



**HAL**  
open science

# Optimisation d'un instrument laparoscopique ergonomique pluri-articulé motorisé pour une efficacité et un confort opératoires accrus

Amandine Dufaug

► **To cite this version:**

Amandine Dufaug. Optimisation d'un instrument laparoscopique ergonomique pluri-articulé motorisé pour une efficacité et un confort opératoires accrus. Génie mécanique [physics.class-ph]. Communauté Université Grenoble Alpes, 2017. Français. NNT : . tel-02076995

**HAL Id: tel-02076995**

**<https://hal.science/tel-02076995>**

Submitted on 22 Mar 2019

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

## THÈSE

Pour obtenir le grade de

### **DOCTEUR DE LA COMMUNAUTÉ UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES**

Spécialité : **Sciences pour l'Ingénieur**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

**Amandine DUFAUG**

Thèse dirigée par **Christine BARTHOD**

et co-encadrée par **Laurent GOUJON**

préparée au sein du **Laboratoire SYMME : SYstèmes et Matériaux pour  
la MÉcatronique**

dans l'**École Doctorale SISEO : Sciences et Ingénierie des Systèmes,  
de l'Environnement et des Organisations**

## **Optimisation d'un instrument laparoscopique ergonomique pluri-articulé motorisé pour une efficacité et un confort opératoires accrus**

Thèse soutenue à huis-clos le **05 décembre 2017**,  
devant le jury composé de :

**M. Frédéric MARIN**

Professeur des Universités, BMBI, UTC, Président

**M. Alain BELLI**

Professeur des Universités, LIBM, UJM, Rapporteur

**M. Norbert NOURY**

Professeur des Universités, INL, INSA Lyon, Rapporteur

**M. Nicolas ANDREFF**

Professeur des Universités, FEMTO-ST, UFC, Examineur

**M. Nicolas FORESTIER**

Maître de Conférences HDR, LIBM, USMB, Examineur

**Mme. Christine BARTHOD**

Maître de Conférences HDR, SYMME, USMB, Directrice de thèse

**M. Laurent GOUJON**

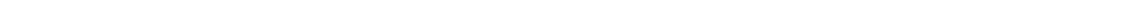
Maître de Conférences, SYMME, USMB, Co-Encadrant de thèse







*A mes parents  
A mes filleuls et ma nièce, qui sont ma joie de vivre  
A mes proches, ils se reconnaîtront...*





## Remerciements

*Certaines rencontres sont riches et nous permettent de grandir et de trouver notre place. Elles font qu'on se retrouve là où l'on est quelques fois par chance, d'autres par opportunité ou encore par un sacré coup du sort ! À toutes ces personnes qui m'ont permises, directement ou indirectement, de présenter ce travail de thèse, je voudrais tout simplement dire **MERCI** !*

*Je souhaite exprimer ma gratitude en premier lieu aux membres de mon jury de thèse extérieurs au projet. Merci au Professeur Alain BELLI de l'Université Jean Monnet de Saint Etienne, travaillant notamment dans les domaines de la biomécanique et du rendement musculaire, et au Professeur Norbert NOURY de l'INSA de Lyon, dont les travaux de recherche portent, entre autres, sur les capteurs biomédicaux embarqués, d'avoir accepté de rapporter ce travail de thèse. Merci également au Professeur Nicolas ANDREFF de l'Université de Franche-Comté, dont l'activité de recherche porte sur la microrobotique médicale, et au Professeur Frédéric MARIN, qui travaille notamment sur l'impact du comportement mécanique des matériaux biologiques du vivant sur le système musculosquelettique, d'avoir accepté d'en être les examinateurs.*

*Je voudrais remercier l'entreprise Dex Surgical, au travers de ses dirigeants, pour le co-financement de ce travail de thèse et de m'avoir fait confiance à l'issue de mon stage d'ingénieur. En me proposant de continuer en thèse avec vous, vous m'avez offert une très belle opportunité et ouvert les portes de la recherche appliquée. Je fais ici un clin d'œil à Pascal BARRIER, qui m'a montré que le management par l'humain était possible. Je remercie Guillaume NOURY pour avoir accepté de reprendre le financement de mon travail de thèse en cours de deuxième année et m'avoir ainsi permis de continuer mon travail de recherche sur deux thématiques qui me tiennent à cœur : la robotique et l'ergonomie.*

*Je remercie également le Conseil Savoie Mont Blanc (anciennement Assemblée des Pays de Savoie) pour avoir co-financé ce travail de thèse. Quelle fierté d'être soutenue par cet organisme qui ne co-finance que quelques thèses par an, surtout quand on est une enfant du pays !*

*Je souhaite remercier Emmanuel TROUVE, directeur de l'école doctorale SISEO et également Monique HETRU puis Julia KINO, secrétaires de la structure, pour les informations relatives à la vie doctorale, les formations mises en place et les événements organisés pour permettre aux doctorants de se connaître et de partager. Ainsi que Yvan PIGEONNAT, Nadine MASOCH et l'équipe du DFTIP pour leur disponibilité et l'organi-*

## Remerciements

---

sation des formations mises en place au sein de la Communauté Université Grenoble Alpes, notamment dans le cadre du label RES.

Je tiens à exprimer ma gratitude aux dirigeants du laboratoire SYMME, Laurent TABOUROT et Christine GALEZ. Tout a été mis en place pour que ma thèse se passe dans de bonnes conditions : de l'attribution d'un bureau et d'une paillasse, entre autres aspects logistiques, à la mise en place d'une qualité de vie au travail plus optimale au fur et à mesure des années par le biais d'activités qui nous ont été offertes de pratiquer au sein du laboratoire. Mention TB pour l'atelier gestion du stress et la table de Ping-Pong, tous deux des éléments très précieux au cours des (longs) mois de rédaction !

Que dire à propos de Christine BARTHOD, directrice de thèse et mentor ! Merci pour ta confiance et tes corrections particulièrement minutieuses (il en a fallu des heures pour repérer toutes les métonymies qui s'étaient glissées dans le texte, merci pour ce temps que tu m'as consacré) ! Après trois stages et une thèse sous ta direction, j'espère que nous aurons l'occasion de retravailler ensemble sur un projet commun ! Ton expérience et ta vision très pragmatique m'ont beaucoup fait évoluer durant ces années : tu m'as aidé à présenter mes idées de manière plus factuelle et plus claire (et il y avait souvent du travail !) et surtout à prendre du recul sur la manière d'aborder un sujet : Merci ! Je te dois beaucoup sur ces aspects-là ! Me faire prendre confiance en moi n'est pas chose facile et je te suis extrêmement reconnaissante d'avoir contribué à m'aider sur cet aspect ! Tu es une personne avec qui j'apprécie travailler et en qui j'ai placé depuis longtemps ma confiance car je peux compter sur toi en toutes circonstances : professionnelles comme personnelles. Ton avis importe beaucoup à mes yeux et m'invite à me poser sans cesse des questions qui me font progresser ! Et ça c'est motivant !

Merci à Laurent GOUJON, co-encadrant de cette thèse. J'ai apprécié ta disponibilité, tes corrections détaillées et ton aide sur les parties orientées vers l'électronique. Tu as été à l'écoute dès que j'en ai eu besoin et tu m'as apporté ton expérience sur les sujets que je maîtrisais le moins. Tu as eu à cœur de me donner confiance dans la qualité de mon travail et je t'en remercie. J'espère avoir l'occasion de collaborer à nouveau avec toi dans les années qui viennent ! Et merci pour nos discussions sur l'après-thèse qui m'ont permis d'observer les choses sous un nouvel angle.

Rémi ROSSET-LANCHET a été présent pour m'aiguiller sur la partie technique et sur l'instrumentation liée au Dex. Son expérience acquise au contact des chirurgiens a été précieuse pour ma recherche. Son esprit synthétique m'a beaucoup challengé au début mais finalement a été très formateur ! Merci de ton aide ! Je remercie également Jérémy OLLAGNIER pour ses explications sur la partie mécanique de l'instrument. Il m'a donné des conseils sur la manière de classifier les documents utiles pour l'entreprise en lien avec leur démarche qualité. De manière globale, je tiens à vous remercier tous les deux de m'avoir accueilli dans vos locaux au début un jour par semaine puis dès que j'en avais besoin sur la fin de thèse. Petite pensée pour Julie OUBRERIE pour clore ce paragraphe : merci de m'avoir intégré dans l'entreprise et avoir partagé mes repas !

Je remercie Nicolas FORESTIER pour nos discussions qui m'ont permis de mieux appréhender la physiologie et l'électromyographie et ton aide dans la détermination des protocoles de mesures. Je salue aussi Florian MONJO, Grégoire MITONNEAU et Romain TERRIER pour le temps qu'ils m'ont accordé au moment de la mise en place des manip au laboratoire d'ergonomie ainsi que les doctorants du LIBM pour avoir joué les cobayes et apprentis chirurgiens.

Il y a des enseignants qui vous marquent et qui vous donnent envie d'avancer : j'exprime ma gratitude au Professeur Jean-Guy PASSAGIA, qui, à travers son cours sur l'histoire de la chirurgie et ses encouragements sur les chances de réussite des candidats déçus au concours d'entrée en premier cycle des études de médecine, a, sans le savoir, profondément changé mon regard sur la chirurgie et m'a donné envie de continuer dans cette voie du biomédical malgré l'échec. Je remercie également tous mes enseignants, sans exception, de l'IUT d'Annecy, que j'ai retrouvé avec plaisir au cours de ma thèse, d'Heriot Watt University à Edinburgh et bien évidemment de l'ISIFC à Besançon pour avoir contribué d'une manière ou d'une autre à la présentation de ce travail. Je remercie également Myriam CHESNEAU-DEWEIRDT pour son encadrement dans les enseignements que j'ai réalisés au cours de mes deux dernières années de thèse : c'était un réel plaisir de travailler avec toi et d'échanger sur la pédagogie.

Il n'est pas de doctorant sans autres doctorants pour graviter autour ! Je lance un merci général à tout ceux du SYMME pour l'accueil et les bons moments passés ensemble ! Mention spéciale pour Florian (et sa patience légendaire) sans qui  $\LaTeX$  et MATLAB seraient encore bien nébuleux pour moi, Gwyddyon (avec qui j'ai partagé mon goût éclectique pour la musique, covoiturage oblige !) et Johan pour avoir partagé votre bureau et vos expériences de thèse, Thomas M. pour le soutien (pas toujours) moral (pas toujours non plus, vu le niveau des blagues !) dans les derniers mois, Thomas L. pour ton esprit critique (et tes sophismes !), Jérémy et Mathias pour votre bonne humeur et nos discussions du bout du couloir et tous les autres : Léonida, Pierre, Gilles, Simon, Laurent, Orlando, ..., sans oublier les premières années qui ont débarqué en 2016 : Pierre, Aurélien et Koki, fin cuisinier ! Merci de m'avoir fait confiance pour vous représenter au Conseil du laboratoire, une expérience qui m'a permis de prendre de l'assurance. Une petite pensée également pour les doctorants de l'IREGE et du LISTIC avec qui j'ai tissé des liens à Autrans : Emilie, Boris, Meriem, Quentin ! et la grande famille de SISEO pour les journées des doctorants riches en rencontres ! Je remercie également Hitoshi et Anton, venus présenter leurs travaux à SYMME, pour nos échanges sur les instruments de chirurgie et sur l'étude des mouvements de la main.

Je tiens à saluer Bastien BOURJAILLAT, Robin TRECANI et Johan PAYA, étudiants techniciens supérieurs, pour leur travail sur les déterminations de seuils de fluidité du geste opératoire. Ils se sont impliqués fortement pour que les résultats de leur projet puisse servir à mon travail de thèse et je les en remercie. Les encadrer a été une expérience riche de ma fin de thèse et m'aura également fait prendre du recul sur mon propre travail, notamment de rédaction.

Merci à mes ami(e)s pour m'avoir permis de m'évader de temps en temps de mon PC et mes cahiers de manips (Amandine, Céline, Thomas, Alexis, Amaury...), à Lydia pour ce beau cadeau que tu m'a fait, aux karatékas du KCA pour nos échanges musclés et notamment Charles et Alexandre, quatre oreilles attentives, coachs François et Bernard pour cette belle expérience en championnat de France : un challenge de taille l'année de la soutenance de thèse (mais quelle aventure !) et surtout un échappatoire idéal contre le stress et la pression et bien-sûr Sibille (aka Licorne) et Océane (aka Pö) pour tout ce que vous m'avez offert cette année ! Ça n'a pas de prix !

Merci à ma famille et plus particulièrement papa, maman et ma sœur Emilie pour leur soutien sans faille pendant ces trois années et toutes celles qui ont précédées (et il y en a eu quelques-unes depuis mes premiers pas dans une salle de classe) ! Fièvre d'avoir accompli ce travail, c'est en grande partie grâce à vous !

Et enfin, à toi, Alexandre, qui partage ma vie, mes échecs et mes espoirs au jour le jour, merci pour ton soutien inconditionnel, ta présence et ta patience et pour m'avoir suppléer dans la plupart des tâches du quotidien pour me permettre de passer toujours plus de temps sur mon travail. Je suis consciente que sans toi, cette aventure qui s'achève n'aurait pas été la même.





