

J. G. d. Silva, A. A. d. Carvalho, et D. D. d. Silva, “A strain gauge tactile sensor for finger-mounted applications”, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 51, no. 1, pp. 18–22, Fév. 2002. DOI : 10.1109/19.989890

D. C. Simpson, “The control of upper-extremity prostheses and orthoses”, P. Herberts, R. Kadefors, R. I. Magnusson, et I. Petersen, éds. C.C. Thomas, 1974.

J. S. Son, “Integration of Tactile Sensing and Robot Hand Control”, Thèse de doctorat, Harvard University, 1996.

H. Stuart, S. Wang, B. Gardineer, D. Christensen, D. Aukes, et M. Cutkosky, “A compliant underactuated hand with suction flow for underwater mobile manipulation”, dans *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Mai 2014, pp. 6691–6697. DOI : 10.1109/ICRA.2014.6907847

S. Takenawa, “A soft three-axis tactile sensor based on electromagnetic induction”. IEEE, 2009, pp. 1–6. DOI : 10.1109/ICMECH.2009.4957194. En ligne : http://ieeexplore.ieee.org/document/4957194/

G. Tholey et J. P. Desai, “A general-purpose 7 DOF haptic device : Applications toward robot-assisted surgery”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 6, pp. 662–669, 2007.

M. I. Tiwana, S. J. Redmond, et N. H. Lovell, “A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 179, pp. 17–31, 2012.

N. T. Ulrich, “Methods and apparatus for mechanically intelligent grasping”, Brevet U.S. Patent No. 4,957,320, 1990.

L. Wang, J. DelPreto, S. Bhattacharyya, Jonathan Weisz, et P. K. Allen, “A highly-underactuated robotic hand with force and joint angle sensors”, dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011.

M. Wassink, R. Carloni, et S. Stramigioli, “Compliance analysis of an under-actuated robotic finger”, dans *3rd IEEE/RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2010.

M. Wisse, A. L. Schwab, et R. Q. v. Linde, “A 3d passive dynamic biped with yaw and roll compensation”, *Robotica*, vol. 19, no. 3, pp. 275–284, Mai 2001. DOI : 10.1017/S0263574700003040. En ligne : https://www.cambridge.org/core/journals/robotica/article/a-3d-passive-dynamic-biped-with-yaw-and-roll-compensation/89BAECBADBC282A463A4328C0C84510E

M. Wisse, A. L. Schwab, R. Q. v. d. Linde, et F. C. T. v. d. Helm, “How to keep from falling forward : elementary swing leg action for passive dynamic walkers”, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, no. 3, pp. 393–401, Juin 2005. DOI : 10.1109/TRO.2004.838030

D.-p. Yang, J.-d. Zhao, Y.-k. Gu, X.-q. Wang, N. Li, L. Jiang, H. Liu, H. Huang, et D.-w. Zhao, “An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals”, *Journal of Bionic Engineering*, vol. 6, no. 3, pp. 255–263, Sep. 2009. DOI : 10.1016/S1672-6529(08)60119-5. En ligne : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1672652908601195

H. Yousef, M. Boukallel, et K. Althoefer, “Tactile sensing for dexterous in hand manipulation in robotics - A review”, *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 167, no. 2, pp. 171–187, 2011.

S. Yun, S. Park, B. Park, Y. Kim, S. K. Park, S. Nam, et K.-U. Kyung, “Polymer-Waveguide-Based Flexible Tactile Sensor Array for Dynamic Response”, *Advanced Materials*, vol. 26, no. 26, pp. 4474–4480, Juil. 2014. DOI : 10.1002/adma.201305850. En ligne : http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adma.201305850/abstract