## Table des matières

Remerciements . . . . .	v
Table des matières . . . . .	ix
Glossaire . . . . .	xiii
Acronymes et sigles . . . . .	xix
<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 Contexte et objectifs</b>	<b>5</b>
1.1 Contexte médical . . . . .	7
1.2 Techniques chirurgicales en urologie . . . . .	8
1.2.1 Chirurgie ouverte . . . . .	8
1.2.2 Chirurgie mini-invasive . . . . .	10
1.3 Avantages et limites de la technique de laparoscopie . . . . .	12
1.3.1 Bénéfices pour la prise en charge du patient . . . . .	12
1.3.2 Inconvénients pour la prise en charge du patient . . . . .	13
1.4 Problématique . . . . .	16
<b>2 Etat de l'art des instruments laparoscopiques</b>	<b>19</b>
2.1 Dispositifs purement mécaniques . . . . .	21
2.1.1 Instruments classiques . . . . .	21
2.1.2 Dispositifs articulés . . . . .	25
2.2 Dispositifs mécatroniques . . . . .	33
2.2.1 Plateformes télémanipulées . . . . .	36
2.2.2 Dispositifs mécatroniques tenus en main . . . . .	42
2.3 Focus sur le Dex <sup>TM</sup> . . . . .	49
2.3.1 Poignée . . . . .	49
2.3.2 Articulations distales et effecteurs . . . . .	49
2.3.3 Types de contrôle et système d'actionnement . . . . .	49
2.3.4 Avantages et inconvénients . . . . .	49
2.4 Conclusion . . . . .	50

<b>3</b>	<b>Etude du confort opératoire</b>	<b>51</b>
3.1	Caractérisation du confort . . . . .	53
3.1.1	Définition du confort . . . . .	53
3.1.2	Troubles musculosquelettiques . . . . .	56
3.1.3	Physiologie de la sollicitation musculaire . . . . .	58
3.1.4	Electromyographie . . . . .	62
3.2	Mesures électromyographiques de gestes laparoscopiques . . . . .	73
3.2.1	Contexte et objectifs de l'étude . . . . .	73
3.2.2	Matériel de l'étude . . . . .	74
3.2.3	Exercices mis en place . . . . .	77
3.2.4	Choix des muscles à étudier . . . . .	79
3.2.5	Sujets de l'étude . . . . .	80
3.2.6	Protocoles de mesures . . . . .	81
3.3	Méthodes utilisées pour le traitement des données . . . . .	91
3.3.1	Activité musculaire . . . . .	91
3.3.2	Fatigue musculaire . . . . .	92
3.4	Résultats et discussion . . . . .	96
3.4.1	Détermination des contractions maximales volontaires retenues pour l'exploitation des résultats . . . . .	96
3.4.2	Etude de l'influence de l'instrument sur le confort du chirurgien expert . . . . .	102
3.4.3	Comparaison des niveaux d'expertise . . . . .	113
3.4.4	Comparaison de différentes hauteurs de travail pour le chirurgien expert . . . . .	123
3.5	Conclusion . . . . .	129
3.5.1	Conclusion sur les méthodes proposées . . . . .	129
3.5.2	Conclusion sur le Dex comme vecteur d'ergonomie . . . . .	131
<b>4</b>	<b>AELI : nouvel instrument de laparoscopie</b>	<b>133</b>
4.1	Etude cinématique de l'instrument Dex™ . . . . .	135
4.1.1	Instrument actuel . . . . .	135
4.1.2	Proposition d'évolution de cet instrument . . . . .	135
4.2	Conception d'un nouvel instrument . . . . .	135
4.2.1	Cinématique . . . . .	135
4.2.2	Interface utilisateur . . . . .	135
4.2.3	Mise en œuvre du modèle . . . . .	135
4.3	Mise en œuvre du nouvel instrument . . . . .	135
4.3.1	Etude de faisabilité . . . . .	135
4.3.2	Vers le prototype fonctionnel . . . . .	136
4.4	Conclusion . . . . .	136
	<b>Conclusion générale et perspectives</b>	<b>137</b>
	<b>Table des figures</b>	<b>xli</b>
	<b>Liste des tableaux</b>	<b>xlv</b>

---

<b>A</b>	<b>Détail des exercices de la session 3</b>	<b>xlvi</b>
A.1	Chirurgien intermédiaire - Configuration standard . . . . .	xlvi
A.2	Chirurgien intermédiaire - Configuration Dex . . . . .	li
A.3	Chirurgien expert - configuration standard . . . . .	liv
A.4	Chirurgien expert - configuration Dex . . . . .	lvi
<b>B</b>	<b>Données complémentaires au Chapitre 3</b>	<b>lviii</b>
B.1	Contractions maximales volontaires - session 4 . . . . .	lviii
B.2	Ecarts relatifs - session 3 . . . . .	lix
B.3	Durée d'analyse <i>JASA</i> - session 3 . . . . .	lix
B.4	Mesures subjectives de la douleur et de l'effort - session 4 . . . . .	lx
B.5	Incertitudes sur les valeurs d'activités musculaires - session 3 . . . . .	lxi
<b>C</b>	<b>Données complémentaires au chapitre 4</b>	<b>lxii</b>
C.1	Comparaison des activités musculaires pour l'actionnement de la <i>rotation propre</i> par bouton ou par poignée . . . . .	lxii
C.2	Codeur d'angle . . . . .	lxii



## Glossaire

*La source principale des associations d'idées réside dans la définition des mots.*

Paul Robert

Les mots référencés dans le glossaire sont signalés par le symbole ↗.

## A

**ABDUCTION/ADDUCTION** : n.f. mouvement par lequel un membre (ou un segment de membre) s'éloigne (abduction) ou se rapproche (adduction) de l'axe médian [ANM2016].

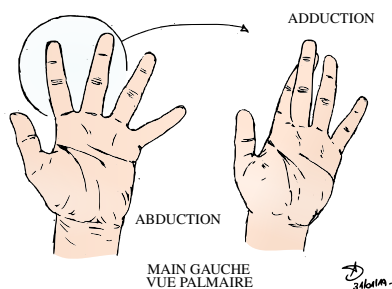


Figure 1

**ABLATION** : n.f. désigne le retrait de tissu biologique généralement au cours d'un geste chirurgical (Wikipédia).

**ACROPHASE** : n.f. désigne la position de la plus haute valeur d'une variable biologique mesurée dans l'échelle de temps pour une période considérée en fonction d'une référence temporelle. Dans un cycle circadien, ce pic est généralement donné en heures (Wikipédia).

**ADÉNOME PROSTATIQUE** : n.m. correspond à une hyperplasie dystrophique du tissu prostatique pouvant aboutir à une tumeur bénigne. Appelée hypertrophie bénigne de la prostate, ce type de tumeur se développe principalement dans la partie centrale de la prostate, autour de l'urètre [ANM2016].

**ADHÉRENCE** : n.f. accollement anormal d'origine cicatricielle de deux surfaces contigües qui sont normalement séparées [ANM2016].

**ANASTOMOSE** : n.f. utilisé ici au sens de communication créée chirurgicalement entre deux structures creuses, notamment entre deux portions des voies urinaires [ANM2016].

**ANTÉPULSION** : n.f. définit, pour l'épaule, une

élévation antérieure du bras [A3DL2012].

**AXONE** : n.m. prolongement de la cellule nerveuse, partie essentielle de la fibre nerveuse, qui reçoit les impulsions nerveuses de son propre corps neuronal et les transmet à d'autres neurones ou à des organes effecteurs, à travers ses terminaisons qui peuvent revêtir des formes diverses (massue, bouton, anneau, corbeille, etc.) [ANM2016].

## B

**BIPOLAIRE** : adj. caractérise un mode d'électrochirurgie pour laquelle les deux mors de l'instrument constituent des électrodes qui vont être mise en contact avec les tissus du patient pour réaliser une section ou une coagulation. Le courant boucle entre les mors, avec un trajet très court dans le patient avec un échauffement important des tissus [UMVF2008b].

**BOUTON SYNAPTIQUE** : g.n. correspond au corpuscule nerveux terminal, c'est-à-dire à l'extrémité terminale de l'axone d'un neurone, et représente la partie présynaptique d'une synapse (Wikipédia).

## C

**CAUDAL/CRÂNIAL** : adj. caractérise une structure anatomique orientée en direction des vertèbres coccygiennes / de l'extrémité céphalique (la tête) du corps d'un vertébré [ANM2016].

**CAUTÉRISATION** : n.f. technique médicale utilisant de la chaleur (ou un produit chimique) pour détruire des cellules ou stopper une hémorragie par brûlure ou cautérisation tissulaire (d'après [ANM2016] et Wikipédia).

**CHAMP OPÉRATOIRE** : g.n. étoffe non tissée entourant la région du corps sur laquelle est prati-

quée une opération (Wikipédia). Par extension, s'applique ici à la région externe du corps au niveau de laquelle sont insérés les instruments chirurgicaux (mur abdominal ou paroi abdominale) et qui se trouve au niveau du champ opératoire.

CLAMPAGE : n.m. arrêt mécanique provisoire placé sur un vaisseau ou un organe creux pour en interrompre la circulation dans un but d'hémostase ou de chirurgie [ANM2016].

COMANIPULATION : n.f. au sens de Morel, il existe deux types de comanipulation, la comanipulation série et parallèle.

Le comanipulateur série présente des mobilités venant s'ajouter à celles de l'opérateur. Le mécanisme de l'instrument comanipulé est mis en série avec la chaîne cinématique du membre supérieur du praticien.

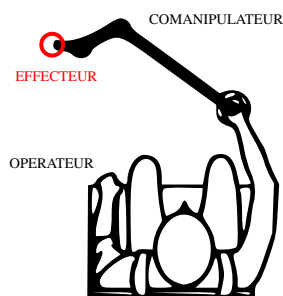


Figure 2

La saisie se fait par la partie proximale de l'instrument et l'opérateur peut lui faire décrire un mouvement qui soit complémentaire de celui de la partie distale. L'instrument est à la fois comanipulé et comanipulateur.

Le comanipulateur parallèle est capable d'exercer sur un instrument des efforts s'ajoutant à celui de l'opérateur. L'instrument est alors relié à deux chaînes cinématiques distinctes formées d'une part par le membre supérieur de l'opérateur et d'autre part par un robot. Dans ce cas, l'instrument est comanipulé et le robot comanipulateur (défini d'après futura-sciences.com).

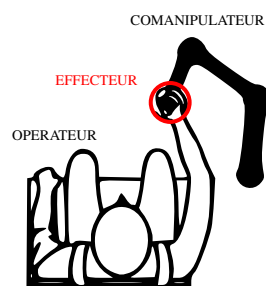


Figure 3

CONTROLATÉRAL : adj. désigne ce qui survient du côté opposé (vulgaris-medical.com).

### D

DIAPHONIE : n.f. interférence d'un premier signal avec un second. Des traces du premier signal sont retrouvées dans le signal du second, le perturbant. Cela peut être dû à des interférences électromagnétiques par couplage capacitif, inductif ou par conduction (Wikipédia).

### E

ÉLECTROCHIRURGIE : n.f. méthode de traitement chirurgical par utilisation locale d'un courant électrique qui utilise la chaleur produite par le passage de courant électrique dans un instrument opératoire afin de carboniser des tissus (à partir d'un extrait du Larousse Médical).

ÉLÉVATION : n.f. utilisé ici à la place de l'expression anglaise *abdominal wall lift method* qui consiste à élever mécaniquement la paroi abdominale au lieu d'y insuffler du CO<sub>2</sub> pour dilater la paroi et décoller les structures anatomiques [Lindgren1995].

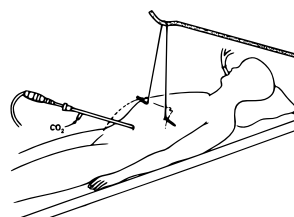


Figure 4



ÉPICONDYLITE : n.f. inflammation des tendons de la partie externe du coude, s'insérant sur l'épicondyle, apophyse inférieure de l'humérus, qui apparaît à la suite de gestes du bras ou de la main répétés et/ou intensifs. Cette atteinte tendineuse fait partie des troubles musculosquelettiques (d'après Assurance Maladie et Larousse).

## H

HAPTIQUE : adj. décrit le sens du toucher et comprend les informations kinesthésiques (liées à la force) dont les récepteurs sont surtout situés au niveau des tendons, des muscles et des articulations et les informations tactiles (cutanées) (au sens de [Okamura2009]).

HÉMOSTASE : n.f. mécanisme physiologique ou action thérapeutique qui provoque l'arrêt d'une hémorragie [ANM2016].

HYPERCAPNIE : n.f. acidose gazeuse liée à une pression partielle artérielle de gaz carbonique supérieure à la limite normale [ANM2016].

## I

INDICATION : n.f. désigne un signe clinique, une pathologie ou une situation affectant un patient et justifiant l'intérêt d'un examen ou d'un traitement médical. Une indication est validée par les autorités médicales, sanitaires ou par la recherche scientifique (Wikipédia).

IPSILATÉRAL : adj. décrit des structures situées du même côté du plan médian (Dictionnaire Médical de l'Académie de Médecine, version 2016-1 et Wikipédia). Dans le cas de l'utilisation de l'instrument Kymerax, les points d'entrée sont para-ombilical et inguinal à droite ou à gauche [Sieber2017].

ISCHÉMIE : n.f. diminution ou arrêt de la cir-

culatation et donc de l'apport sanguin dans un organe ou un tissu, limitant l'apport d'oxygène et l'élimination de toxines (d'après [ANM2016] et Wikipédia).

ISOMÉTRIQUE : adj. qualifie la contraction d'un muscle sans raccourcissement des fibres musculaires (d'après [ANM2016] et Wikipédia).

## K

KINESTHÉSIE : n.f. perception consciente de la position et des mouvements des différentes parties du corps ainsi que des forces appliquées. Cette perception est à rapprocher de la proprioception qui prend néanmoins un sens plus large (d'après Wikipédia et [Okamura2009]).

## M

MARGE CHIRURGICALE POSITIVE : n.f. résidu du cancer laissé au cours d'une intervention pouvant survenir dans deux cas :

- Cancer localisé (pT2) : bien que la tumeur cancéreuse ait été entourée de tissu sain, celui-ci a été lésé au cours de l'intervention permettant à des cellules tumorales de se répandre à proximité de l'organe. Une marge chirurgicale positive doit dans le cas d'un cancer localisé être exceptionnelle car accidentelle.
- Cancer localement avancé (pT3) : le cancer a dépassé les limites de l'organe et envahit le tissu autour. Au moment de l'opération, ce dépassement est microscopique et invisible et l'erreur médicale n'est pas en cause.

Lorsque des cellules tumorales persistent dans le corps après l'intervention, il y a un risque de récurrence de la maladie pour le patient. La longueur de la marge est un paramètre crucial de la prise en charge, qui devient critique au-delà de 3 mm (cancer-de-la-prostate.fr).

MONOPOLAIRE : adj. caractérise un mode d'électrochirurgie pour laquelle l'instrument constitue une électrode qui va être mise en contact avec les tissus du patient pour réaliser une section ou une coagulation. Il est nécessaire de placer sur le patient une électrode de retour. Le positionnement de celle-ci constitue un critère important pour la sécurité du patient [UMVF2008b].

MOTONEURONE : n.m. neurone moteur dont le corps cellulaire se situe au niveau de la corne antérieure de la moelle ou des noyaux des nerfs crâniens et son prolongement axonique concourt à la constitution des nerfs moteurs crâniens, des racines antérieures de la moelle, des plexus et des nerfs moteurs périphériques [ANM2016].

## N

NÉPHRECTOMIE : n.f. ablation chirurgicale d'un rein [ANM2016].

NOSOCOMIAL : adj. caractérise des infections qui se développent au cours et du fait d'un séjour en milieu hospitalier [ANM2016].

## O

ONCOLOGIE : n.f. étude des tumeurs, aussi appelée carcinologie ou cancérologie [ANM2016].

## P

PÉRITOINE : n.m. membrane séreuse annexée aux organes de la cavité abdomino-pelvienne (au niveau de la partie sous-diaphragmatique de l'appareil digestif) et à certains organes des appareils urinaire et génital [ANM2016].

PRÉVALENCE : n.f. nombre total de cas d'une maladie (ou tout autre événement) dans une population déterminée. La prévalence tient compte des nouveaux cas référencés au cours d'une pé-

riode ou à un instant donné mais également de ceux déjà diagnostiqués (d'après [ANM2016] et Le Journal des Femmes).

POTENTIEL D'ACTION : g.n. potentiel électrique transitoire engendré par la dépolarisation de la membrane des cellules neuronales et qui se propage depuis les synapses situées au niveau des dendrites jusqu'à celles des arborisations axonales [ANM2016].

## R

REDONDANCE : n.f. caractérise un robot avec plus de 6 degrés de liberté. Cela signifie que certains mouvements articulaires ne conduisent pas à un mouvement dans l'espace. Il y a alors différentes configurations qui peuvent conduire à un même mouvement (Notes de cours, Robotique, ISIFC [Andreff2013]).

RÉSECTION : n.f. ablation chirurgicale ne touchant qu'une partie d'un tissu ou d'un organe [ANM2016].

## S

SINGULARITÉ : n.f. correspond, en robotique, à une matrice MCD (modèle cinématique direct) non inversible. Pour assurer un mouvement nul, deux moteurs peuvent se mettre à tourner en sens inverse, dans le cas d'un robot redondant, par exemple [Andreff2013].

SITE OPÉRATOIRE : g.n. décrit la zone anatomique où le geste chirurgical est effectué. Il inclut également la zone lésée par le passage des instruments. Ainsi le site opératoire couvre 3 étages : superficiel (peau et tissu sous-cutané), profond (fascia et muscles) et organe (cpias-ile-de-france.fr). Dans ce manuscrit, il est utilisé pour décrire la zone terminale, où s'effectue le geste thérapeutique.

SYNAPSE : n.f. site permettant l'interconnexion de deux neurones ou d'un neurone avec une cellule musculaire et qui est un lieu de transmission d'information par le biais d'échanges biochimiques [ANM2016].

*T*

TACTILE : adj. caractérise le sens du toucher plus spécifiquement en ce qui concerne la composante cutanée (au sens de [Okamura2009]).

TAUX DE RÉJECTION DU MODE COMMUN : g.n. cette grandeur est le reflet de la capacité d'un amplificateur opérationnel à rejeter la tension commune de ses entrées ( $V^+$ ,  $V^-$ ). Cette tension commune est calculée comme étant la moyenne des deux tensions d'entrée (Wikipédia). Si les gains de l'amplificateur sont respectivement  $G_D$  pour le gain différentiel et  $G_{MC}$  pour le mode commun avec  $V_S$  la tension de sortie, alors le TRMC peut être calculé comme :

$$V_S = G_D(V^+ - V^-) + G_{MC} \frac{V^+ + V^-}{2}$$

$$TRMC = \frac{G_D}{G_{MC}}$$

*V*

VISCÈRE : n.m. organe se situant dans une cavité corporelle (abdominale, thoracique et boîte crânienne). Dans le langage courant, ce terme est utilisé pour décrire les organes abdominaux (Wikipédia).

## Acronymes et sigles

ADP : Adénosine Di-Phosphate.

ATP : Adénosine Tri-Phosphate.

AVU : Anastomose vésico-urétrale.

BB : Biceps Brachial.

CE : Conformité Européenne, marquage nécessaire pour la commercialisation des dispositifs médicaux en Europe qui stipule que le produit répond à toutes les exigences qui s'appliquent sur lui.

DA : Deltoïde Antérieur (faisceau antérieur du muscle Deltoïde).

DL : Deltoïde Latéral (faisceau latéral du muscle Deltoïde).

ECRL : Extensor Carpi Radialis Longus (muscle Long Extenseur Radial du Carpe).

ECSD : Extenseur Commun Superficiel des Doigts.

EMG : Electromyographique.

ETH : Eminence Thénar (muscles de la colonne du pouce, Court Abducteur du pouce notamment).

FCSD : Fléchisseur Commun Superficiel des Doigts.

FDA : *Food and Drug Administration*, administration américaine des denrées alimentaires et des médicaments.

INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité.

pA : potentiel d'action.

PID : régulateur qui calcule une action Proportionnelle, Intégrale, Dérivée en fonction de l'erreur consigne/mesure.

RMS : Root Mean Square (moyenne quadratique).

sEMG : Electromyographie de surface.

SENIAM : Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

TB : Triceps Brachial.

TMS : Troubles musculosquelettiques.

TS : Trapèze Supérieur (faisceau supérieur du muscle Trapèze.)



## Introduction générale

De tout temps, le chirurgien a cherché à améliorer sa technique, en développant des méthodes originales, en élaborant des gestes complexes ou en utilisant de nouveaux instruments. Si les évolutions ont été nombreuses depuis les premiers âges de la chirurgie, des problématiques communes subsistent de nos jours comme la nécessité de retirer une structure lésée, le besoin de fermer une plaie, de la panser, d'en faciliter la cicatrisation. Les chirurgiens ont tour à tour fait preuve d'imagination voire d'audace pour développer de nouvelles techniques. Selon les époques et les civilisations, cette discipline médicale a connu un essor important ou s'est confrontée à l'obscurantisme et à l'interdit [Passagia2006]. Avec les prémisses de l'asepsie, de l'antisepsie et la mise en place des blocs opératoires au début du XX<sup>ème</sup> siècle, se développent des conditions de prise en charge plus favorables pour le patient et de travail améliorées pour le chirurgien.

La dernière évolution notoire de cette technique médicale est la chirurgie mini-invasive. Elle consiste à intervenir dans une cavité, préalablement dilatée pour en décoller les structures anatomiques, à travers de petites incisions, pratiquées au niveau de la paroi la séparant de l'environnement extérieur, en des points spécifiques. La vision intracorporelle est assurée par une caméra, appelée endoscope, et les gestes chirurgicaux sont effectués grâce à des instruments longs, permettant d'intervenir en profondeur de la cavité, dans des espaces exigus. Cette chirurgie, qui a recouru à des instruments de diamètre de plus en plus réduit, est en passe d'être supplantée par des techniques ne laissant pas de cicatrices utilisant les orifices naturels comme voies d'abord pour l'intervention [Novitsky2005]. Ainsi, les techniques à port unique, utilisant l'ombilic comme point d'entrée ou encore les interventions par voies naturelles (ano-rectales ou gastriques) sont en fort développement [Yoshiki2016]. De nouveaux systèmes sont conçus pour que les pièces qui le composent puissent être larguées dans le péritoine, via un gastroscope, à travers la paroi gastrique. Ils sont ensuite assemblés dans l'abdomen du patient par aimantation des différentes pièces soumises à un champ magnétique et récupérés en fin d'intervention par le chemin inverse [Harada2010]. Le tissu de l'estomac a un processus cicatriciel très rapide et l'absence complète d'ouverture sur l'extérieur diminue les lésions tissulaires, le risque d'infection et le temps de récupération.

En attendant l'arrivée de ces nouvelles techniques en routine opératoire, la chirurgie mini-invasive reste donc le standard employé dans un certain nombre de procédures. Limitant les lésions

tissulaires, les saignements et la durée d'hospitalisation, elle présente de nombreux avantages pour la prise en charge du patient [Tanigawa2009]. Elle a été, durant ses premières décennies d'existence, pratiquée à l'aide d'outils simples (pincés, ciseaux, porte-aiguilles) placés à l'extrémité d'instruments longs, rigides, non-articulés avec des poignées à la stylique peu ergonomique nécessitant une force d'activation importante [Berguer1998]. La prise de conscience des nombreuses limites de cette technique pour le chirurgien en regard de la chirurgie ouverte (perte de vision directe, absence d'informations tactiles, bien que le retour de force soit permis à travers le contact instrument-patient, adoption de postures délétères pour les articulations) a conduit des chercheurs et fabricants à proposer de nouvelles solutions techniques et ergonomiques pour faciliter le travail du chirurgien [Belleau2001] [Berguer2001b] [Berguer2003] [Gofrit2008] [Choi2012]. Ces propositions concernent, dans un premier temps, l'environnement direct du praticien comme l'utilisation de tables d'opération adaptées en hauteur, le recours à des estrades et le placement des écrans de manière ergonomique pour chaque membre du personnel du bloc [Berquer2002] [Kaur2008] [Hubert2010]. Dans la pratique, 95% des chirurgiens travaillent avec des tables dont la hauteur n'est pas adaptée à leur morphologie [Matern2001]. Cette proportion est plus forte chez les chirurgiens de petite taille pour lesquels peu de tables existent sur le marché. De plus, même dans les cas favorables, la présence au bloc opératoire de membres du personnel hospitalier de tailles différentes impose de régler la table au mieux pour l'ensemble de l'équipe et la hauteur de celle-ci n'est donc finalement optimale pour personne. Les estrades permettent de pallier ce problème mais ne sont pas forcément utilisées par manque de praticité (encombrement au sol), par peur de tomber (surface de la plateforme souvent réduite) ou parce qu'elles ne sont pas adaptées à l'utilisation de pédales d'activation pour les instruments d'électrochirurgie<sup>↗</sup> [Matern2001]. Dans un second temps, des évolutions sur les instruments ont été proposées sous la forme d'articulations distales permettant au chirurgien de retrouver des mouvements intracorporels proches de ceux possibles en chirurgie ouverte [Anderson2016].

En parallèle de ces instruments articulés, grâce à l'avènement de la robotique et à la miniaturisation de l'électronique, se développent rapidement des dispositifs mécatroniques comanipulés<sup>↗</sup>, voire télémanipulés, motorisés. La plateforme Da Vinci, développée au début des années 2000, a conservé son monopole pendant une dizaine d'année et est actuellement la plateforme de téléchirurgie la plus commercialisée au monde bien que d'autres systèmes sont arrivés récemment sur le marché. Ces dispositifs, pilotés par le chirurgien assis devant une console, modifient grandement les techniques opératoires et l'ensemble du geste doit être réappris posant de plus en plus la question de former les chirurgiens directement voire uniquement sur ces dispositifs [Abaza2009]. C'est dans ce contexte que des instruments tenus en main se développent. Ils permettent de conserver une pratique au pied du patient avec des gestes similaires à ceux de la laparoscopie standard et surtout une conversion en laparotomie rapide en cas de complication.

Proposer une mobilité intracorporelle toujours plus importante, une ergonomie optimisée et un confort opératoire maximal en vue d'accroître la sécurité de l'intervention sont autant d'objectifs que se fixent les concepteurs de dispositifs médicaux dans le domaine de la chirurgie mini-invasive. Dans ce contexte, après une présentation des différents dispositifs disponibles sur le marché, l'apport sur la pratique du chirurgien en termes de confort opératoire d'un instrument motorisé pluri-articulé sera étudié. L'analyse de l'influence de la poignée articulée sur la posture de travail sera couplée à celle de la hauteur de travail, notamment pour les groupes musculaires

de l'épaule. Enfin, des évolutions de cet instrument, par le biais de l'ajout de nouvelles fonctions et de la redéfinition de l'architecture électronique interne, seront proposées de sorte à optimiser le geste opératoire et le confort du chirurgien.





## Contexte et objectifs

*Apprends déjà à te connaître puis connais les autres...*

Gichin Funakoshi, Précepte 4

*... ou comment appréhender les besoins pour se positionner dans un contexte précis.*

### Sommaire

<b>1.1</b>	<b>Contexte médical . . . . .</b>	<b>7</b>
<b>1.2</b>	<b>Techniques chirurgicales en urologie . . . . .</b>	<b>8</b>
1.2.1	Chirurgie ouverte . . . . .	8
1.2.2	Chirurgie mini-invasive . . . . .	10
<b>1.3</b>	<b>Avantages et limites de la technique de laparoscopie . . . . .</b>	<b>12</b>
1.3.1	Bénéfices pour la prise en charge du patient . . . . .	12
1.3.2	Inconvénients pour la prise en charge du patient . . . . .	13
<b>1.4</b>	<b>Problématique . . . . .</b>	<b>16</b>



## 1.1 Contexte médical

Les applications médicales sur lesquelles ce travail de thèse s'est focalisé sont liées au domaine de l'urologie. Parmi les disciplines s'intéressant à l'étude des viscères<sup>23</sup>, l'urologie se concentre sur un groupe bien défini d'organes et de glandes situés dans la cavité abdominale. Il regroupe l'ensemble des structures anatomiques assurant la formation, l'écoulement, le stockage et l'évacuation des urines ainsi que l'appareil génital masculin [ANM2016].

L'appareil urinaire, représenté Figure 1.1a, débute aux reins. Ils sont formés de structures glomérulaires et tubulaires. Les premières filtrent le sang en une urine primitive, les secondes permettent la réabsorption par l'organisme de l'eau et de certains électrolytes contenus dans l'urine primitive. C'est à ce niveau que sont ajoutées les sécrétions rénales formant ainsi l'urine définitive. Elle s'écoule ensuite dans les calices puis le bassinet avant de se déverser dans l'uretère qui débouche sur la vessie (Figure 1.1b). La miction est ensuite réalisée au travers de l'urètre situé sur la partie caudale<sup>24</sup> de la vessie [Chaffanjon2011a] [Chaffanjon2011b] [Godin-Ribuot2011].

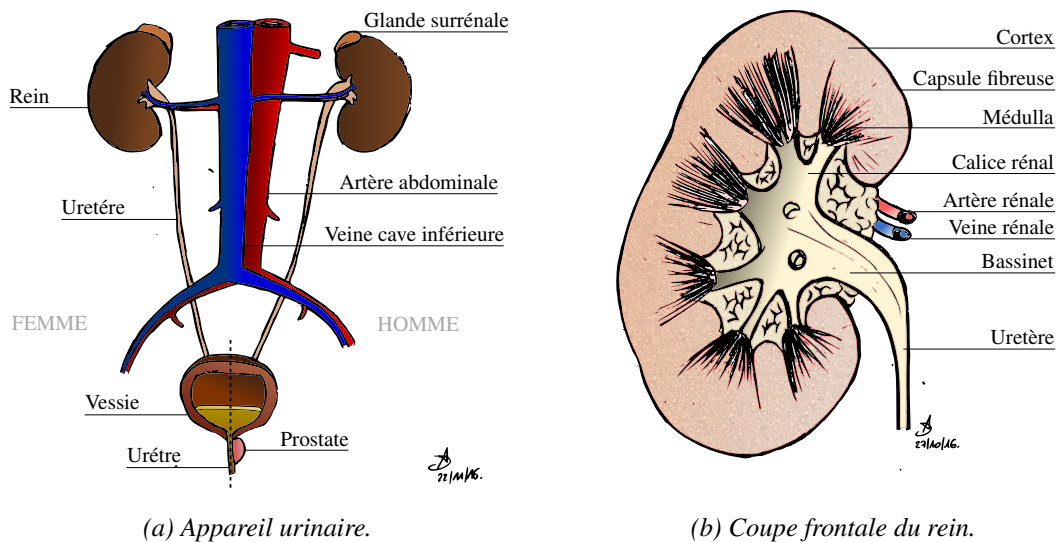


Figure 1.1 – Anatomie de l'appareil urinaire et détails du rein.

Chez l'homme, l'urètre est entouré par la prostate dès sa sortie du col vésical. Cette glande, qui sécrète une partie du liquide séminal et le stocke, s'hypertrophie lors du vieillissement de l'individu aboutissant à des adénomes prostatiques<sup>25</sup>. Ainsi, 50 % des individus de plus de 50 ans développent des tumeurs bénignes de la prostate. En plus de ces hypertrophies sans gravité, des tumeurs malignes sont régulièrement décelées dans ces glandes [LCC2004]. D'après l'Institut National du Cancer, c'est le cancer le plus fréquent chez l'homme devant celui du poumon ou du côlon-rectum [INC2016]. D'après la Haute Autorité de Santé, la prévalence augmente avec l'âge [HAS2012]. Ainsi, sur la tranche d'âge 55-64 ans, 0,8 % de la population masculine présente une telle pathologie. La prévalence atteint 3,6 % après 74 ans. La population française est particulièrement touchée. De manière générale, 68 % des cancers de la prostate dépistés dans le monde le sont dans les pays développés, selon les statistiques données par le Fond International de la Recherche sur le Cancer dans le Monde (*World Cancer Research Fund International*) [WCRFI2015].

Dans ce travail de thèse, notre intérêt s'est surtout porté sur la cancérologie urogénitale et plus précisément sur les traitements de tumeurs prostatiques et rénales, se situant de part et d'autre de l'appareil urinaire, bien que l'urologie couvre en réalité un spectre plus large de pathologies (allant de la pathologie malformative aux traumatismes) [ANM2016].

La prise en charge des tumeurs nécessite une ablation<sup>↗</sup> de toute ou partie de la structure atteinte. Les termes de néphrectomie et prostatectomie sont utilisés lorsque l'ablation se fait au niveau du rein ou de la prostate respectivement.

Pour réaliser un geste thérapeutique sur un organe de l'appareil urinaire, il est nécessaire de créer des voies d'abord chirurgicales qui dépendent majoritairement du positionnement des structures anatomiques d'intérêt par rapport au péritoine<sup>↗</sup>. Les chirurgiens ont ensuite recours à la chirurgie ouverte ou mini-invasive pour procéder à l'ablation du tissu tumoral.

## 1.2 Techniques chirurgicales en urologie

### 1.2.1 Chirurgie ouverte

La chirurgie ouverte est sans doute aussi ancienne que l'homme lui-même. Des traces d'interventions réussies (trépanations, amputations) sont retrouvées dès la préhistoire [Passagia2006].

En chirurgie, comme dans d'autres domaines, l'homme a su intégrer son observation et sa compréhension du monde dans ses méthodes de prises en charge d'une personne blessée ou malade. Les premières solutions techniques auxquelles il a recours proviennent directement de son environnement proche. Ainsi, pour refermer une plaie, les soigneurs ont tôt fait preuve d'ingéniosité. C'est le cas, par exemple, de l'utilisation depuis des siècles, des mandibules des fourmis légionnaires comme agrafes résorbables, leur puissance en pincement étant suffisante pour refermer les berges d'une plaie (Figure 1.2) [Passagia2006]. Cette technique est notamment utilisée au IX<sup>ème</sup> siècle dans les pays arabes sous l'impulsion d'Abū al-Qāsim Khalaf ibn Abbās al-Zahrāwī, connu sous le nom Aboulcassis en France, considéré comme l'un des plus grands chirurgiens de son époque. Certains gestes observés de nos jours au bloc opératoire semblent, à raison ou par simple coïncidence, s'inspirer de méthodes déjà imaginées par les peuplades primitives ou par les civilisations qui nous ont précédées.

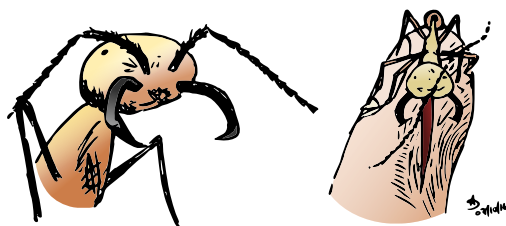


Figure 1.2 – Sutures primitives avec mandibules de fourmis.

Étymologiquement, la chirurgie est décrite comme la partie de la médecine dont le but est la guérison du patient par le seul usage des mains [Passagia2006]. Elle a cependant très vite intégré des instruments permettant d'intervenir plus efficacement au niveau des structures lésées [Larousse2016]. Ainsi, dès le IX<sup>ème</sup> siècle, Aboulcassis, décrit une collection de plus de 200 instruments de chirurgie, dont la majorité n'avait jamais été utilisée auparavant. Son ouvrage, qui a marqué fortement les études chirurgicales, devenant une référence dans le monde arabe et en Europe, montre que l'emploi d'une instrumentation adaptée est rapidement devenu indissociable de la pratique du chirurgien. Avec les évolutions technologiques qui se sont succédées, il a pu bénéficier de nouveaux matériaux et d'outils toujours plus sophistiqués et efficaces pour parfaire sa technique.

Le chirurgien utilise, au cours de son intervention, différents types d'instruments et accessoires que sont, par exemple, les pinces, les ciseaux de clampage et les écarteurs (Figure 1.3). Il a, en chirurgie ouverte, une vision directe de la structure anatomique sur laquelle il intervient. Il peut également la toucher et la manipuler ce qui lui permet de recueillir des informations complémentaires sur son état (texture, rigidité).



(a) Intervention sur le rein.

(b) Intervention sur l'abdomen.

Figure 1.3 – Exemples d'interventions en chirurgie ouverte.

Parmi les gestes pratiqués en chirurgie ouverte, la laparotomie est un acte chirurgical à part entière. Une voie d'abord est créée vers les organes de l'abdomen à des fins diagnostiques ou thérapeutiques [ANM2016]. Ce n'est qu'au début du XIX<sup>ème</sup> siècle que le péritoine est franchi pour la première fois dans le cadre de l'ablation d'une tumeur. Auparavant, cette barrière était considérée, par croyance, comme infranchissable [Lorin2016].

Jusque dans les années 1980, et suite au fort développement de cette pratique chirurgicale, la laparotomie est la procédure de référence pour intervenir sur les organes de la cavité abdominale. En parallèle des actions thérapeutiques réalisées par cet acte chirurgical, les laparotomies exploratoires se développent, lésant les tissus à seul but diagnostique.

La prostatectomie radicale, pratiquée en laparotomie, nécessite une ouverture de la paroi abdominale au niveau du bas abdomen, entre l'ombilic et le pubis, au niveau ou à proximité de la ligne blanche. Cette structure fibreuse, médiane, est avascularisée. C'est une voie d'abord privilégiée pour toute intervention au niveau abdominal ou thoracique puisqu'elle permet de ne sectionner ni les tissus musculaires ni les vaisseaux sanguins. Dans le cas de la néphrectomie (totale ou partielle), l'ouverture classiquement préconisée est plus latéralisée pour avoir un accès direct au rein, situé en arrière de la cavité péritonéale (Figure 1.4).

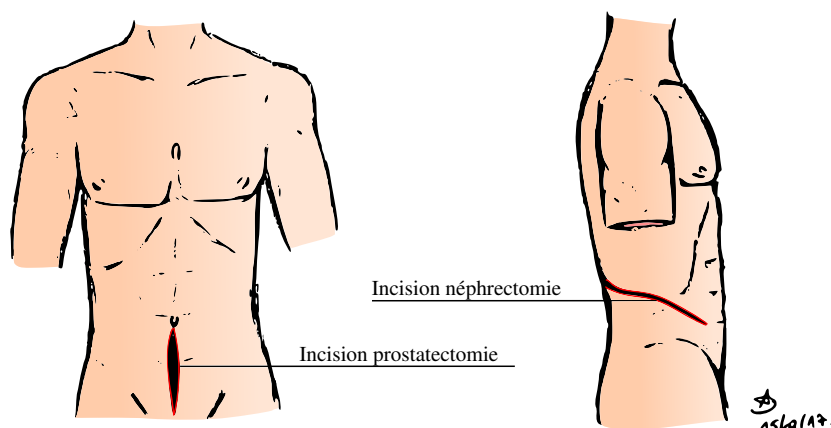


Figure 1.4 – Incisions en chirurgie ouverte : prostatectomie et néphrectomie.

La chirurgie ouverte donne de très bons taux de réussite sur la prise en charge des pathologies en urologie. Néanmoins, l'agressivité des procédures a conduit les chirurgiens à se tourner vers d'autres techniques. C'est dans ce contexte qu'est apparue la chirurgie mini-invasive.

### 1.2.2 Chirurgie mini-invasive

La chirurgie mini-invasive permet d'intervenir sur une structure anatomique (1) en réduisant la taille des incisions pratiquées pour l'atteindre et (2) en utilisant un matériel dédié pour visualiser et intervenir en profondeur. Créer un espace dans la cavité cible est indispensable en vue d'obtenir une bonne visualisation des organes intracorporels [GIE2007]. Ce décollement des tissus est réalisé par dilatation de l'abdomen à l'aide de CO<sub>2</sub>. Ce gaz, inerte, est facilement éliminé par l'organisme. Un système anti-reflux est prévu au niveau des trocarts pour conserver une pression intra-abdominale suffisante. Les trocarts utilisés généralement en routine ont un diamètre compris entre 5 et 12 mm. Ceci spécifie les contraintes dimensionnelles que doivent respecter les concepteurs de dispositifs médicaux dédiés à cette technique chirurgicale. Des instruments de visualisation (laparoscope) ou d'intervention (pince, ciseaux, porte-aiguille) sont insérés dans la cavité abdominale via les trocarts. Le chirurgien intervient donc au niveau du site opératoire avec une vision et un retour haptique<sup>43</sup> indirects (Figure 1.5).



Figure 1.5 – Intervention en chirurgie mini-invasive.

Parmi les techniques de chirurgie mini-invasive, celle qui est le pendant de la laparotomie en chirurgie ouverte est appelée laparoscopie ou coelioscopie. Elle permet d'intervenir dans la cavité abdominale et notamment au niveau de l'appareil urinaire et génital (masculin). Ainsi, néphrecto-

mie partielle et prostatectomie radicales sont réalisées à travers des points d'insertions précisément définis (Figure 1.6).

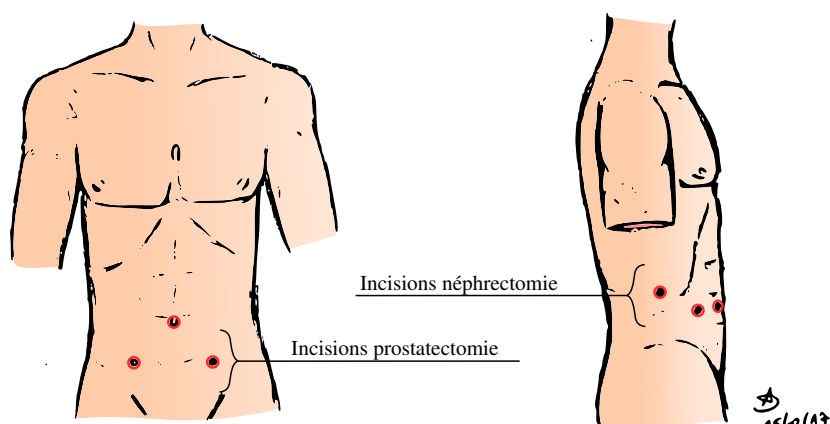


Figure 1.6 – Incisions en chirurgie mini-invasive : prostatectomie et néphrectomie.

Les instruments utilisés en laparoscopie doivent avoir une longueur suffisante pour atteindre le site opératoire<sup>↗</sup>, même dans des espaces anatomiques exigus et situés en profondeur de la cavité abdominale, dilatée, du patient. Ainsi, la longueur des instruments augmente drastiquement, par rapport à ceux dédiés à la chirurgie ouverte, pour atteindre en moyenne 43 cm [UMVF2008a] [Belleau2001].

Le chirurgien Philippe Mouret, révolté par l'agressivité des procédures en chirurgie ouverte, notamment celles à but exploratoire, s'intéresse très tôt aux apports de la cœlioscopie. A l'origine, c'est une technique purement exploratoire visant à observer un organe intracorporel, grâce à une optique dédiée, et à émettre un diagnostic avant de décider d'une éventuelle intervention chirurgicale par laparotomie. Il procède à ses premières interventions à visées thérapeutiques (appendicectomie, ablation de la vésicule biliaire) dans les années 1980, déclenchant un nouveau courant chirurgical. Il est considéré comme le pionnier de la cœliochirurgie, même si dans le même temps, d'autres chirurgiens en Europe, en Russie et aux Etats-Unis, ont travaillé sur des techniques chirurgicales similaires [Polychronidis2008].

La chirurgie mini-invasive est l'héritière de ces premières interventions pratiquées sous vision indirecte. Auparavant, "les meilleurs chirurgiens étaient ceux qui ouvraient le plus grand" et les premières publications présentant la cœlioscopie, bien que plébiscitées par la population, sont décriées par le corps médical. Malgré cela, l'essor de cette technique est très rapide et, pour certaines indications<sup>↗</sup>, la chirurgie mini-invasive supplante aujourd'hui la chirurgie ouverte [Polychronidis2008]. Il est possible de noter l'apparition d'approches hybrides à mi-chemin entre la chirurgie ouverte et la chirurgie mini-invasive. Elles permettent de bénéficier des avantages des deux techniques [Wang2014].

La chirurgie mini-invasive, et notamment la laparoscopie, a permis de réduire fortement les lésions faites au patient lors d'une intervention. Il existe d'autres avantages liés à la pratique de cette technique chirurgicale mais également des inconvénients. Ces deux aspects sont abordés dans la partie suivante.



## 1.3 Avantages et limites de la technique de laparoscopie

### 1.3.1 Bénéfices pour la prise en charge du patient

Les avantages de la chirurgie mini-invasive pour le patient ne sont pas négligeables. Contrairement à la chirurgie ouverte, qui cause des dommages aux tissus situés le long de l'incision et en profondeur jusqu'au site opératoire et qui s'accompagne d'un saignement souvent abondant, la laparoscopie permet au chirurgien de cibler la structure anatomique sur laquelle intervenir en épargnant au maximum les tissus adjacents [GIE2007] [Eker2013]. La douleur post-opératoire est donc principalement centrée sur le site opératoire et au niveau des points d'insertion des instruments dans l'abdomen. Les séquelles sont minimales et le risque d'adhérence<sup>43</sup> fortement diminué. Les cicatrices sont moins étendues et peu visibles, ce qui présente un avantage esthétique pour le patient [Choi2012]. La récupération post-opératoire est beaucoup plus rapide pour le patient et la morbidité peropératoire réduite [Park2010]. La faible mobilité de l'intestin au cours de l'opération et l'exposition quasi-nulle à l'air libre contribuent à une reprise rapide de l'activité intestinale et donc d'une alimentation normale favorisant la convalescence [Houdart2015]. Le risque de développement d'une infection nosocomiale<sup>43</sup> est limité, d'une part, par la taille de l'incision et, d'autre part, par la durée d'hospitalisation écourtée [GIE2007].

D'un point de vue des risques de rechute après une intervention, des résultats similaires sont obtenus par chirurgie ouverte et mini-invasive (marges positives<sup>43</sup>, taux de récurrences,...) [McCormack2003] [Eker2013] [Ng2014]. Biondi *et al.* concluent que la chirurgie mini-invasive est aussi sûre que la chirurgie ouverte et constitue une option chirurgicale favorable avec des résultats meilleurs à court-terme et équivalents à long terme [Biondi2013].

Les retombées du recours à cette technique chirurgicale sur le système de soins sont positives avec une réduction du taux d'occupation des lits et du coût de la prise en charge post-interventionnelle du fait d'une récupération plus rapide [Fitch2015]. De plus, certaines procédures sont effectuées, en routine, avec une prise en charge ambulatoire permettant d'augmenter le nombre d'interventions tout en désengorgeant les services hospitaliers [Castoro2007] [Park2010]. Avec l'arrivée des interventions à port d'entrée unique, ces avantages sont exacerbés et couplés à une diminution des douleurs post-opératoires [Alleblas2015].

Outre les avantages pour le patient et la système de santé, le chirurgien peut également apprécier les avantages qu'offre la chirurgie mini-invasive. La laparoscopie permet une exploration de régions de la cavité abdominale très distantes, grâce à l'optique de diamètre réduit et de grande résolution qui favorise une visualisation au plus près des structures anatomiques. Il est également possible d'observer des parties d'une structure anatomique d'ordinaire non visibles en laparotomie, ou nécessitant une incision importante, puisque l'optique peut être positionnée dans les espaces exigus qui l'entourent [Houdart2015]. De plus, le retour visuel à l'écran offre une visualisation simultanée à toute l'équipe du bloc opératoire ce qui permet une anticipation tant au niveau de la survenue des risques que de la préparation du matériel [JMH2015].

Un autre avantage incontestable de ce type de procédure est la diminution du contact direct entre le chirurgien et le patient qui limite le risque pour chacun d'eux de contracter une infection lors de l'intervention [Agha2003].

Les publications sur la chirurgie mini-invasive ont souvent souligné ses avantages pour le patient en regard de la chirurgie ouverte, qui permet une prise en charge avec moins de séquelles, des cicatrices réduites et une récupération plus rapide. Elles ont également fait état des bénéfices pour le chirurgien. Néanmoins, elles ont souvent fait abstraction des inconvénients et notamment ceux à l'égard du chirurgien [Velanovich2000] [Hu2009] [Hubert2010].

#### 1.3.2 Inconvénients pour la prise en charge du patient

La chirurgie mini-invasive change de manière drastique la façon de travailler du praticien. Il n'opère plus "les mains dans le patient" avec une vision directe de son geste mais il intervient désormais dans l'abdomen du patient au moyen d'instruments longs, non articulés et peu maniables du fait de leur insertion ponctuelle au niveau de la paroi abdominale.

Le retour d'image est indirect via un écran situé en face du chirurgien avec un désalignement de l'axe œil-main-site opératoire entraînant à la fois perte d'intuitivité de la procédure et d'ergonomie du poste de travail. La vision 2D imposée par l'écran requiert une abstraction supplémentaire de la part du chirurgien qui doit se repérer dans la cavité du patient avec un retour haptique faible. Les informations kinesthésiques<sup>43</sup> sont indirectes, se faisant au travers de l'instrument, et les informations tactiles<sup>43</sup>, vis-à-vis de l'organe exploré, inexistantes. La charge cognitive pour le chirurgien est donc plus élevée que lors d'une intervention ouverte [Albayrak2008] [Supe2010] [Park2010] [Lee2014]. Cela peut être à l'origine d'une fatigue et d'une perte d'attention prématurée.

En fin de procédure d'ablation, le chirurgien doit recoudre le tissu ou les structures anatomiques entre elles. Les aiguilles généralement utilisées pour la suture pratiquée avec instruments (en chirurgie ouverte comme en laparoscopie) sont semi-circulaires et permettent de solidariser les berges d'une plaie de sorte à ce qu'elles soient en regard l'une de l'autre, sans se chevaucher. Des aiguilles serties, dites montées, ont été conçues de sorte à ne pas traumatiser le tissu en opposition aux aiguilles à chas (Figure 1.7).

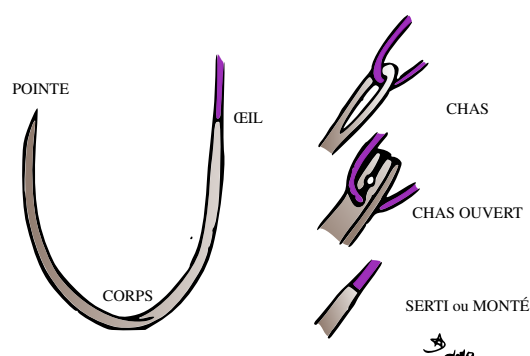


Figure 1.7 – Types de montage de fil sur aiguille de suture chirurgicale.

Sur la Figure 1.8, le cas d'une anastomose vésico-urétrale est présentée. Il s'agit de solidariser la vessie et l'urètre à l'issue d'une prostatectomie radicale. La difficulté de la suture en laparoscopie réside dans le geste à réaliser pour permettre d'orienter la pointe de l'aiguille au mieux et lui faire suivre une trajectoire circulaire dans n'importe quel plan avec un instrument rigide non-articulé sans traumatiser le tissu. Le chirurgien doit donc avoir recours à des stratégies cognitives

et gestuelles particulières mettant en jeu des mouvements de grandes amplitudes pour aboutir à des gestes fins en intracorporel et ne pas provoquer de déchirure.

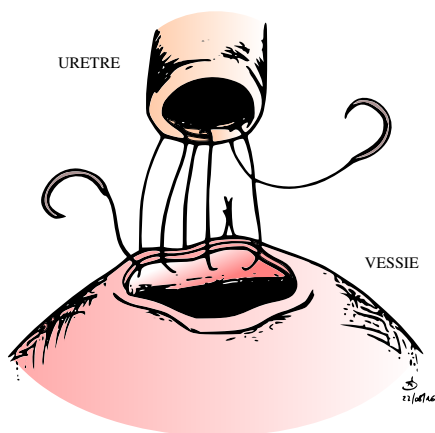
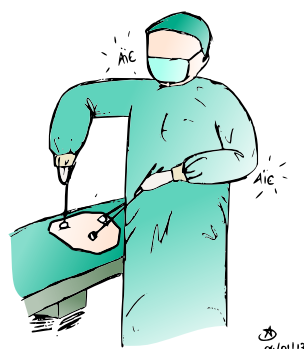


Figure 1.8 – Anastomose vésico-urétrale.

D'autre part, l'actionnement des instruments de chirurgie laparoscopique requiert trois à cinq fois plus de force qu'en intervention ouverte, imposant de fait une sollicitation musculaire plus importante au niveau de la main du chirurgien [Berguer1998]. La longueur des instruments, l'inclinaison des poignées, la hauteur de table, la position de l'écran sont autant de paramètres qui conduisent le chirurgien à adopter des postures délétères (Figure 1.9). Ses épaules sont sollicitées en élévation<sup>en</sup> et en abduction<sup>en</sup>, posture caractéristique de la chirurgie laparoscopique, baptisée par certains auteurs "chicken wings" [Supe2010] [Szeto2012].



(a) Vue dorsale.



(b) Vue de 3/4.

Figure 1.9 – Posture dite chicken wings du chirurgien laparoscopiste.

La posture généralement adoptée par un chirurgien laparoscopiste au cours de sa pratique est une légère flexion du tronc associée à une extension de la nuque tout en maintenant le regard à l'horizontal, pour avoir une vision correcte de l'écran. Le redressement de la nuque entraîne une sollicitation des trapèzes supérieurs, déjà sollicités par l'élévation des épaules (Figure 1.10). La posture debout statique entraîne des douleurs dorsales et notamment lombaires [Nguyen2001] [Esposito2013].

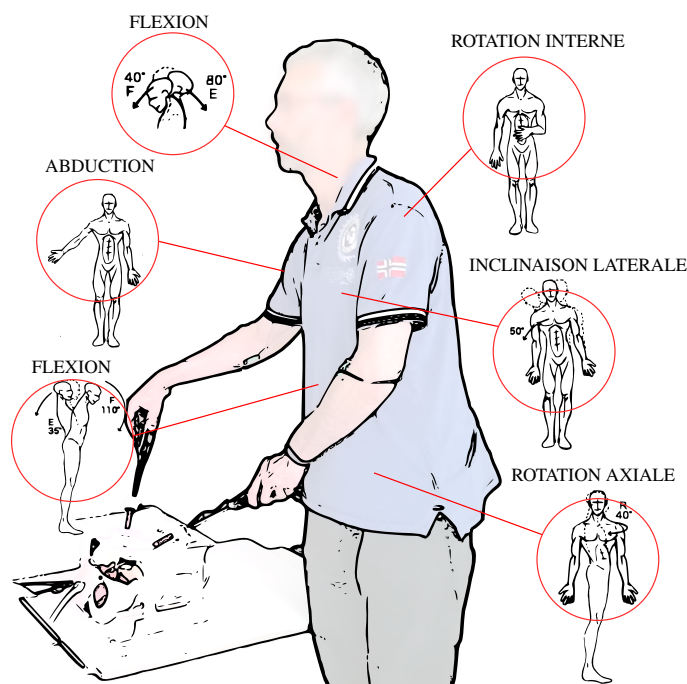


Figure 1.10 – Posture du chirurgien au cours d’une anastomose vésico-urétrale simulée.

Le maintien d’une posture pour réaliser un geste donné est à l’origine d’une diminution de la circulation sanguine dans les membres statiques, critère pouvant engendrer des troubles musculo-squelettiques (TMS) [Belleau2001]. Belleau *et al.* ont mesuré au cours de gestes opératoires des angles d’antéflexion<sup>es</sup> et d’abduction de l’épaule du chirurgien de 35° et 38° respectivement. Le temps de maintien moyen d’une posture est de près d’une minute par répétition pour le chirurgien soit près de 34 min passées en antéflexion et 17 min en abduction sur une intervention d’une heure et quart [Belleau2001]. Le référentiel OREGÉ, indique que des angles d’antéflexion et d’abduction compris entre 20 et 60° ne sont pas recommandés en termes de risques de développement de TMS [INRS2000] [Hubert2010]. La sollicitation musculaire prolongée entraîne également une fatigue des fibres suivie d’un recrutement d’autres fibres voire d’autres muscles. Le maintien de la sollicitation dans ces conditions peut sur-activer les fibres musculaires (*overexertion*, en anglais). Une forte activité musculaire, une fatigue des fibres et une sur-sollicitation peuvent conduire également à l’établissement de TMS [CDC2016].

Au fur et à mesure de l’essor de cette technique chirurgicale, les chirurgiens ont développé des symptômes liés à leur pratique professionnelle. Ces douleurs, qui sont au départ peropératoires, persistent progressivement, pour la plupart des chirurgiens, au-delà de l’intervention jusqu’à développer des TMS ayant un impact dans leur vie quotidienne voire dans la réalisation de leur geste professionnel [Esposito2013]. Dans la publication de Alleblas *et al.*, il est montré que l’inconfort ressenti par les chirurgien au cours d’une procédure à port d’entrée unique est plus important qu’en laparoscopie standard [Alleblas2015]. De plus, près de 80 % des chirurgiens opérant via la technique de chirurgie laparoscopique pensent qu’une évolution des instruments (articulations, motorisation) peut être bénéfique en terme d’ergonomie [Esposito2013].

En plus des inconvénients liés à la technique relevés pour la pratique du chirurgien, quelques désavantages sont également observés pour le patient. Il existe notamment des risques d’hypercapi-

nie<sup>en</sup> liés à l'insufflation de CO<sub>2</sub> dans l'organisme. L'élévation du mur abdominal par un moyen physique et non pas par insufflation de gaz inerte a alors été préconisée par certains anesthésistes et chirurgiens [Lindgren1995].

La technique de laparoscopie, du fait de ses nombreux avantages pour la prise en charge du patient s'est fortement développée au cours des dernières décennies. Elle a montré ses limites, notamment pour le confort du chirurgien. Ceci a conduit de nombreux chercheurs et concepteurs à travailler sur de nouvelles solutions techniques pour assister le chirurgien au cours de son geste.

### 1.4 Problématique

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans le cadre de deux thématiques que sont, d'une part, le confort opératoire du chirurgien au cours de sa pratique et, d'autre part, la mobilité intracorporelle permise par l'instrumentation chirurgicale.

Le confort opératoire est abordé uniquement pour le membre supérieur et la nuque lors de la réalisation d'un geste chirurgical particulier de suture dans le cadre d'une anastomose<sup>en</sup> vésico-urétrale. Le point focal de l'analyse est l'étude de l'influence de l'instrumentation chirurgicale, et notamment de l'apport des mobilités offertes par les instruments motorisés et articulés, sur le confort opératoire mais également de l'impact de l'environnement du chirurgien. L'approche consiste à qualifier le confort grâce au ressenti du chirurgien et à le quantifier à l'aide de grandeurs physiologiques que sont l'activité musculaire et la fatigue musculaire. L'hypothèse sous-jacente est que l'ajout d'articulations intracorporelles et extracorporelles au niveau de l'instrument ainsi que l'optimisation de la hauteur de travail devrait permettre au chirurgien d'adopter une posture plus ergonomique, de limiter l'amplitude de ses mouvements au cours d'une procédure et d'accroître la fluidité de son geste diminuant de fait la sollicitation de son membre supérieur. Cela constituerait donc une solution technique à la limitation du risque d'apparition et de développement de TMS, facile à intégrer dans les blocs opératoires.

La mobilité intracorporelle est abordée ici à travers la conception d'un instrument de laparoscopie à actionnement mécatronique [...confidentiel...] devrait apporter au chirurgien une plus grande précision de son geste tout en bénéficiant de nouvelles avancées en termes de confort opératoire.

La posture du chirurgien dépendant en partie de l'architecture des instruments développés pour sa pratique, le Chapitre 2 dresse l'état de l'art des dispositifs disponibles en chirurgie mini-invasive à travers la présentation de technologies purement mécaniques ou mécatroniques. Dans le Chapitre 3, l'accent sera mis sur l'étude de la sollicitation des membres supérieurs de chirurgiens en termes d'activité et de fatigue musculaire. Les chirurgiens inclus dans l'étude admettent différents niveaux d'expertise et sont impliqués dans différentes configurations de travail, faisant appel à deux types d'instruments et à des hauteurs de travail variées. Une nouvelle solution technique sera décrite dans le Chapitre 4. Une conclusion générale et des perspectives seront ensuite proposées.

Ainsi le chirurgien, qui subit les inconvénients liés à la chirurgie mini-invasive au cours de sa pratique, est placé au centre de la problématique de l'étude, comme le montre la carte heuristique présentée en Figure 1.11.

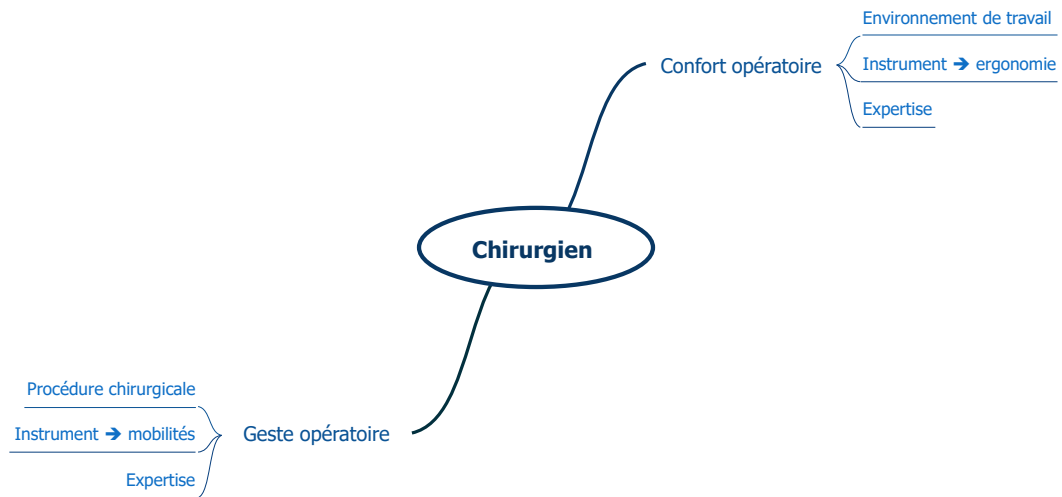


Figure 1.11 – Carte heuristique de l'étude.



## Etat de l'art des instruments laparoscopiques

*Faites un pas en dehors de chez vous et ce sont un million d'ennemis qui vous guettent...*

Gichin Funakoshi, Précepte 16

*... ou bien identifier ses concurrents pour avancer plus sereinement.*

### Sommaire

<b>2.1</b>	<b>Dispositifs purement mécaniques</b>	<b>21</b>
2.1.1	Instruments classiques	21
2.1.2	Dispositifs articulés	25
<b>2.2</b>	<b>Dispositifs mécatroniques</b>	<b>33</b>
2.2.1	Plateformes télémanipulées	36
2.2.2	Dispositifs mécatroniques tenus en main	42
<b>2.3</b>	<b>Focus sur le Dex<sup>TM</sup></b>	<b>49</b>
2.3.1	Poignée	49
2.3.2	Articulations distales et effecteurs	49
2.3.3	Types de contrôle et système d'actionnement	49
2.3.4	Avantages et inconvénients	49
<b>2.4</b>	<b>Conclusion</b>	<b>50</b>





## 2.1 Dispositifs purement mécaniques

Les études sur le confort opératoire du chirurgien ont montré une augmentation des douleurs peropératoires et post-opératoires au niveau du dos, de la nuque et des membres supérieurs (notamment au niveau de l'articulation de l'épaule) en laparoscopie classique en regard de la chirurgie ouverte [Berguer1997] [Nguyen2001] [Berguer2003] [Park2010] [Hubert2010]. Ces douleurs sont causées par (cf. Chapitre 1) : (1) le maintien dans le temps d'une posture délétère pour les articulations, avec notamment une élévation et une abduction<sup>20</sup> de l'épaule et (2) la manipulation d'instruments peu ergonomiques nécessitant une force de serrage importante et des amplitudes de mouvements importantes en extracorporel, concomitantes à une concentration et une contraction musculaire fortes, pour réaliser des gestes fins à l'extrémité distale de l'instrument. Ces deux facteurs sont liés notamment à l'architecture des instruments laparoscopiques.

### 2.1.1 Instruments classiques

Les instruments utilisés usuellement en laparoscopie sont linéaires et non articulés. L'ouverture/fermeture des mors de l'outil distal est, dans la majorité des cas, actionnée par deux poignées tenues en main par le chirurgien.

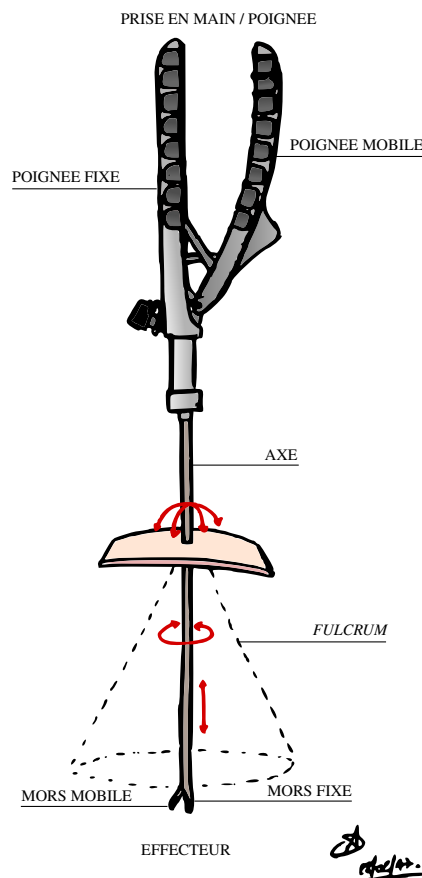


Figure 2.1 – Instrument standard, degrés de liberté et fulcrum.

Sur la Figure 2.1, la nomenclature utilisée pour identifier les différentes parties d'un instrument standard de laparoscopie est présentée. L'outil distal est appelé effecteur tandis que la partie

tenue en main par le chirurgien est communément appelée poignée bien qu'elle puisse être, dans certaines configurations, formée de deux poignées.

Les instruments de laparoscopie, lors de leur utilisation au travers des trocarts, disposent de 4 degrés de libertés (ddl) avec le patient : deux rotations autour du point d'insertion, une rotation autour de l'axe de l'instrument et une translation selon le même axe (Figure 2.1). L'espace de travail intracorporel fourni par l'instrument, du fait de son insertion ponctuelle dans la cavité abdominale, est un cône appelé *fulcrum* [Pessers2011].

### 2.1.1.1 Effecteurs laparoscopiques

Il existe différents types d'effecteurs selon la procédure, le geste à réaliser et les consommables utilisés au cours de l'intervention (aiguille, clip,..) [UMVF2008a]. Ces effecteurs sont soit constitués d'un seul élément, comme c'est le cas des crochets de coagulation/section, soit de deux mors, au profil adapté, conçus pour saisir un corps ou un consommable particulier (tissu, vaisseau, aiguille, clip,..) ou pour disséquer un tissu.

Au cours des interventions de prostatectomie radicale et de néphrectomie partielle, le chirurgien a recours aux ciseaux, pour permettre la résection d'une partie ou de la totalité d'une structure anatomique, et au porte-aiguille, indispensable au geste de suture. Les profils des mâchoires de ces deux outils sont présentés en Figure 2.2. Pour limiter les saignements, les ciseaux sont généralement connectés à une source de courant (monopolaire<sup>↖</sup> ou bipolaire<sup>↖</sup>) afin de permettre une hémostase<sup>↖</sup> au niveau du tissu à réséquer (Figure 2.2a).



(a) Lames ciseaux.



(b) Mors porte-aiguille.

Figure 2.2 – Profils des lames d'outils laparoscopiques.

S'il existe des ciseaux dédiés aux dissections fines ne possédant qu'un seul mors mobile, la plupart de ces outils présentent deux mors mobiles, plus efficaces [UMVF2008a]. Ce type d'effecteur, à l'instar du porte-aiguille, est actionné au moyen des poignées dont une est, en général, fixe par rapport à l'axe de l'instrument.

### 2.1.1.2 Poignées

Les concepteurs d'instruments ont imaginé différentes géométries de poignées afin d'offrir au chirurgien une prise en main et une mise en œuvre facilitées des instruments de laparoscopie. Dans la littérature, les indications données pour concevoir une poignée ergonomique (saisie palmaire/digitale) sont qu'elle doit avoir une longueur supérieure à 100 mm et un rayon compris entre 15 et 20 mm [Kapitaniak]. Néanmoins, malgré ses indications, il demeure des lacunes ergonomiques indéniables sur celles utilisées couramment au bloc opératoire. Du fait de leur géométrie et de leur mécanisme d'actionnement, elles contraignent le chirurgien à adopter une position de

l'avant-bras souvent délétère et à fournir une force de serrage importante pour parvenir à fermer l'outil distal.

La plupart des instruments disponibles au bloc possèdent des poignées qui appartiennent aux grandes familles présentées par Matern *et al.* en 2001 (Figure 2.3) [Matern2001]. De nouveaux modèles sont progressivement apparus depuis le début des années 2000. González *et al.* décrivent, en 2015, différents modèles de prises en main qu'ils répartissent en différents groupes selon l'application visée. Le groupe I réunit les instruments utilisés pour la manipulation active des tissus telle que la saisie, la dissection, la coupe ou encore la suture. Les instruments sont ensuite classés selon leur géométrie, leur prise en main et leur type d'actionnement (pouce, doigt,..) [González2015]. C'est sur ce modèle de classification que nous nous sommes basés pour décrire les différents modèles de poignées présentés en Figure 2.3 et détaillés par la suite.

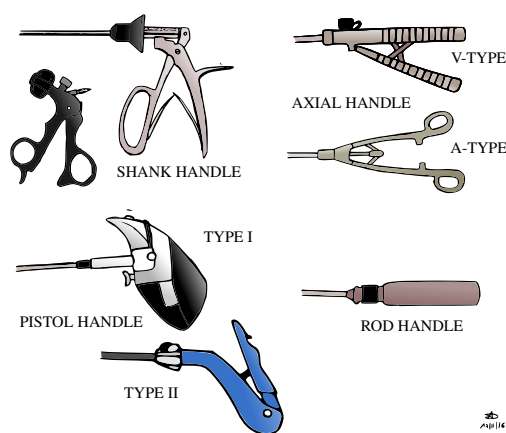


Figure 2.3 – Types de poignées existants classiquement en laparoscopie.

La prise en main dite *shank handle* a une saisie digitale et/ou palmaire proche de celle d'une paire de ciseaux avec deux anneaux ou un seul anneau pour les doigts, le côté du pouce étant constitué d'un simple levier. Cependant, l'inclinaison du poignet est différente du fait que les poignées sont inclinées de près de  $90^\circ$  par rapport à l'axe de l'instrument. Si ce type de préhension est appelé également par certains auteurs "pistolet", le nom conservé dans la suite de ce manuscrit sera *shank* afin d'éviter des confusions avec d'autres géométries dites *pistol* [González2015].

Les prises en main axiales ou linéaires (*axial handle*) sont composées d'une poignée fixe dans l'axe de l'instrument et d'une poignée mobile actionnée par les doigts (V-type), ou de deux poignées mobiles à actionnement digital (A-type).

Les poignées *pistol handle* et *rod handle*, disposent toutes deux d'une saisie palmaire. Dans le premier cas l'actionnement de l'effecteur se fait au moyen d'une gâchette, dans l'autre cas d'une bague rotative. Il existe deux types de *pistol handle*. La première est conçue de sorte à avoir l'axe de l'instrument positionné entre les doigts du chirurgien. Elle a un diamètre important qui permet une saisie à pleine main (type I). Le second type est plus fin avec une courbure de la poignée qui incline la prise en main par rapport à l'axe (type II). Ce type de saisie est considéré comme moins contraignant pour le chirurgien qu'un actionnement purement digital [Berguer1998]. Par contre, ces types de prises en main imposent une flexion et une adduction du carpe, diminuant de fait l'efficacité musculaire des muscles de l'avant-bras, maximale dans la direction des fibres musculaires [Berguer1998].

Il apparaît donc que la modification de la géométrie des poignées par rapport à l'effecteur, notamment en plaçant les poignées dans l'axe de l'instrument, change la position du poignet et a un impact sur la sollicitation musculaire (Figure 2.4).

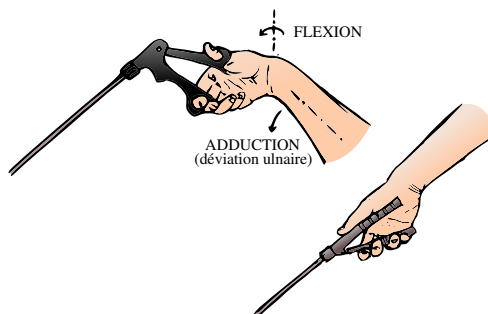


Figure 2.4 – Tenue en main des poignées de types shank et axial.

L'actionnement de la poignée entraîne généralement l'ouverture/fermeture des mors de l'outil. Il existe des systèmes d'actionnement des poignées à fermeture passive ou active. Les fermetures passives utilisent généralement la force de rappel d'un ressort tandis que les fermetures actives sont souvent constituées d'une crémaillère qui impose au chirurgien de produire une force de serrage importante pour franchir les crans successifs [UMVF2008a]. D'un point de vue ergonomique, la fermeture active est donc plus contraignante. De plus, l'ouverture associée à ce type de mécanisme, lorsqu'elle est permise par un ressort, est soudaine et produit des chocs répétés au niveau des articulations distales du membre supérieur qui peut être source de développement de TMS, comme le syndrome du canal carpien, par exemple.

Depuis les années 2000, des modèles de prises en main prenant en compte les problèmes ergonomiques relevés au bloc opératoire pour le chirurgien laparoscopiste sont développés. Snowden-Pencer conçoit des instruments, avec des tenues en main *axial* ou *pistol*, dont l'actionnement de l'outil est réalisé par un appui du pouce avec une tenue palmaire de l'instrument [SP2014]. Un système de blocage est disponible au niveau de la poignée, ce qui diminue la sollicitation musculaire liée au maintien d'une ouverture donnée des mors et améliore le confort du chirurgien. En 2013, Minor Martinez *et al.* ont proposé un nouveau système d'actionnement réalisé par un appui palmaire, plus ergonomique, avec l'axe de l'instrument positionné entre les doigts du chirurgien (Figure 2.5) [Minor Martínez2013]. Cet instrument qui est fermé au repos n'a besoin d'être actionné que lorsque le chirurgien doit saisir une structure anatomique ou un consommable (aiguille). Le gain sur le nombre d'actionnement de l'instrument est réduit de près de 80 % et le temps d'intervention réduit de 20 %, ce qui induit un avantage clair par rapport aux instruments classiques de laparoscopie sur le geste opératoire et le confort du chirurgien.



Figure 2.5 – Tenue en main de la poignée à appui palmaire décrite par Minor Martinez et al.

Malgré les évolutions récentes proposées par les concepteurs de dispositifs médicaux, la plupart des instruments classiques utilisés en laparoscopie présentent des lacunes ergonomiques importantes. Ceci est lié, d'une part, au fait que la prise en main doit assurer conjointement la préhension de l'instrument et la mise en œuvre de l'outil et, d'autre part, à la difficulté de réaliser un geste précis, du fait de leur longueur et du nombre de degrés de libertés réduit en intracorporel. Ce sont les raisons pour lesquelles des instruments articulés ont été développés.

### 2.1.2 Dispositifs articulés

De nombreux laboratoires et entreprises travaillent aujourd'hui sur la conception d'instruments tenus en main articulés au niveau de l'outil et/ou de la poignée pour accroître l'espace de travail de l'outil dans la cavité cible. Qu'ils soient encore au stade de la recherche ou mis sur le marché, ces instruments laparoscopiques proposent des innovations mécaniques permettant d'atteindre un nombre élevé de degrés de liberté à leur extrémité distale et donc de réaliser des gestes non permis avec des instruments linéaires. Si certains dispositifs conservent une structure proche de celle des instruments standards, d'autres se distinguent par la forme de leurs poignées qui semblent intégrer les résultats des études ergonomiques sur l'influence de la saisie de l'instrument en termes de confort opératoire [Herman2014] [Steinilber2015].

#### 2.1.2.1 Critères de classification

En étudiant leur mécanisme et leur stylistique, différents critères de classification des instruments articulés actionnés mécaniquement peuvent être identifiés. Dans son travail de thèse, Zahraee a proposé des critères qui prennent en compte l'interface dispositif-chirurgien ainsi que le modèle de contrôle, le système d'actionnement, la transmission des mouvements et des forces et la cinématique intracorporelle. Il s'est aussi intéressé au profil de l'outil et à la facilité d'utilisation du dispositif [Zahraee2012]. Anderson *et al.* ont proposé une classification d'une dizaine d'instruments ainsi qu'une description de chacun d'eux [Anderson2016]. Cette classification est particulièrement riche. Elle détaille pour chaque instrument la carte cinématique (traduit de l'anglais *kinematic mapping*), le type d'articulation distale et le type de poignée. Elle apporte également des informations complémentaires sur les dispositifs comme leur consommabilité (usage unique ou non) et leur statut commercial.

La classification proposée dans ce travail de thèse intègre et étaye celles de Zahraee et de Anderson *et al.*, en incluant de nouveaux critères et des dispositifs non répertoriés par ces auteurs.

Les critères géométriques et cinématiques qu'ils ont définis sont les suivants :

- type de prise en main,
- type de contrôle des degrés de liberté distaux,
- système d'actionnement,
- diamètre de l'axe de l'instrument,
- nombre de degrés de libertés distaux,
- type de transmission mécanique des mouvements de la poignée à l'outil,
- type d'articulation pour les instruments avec flexion de l'extrémité de l'instrument,
- notion de carte cinématique pour la flexion principalement,
- type d'effecteur.

D'autres informations, non techniques, sur les dispositifs sont également répertoriées dans leurs travaux telles que :

- la facilité d'utilisation,
- la consommabilité,
- le statut commercial.

La classification proposée ici s'attache à concaténer les indications données sur chaque dispositif et à rajouter trois critères pour leur classement que sont :

- le type d'espace de travail,
- l'existence d'un système de blocage de la flexion,
- la possibilité d'utiliser l'électrocautérisation et le type.

Le premier critère nous semble primordial pour comparer les instruments entre eux. Le second apporte une indication sur le confort prodigué par l'instrument en cours d'utilisation en limitant la sollicitation des articulations du chirurgien par la possibilité de bloquer l'instrument dans une orientation donnée sans qu'il ait à maintenir une posture spécifique. Le troisième critère consiste en une information complémentaire sur les conditions d'utilisation possibles de l'instrument.

Pour bien comprendre l'intérêt d'une telle classification, certains critères, qui nous semblent les plus pertinents pour une comparaison des fonctionnalités des instruments, sont précisés.

Le type de prise en main, le mode de contrôle et le système d'actionnement permettent de différencier des dispositifs conçus pour une même application en se basant sur des aspects géométriques et structurels (actionnement par mouvement du poignet, digital,..). Avec le développement des dispositifs articulés, les poignées ont été modifiées de sorte à y intégrer les actionneurs des différents degrés de liberté. Dans la plupart des cas, les prises en main se présentent sous la forme de combinaisons des solutions techniques décrites dans le paragraphe précédent. Le mode de contrôle pour ces instruments à actionnement purement mécanique est manuel. Les systèmes d'actionnement sont multiples allant d'un simple levier à une molette par exemple.

Le nombre de degrés de liberté distaux (ddld) conditionne la forme de l'espace de travail et impacte donc la mobilité intracorporelle. Ce nombre n'inclut pas les 4 ddl présents au niveau du trocart (Figure 2.1) mais considère uniquement ceux situés sur l'instrument et permettant d'orienter l'outil. Deux types d'espaces de travail en découlent. Le premier type est appelé "langue" et décrit un arc de cercle, formé par une flexion, autour duquel l'outil peut tourner par rotation propre (Figure 2.6a). Le second type est une calotte et résulte de la combinaison de deux flexions ou d'une flexion associée à une rotation de l'axe de l'instrument en amont (Figure 2.6b).



Figure 2.6 – Espaces de travail d'instruments de laparoscopie articulés.

Le type de transmission mécanique conditionne le mouvement distal. Il peut s'agir de liaisons mécaniques rigides (engrenages,...) ou flexibles (structures à câbles). Ce critère est lié au rapport de réduction entre le mouvement réalisé par le chirurgien au niveau de la poignée et le mouvement effectué par l'outil à l'extrémité distale en réponse.

Le type d'articulation assurant la flexion de l'extrémité de l'instrument est d'une part conditionné par le type de transmission mécanique et d'autre part liée à un aspect purement géométrique. Classiquement, deux types d'articulations sont décrites dans la littérature : celles à grand rayon de courbure (courbée ou *curved*, liée à une architecture flexible) et celles à petit rayon de courbure (pivot ou *pinned*, souvent conditionnées par des liaisons mécaniques rigides) [Anderson2016]. Elles peuvent se situer à proximité de l'outil (extrémité courte) ou plus en amont sur l'axe de l'instrument (extrémité longue). Le premier cas permet d'accéder à des espaces exigus alors que le second cas entraîne rapidement des collisions avec les tissus environnants, limitant l'accès aux sites opératoires trop étroits. Ces articulations n'offrent pas la même mobilité intracorporelle. Les flexions distales à grand rayon de courbure sont préconisées pour les interventions à port unique (*single port laparoscopy*). En effet, les outils étant déportés de part et d'autre de la caméra, le champ de vision du chirurgien est libéré. Cependant, leur rayon d'action important peut être préjudiciable à des gestes dans des espaces restreints. En effet, ce type de structure multi-articulée, souple, est contrainte plus fortement que des liaisons rigides et courtes par la résistance qu'oppose un organe au mouvement de poussée (voire problématique liée aux structures souples décrite par Kim *et al.* [Kim2014]).

La carte cinématique correspond au type de mouvement distal résultant de la mise en œuvre de la flexion (par inclinaison des poignées par exemple). L'extrémité de l'instrument peut s'animer de deux manières en réponse à une action du chirurgien au niveau de la poignée : en miroir (mouvement inverse) ou de manière parallèle (Figure 2.7) [Anderson2016].

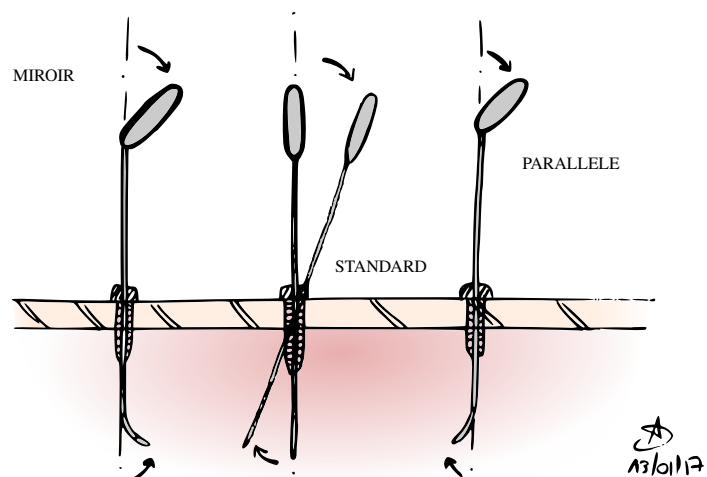


Figure 2.7 – Carte cinématique des instruments articulés.

L'impact cognitif n'est pas le même et la maîtrise de l'instrument fait appel à des stratégies différentes. Un mouvement parallèle est cohérent avec le mouvement d'un instrument standard non articulé actionné autour du point de pivot que constitue le trocart. Il est donc plus facile de se l'approprier, car il répond aux lois mécaniques associées à un levier dans une insertion ponctuelle.



L'utilisation du second type de mobilité nécessite un degré d'abstraction supplémentaire et donc probablement une courbe d'apprentissage plus longue, notamment si le chirurgien est habitué à utiliser des instruments classiques.

Enfin, certains instruments n'ont été développés qu'avec un seul type d'outil pour répondre au mieux aux besoins d'une procédure spécifique, alors que d'autres présentent une large gamme d'effecteurs pour que le chirurgien puisse bénéficier des apports ergonomiques de l'instrument sur un spectre étendu d'interventions.

Les critères de classification des instruments articulés concernent à la fois des paramètres intrinsèques de l'instrument, liés à son architecture, et des paramètres extrinsèques, liés aux conditions d'utilisation. Dans la partie suivante, différents instruments vont être détaillés afin de percevoir la large gamme de solutions offertes au chirurgien pour réaliser une intervention en laparoscopie.

### 2.1.2.2 Description des instruments articulés

Les instruments articulés décrits ci-après sont ordonnés suivant leur nombre de degrés de liberté qui impose la forme de l'espace de travail de l'outil et définit donc la mobilité intracorporelle offerte par leur architecture.

#### 2.1.2.2.1 Espace de travail : langue - 2 ddld

Le dispositif Radius T Surgical System (Tuebingen Scientific Medical GmbH, Tübingen, Allemagne) est le premier système articulé à avoir été mis sur le marché. Il possède une poignée articulée de type *lever handle* [Anderson2016]. L'axe de l'instrument a un diamètre de 5 mm [Zahræe2012]. Son espace de travail en langue est issu d'une flexion de l'extrémité de l'instrument et d'une rotation propre de l'outil. Il est présenté Figure 2.8.



Figure 2.8 – Radius T Surgical System.

La flexion est permise par l'inclinaison de la poignée par rapport à l'axe de l'instrument. L'articulation distale de type pivot est courte et basée sur des liaisons rigides et des engrenages. La rotation distale est actionnée par une molette située à l'extrémité de la poignée. La transmission du mouvement de rotation se fait selon un rapport 1 :1. L'ouverture/fermeture de l'effecteur est assurée par une gâchette. Le mouvement de flexion résultant de l'actionnement de l'articulation de la poignée est en miroir [Frede2007]. Les effecteurs, de type pince ou porte-aiguille, sont facilement interchangeables. Différents auteurs ont publié sur l'utilisation de cet instrument, en comparaison

avec des instruments classiques [Frede2007] [Di Lorenzo2007]. Il ressort de ces travaux que la courbe d'apprentissage du geste chirurgical avec le Radius T Surgical System est courte, avec un bon niveau de performance atteint après 10 essais pour une procédure complexe telle que l'anastomose vésico-urétrale, montrant une facilité d'appropriation de cet instrument. Les travaux de Torres Bermudez *et al.*, en 2009, ont montré une qualité de suture supérieure à celle obtenue classiquement [Torres Bermudez2009].

En ajoutant les degrés de liberté liés à l'insertion ponctuelle dans le patient au travers du trocart à la mobilité intrinsèque de l'instrument, l'espace de travail résultant est accru. Ainsi la rotation de l'instrument selon l'axe du trocart permet de travailler dans une portion de calotte. Cependant, l'amplitude de la rotation est alors directement liée à la souplesse du poignet du chirurgien. Pour pallier ce phénomène et obtenir un espace de travail intrinsèque à l'instrument de type calotte, les concepteurs ont proposé de nouvelles solutions techniques comptant 2 ou 3 ddld.

#### 2.1.2.2.2 Espace de travail : calotte - 2 ddld

Les dispositifs Caiman<sup>®</sup> 5 Articulating (B Braun Aesculap, Melsungen, Allemagne) et Enseal<sup>®</sup> G2 Articulating (Ethicon, Somerville, New-Jersey, Etats-Unis) présentent une prise en main de type *shank handle* incluant des interfaces homme-machine manuelles (molettes, leviers) supplémentaires pour le contrôle des articulations distales. Le premier dispositif possède un va-et-vient mécanique pour actionner la flexion de l'extrémité de l'axe sur une plage de 80° (Figure 2.9a). Une molette est incorporée au niveau de la poignée du second pour actionner cette même articulation, atteignant un débattement de 110° (Figure 2.9b). L'axe des deux instruments peut tourner de 360° grâce à une bague rotative. L'ouverture/fermeture des mors de l'outil est permise par l'actionnement des deux poignées.



Figure 2.9 – Dispositifs articulés avec pinces d'électrocautérisation.

Ces instruments possèdent donc 2 ddld : une flexion planaire, dans un plan horizontal, et la rotation de l'axe avec un espace de travail résultant de type calotte. La transmission mécanique des mouvements de la poignée à la partie distale est basée sur des liaisons flexibles par câbles. La flexion distale est longue et à grand rayon de courbure. Pour le Caiman<sup>®</sup> 5 Articulating, le mouvement qui résulte de l'actionnement du va-et-vient est parallèle et intuitif. Pour le dispositif Enseal<sup>®</sup> G2 Articulating, la direction de la flexion correspond au sens de rotation de la molette ce qui est facile à appréhender cognitivement. Dans les deux cas, un seul effecteur est disponible : une pince de cautérisation à deux mâchoires avec une guillotine médiale conçue pour la coupe de tissus.

RealHand™ High Dexterity Instrumentation (Novare Surgical Systems, Inc, Cupertino, Californie, Etats-Unis) est un instrument avec une poignée type *shank handle* articulée. Les articulations distales sont commandées par l'inclinaison de la poignée par rapport à l'axe de l'instrument. L'ouverture/fermeture est actionnée par les deux poignées (Figure 2.10).



Figure 2.10 – RealHand™ High Dexterity Instrumentation.

Il possède deux flexions à son extrémité distale, générant un espace de travail de type calotte [Awtar2010] [Anderson2016]. La liaison mécanique qui en résulte, de type rotule à doigt, nécessite de la part du chirurgien de réaliser une combinaison complexe, non-intuitive de mouvements au niveau de la poignée pour obtenir une trajectoire circulaire de l'outil [Awtar2010]. Les mouvements sont transmis par des liaisons flexibles conduisant à des flexions longues à grands rayons de courbures. Les inclinaisons de la poignée (en lacet ou en tangage) fléchissent l'extrémité de l'axe en miroir grâce à un mécanisme actionné par des câbles. Il existe un système de blocage des flexions permettant de conserver l'outil uniquement dans l'axe de l'instrument [Anderson2016] ou dans l'inclinaison souhaitée [Zahraee2012].

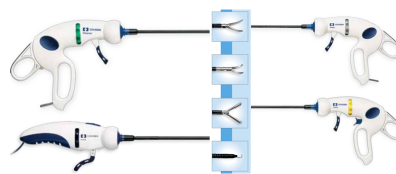
De Mathelin affirme que les instruments de chirurgie laparoscopique possédant deux flexions sont moins ergonomiques que ceux conçus avec une flexion et une rotation [De Mathelin2017]. En effet, du fait de l'absence de rotation distale, l'outil ne peut pas pivoter sur lui-même et garde donc toujours la même orientation quelle que soit sa position dans l'espace de travail. Il est donc nécessaire que le chirurgien oriente l'outil par prono-supination ce qui peut être contraignant pour ses articulations et conduire au développement de douleurs, au niveau du poignet notamment.

### 2.1.2.2.3 Espace de travail : calotte - 3 ddld

Les instruments Autonomy™ Laparo-Angle™ (Cambridge Endoscopic Devices, Wrentham, Etats-Unis) et SILS™ Hand Instruments Series (Medtronic Covidien, Dublin, Irlande) sont présentés Figures 2.11a et 2.11b.



(a) Nouvelle poignée Autonomy™.



(b) SILS™ Hand Instruments Series.

Figure 2.11 – Autonomy™ Laparo-Angle™ et SILS™ Hand Instruments Series.

Les concepteurs du dispositif commercialisé par CambridgeEndo ont développé une poignée *pistol* avec un levier permettant d'actionner l'ouverture/fermeture de l'outil par abduction/adduction<sup>43</sup> de l'annulaire (Figures 2.11a). L'équipe de Covidien a adapté chaque prise en main à l'outil,

et donc à l'application visée, en se basant principalement sur des versions modifiées des poignées dites *shank handle*, pour actionner les outils avec des mors, et *rod handle*, pour les outils type crochet de dissection. Les autres articulations distales sont actionnées par une inclinaison de la poignée et une molette située au niveau du corps de la poignée. Ces deux instruments ont des structures très proches, avec des stratégies d'actionnement de chaque articulation similaires [Anderson2016].

Ces instruments possèdent un degré de liberté distal supplémentaire par rapport au dispositif RealHand™, avec lequel ils ont en commun les deux flexions distales, sous la forme d'une rotation propre de l'outil, qui permet de l'orienter quelle que soit l'inclinaison de l'extrémité du dispositif. Ces articulations dessinent un espace de travail en calotte, intrinsèque à l'instrument. Les deux flexions, longues et à grand rayon de courbure, sont assurées par une liaison rotule à doigt formée entre la poignée et l'axe de l'instrument et par un système flexible à câbles. La carte cinématique est de type miroir, ce qui présente des problèmes d'appropriation de l'utilisation de l'instrument par manque d'intuitivité. Les deux instruments comportent un système de blocage de la flexion quelle que soit l'orientation de l'outil.

Plusieurs effecteurs sont disponibles pour ces instruments. Le système porte-aiguille du SILS™ a été entièrement reconsidéré, par rapport à ses concurrents, avec le développement du V-Loc Wound Closure Reload system. Celui-ci a été conçu de sorte à faire passer une aiguille droite d'un mors à l'autre de l'outil à chaque fermeture (Figure 2.12).



Figure 2.12 – V-Loc Wound Closure Reload system.

Les ingénieurs de Tuebingen Scientific Medical GmbH ont développé, en plus du système Radius T, d'autres instruments de laparoscopie articulés (r2 Drive et r2 Curve). La prise en main *lever* ressemble à une *shank* inversée au vu de la forme de la poignée mobile assurant l'ouverture/fermeture. L'inclinaison de la poignée induit une flexion en miroir de l'extrémité de l'instrument. Ils possèdent, en supplément de la flexion de l'extrémité de l'axe et de la rotation propre de l'outil, une rotation de l'axe de l'instrument (Figure 2.13). Leur diamètre est de 5 mm [Zdichavsky2016].

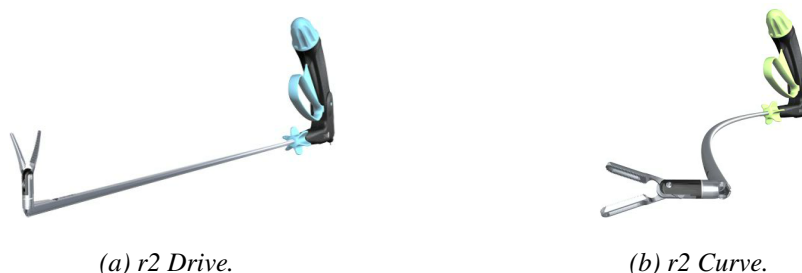


Figure 2.13 – Instruments à 3 ddl r2 Drive et r2 Curve de Tuebingen Scientific Medical.

D'une manière générale, les instruments articulés apportent tous au chirurgien une plus grande dextérité intracorporelle. Néanmoins, les systèmes à transmission mécanique par câbles imposent d'exercer une force ou un couple important au niveau de la poignée pour mobiliser et actionner l'effecteur [Zahraee2012]. Cela les rend peu ergonomiques. Ils forment cependant la majorité des systèmes présents actuellement sur le marché.

### 2.1.2.2.4 Espace de travail : complexe - N dddd

Un dispositif plus complexe a été développé par les concepteurs de TransEnterix Surgical (Morrisville, Caroline du Nord, Etats-Unis) pour la laparoscopie à port d'entrée unique (Figure 2.14). Contrairement à la quasi-totalité des instruments décrits précédemment, les flexions distales permises par ce dispositif ont une carte cinématique de type parallèle. Commercialisé pendant 3 ans entre 2009 et 2012, et ayant fait ses preuves en termes de gain de mobilité, le système Spider a ensuite été utilisé comme structure de base pour le développement de SurgiBot, une plateforme robotisée.



Figure 2.14 – Spider Surgical System.

### 2.1.2.2.5 Limites et solutions envisagées

Les liaisons mécaniques ou le recours à des câbles d'actionnement pose problème lors de la miniaturisation des systèmes laparoscopiques. Ainsi, les équipes de recherche de l'Université de Kyushu et de l'Institut de Technologie de Nagoya cherchent à utiliser la souplesse des matériaux pour concevoir un prototype d'instrument novateur à degrés de liberté multiples avec un mécanisme purement compliant sans articulations (Figure 2.15) [Arata2015].

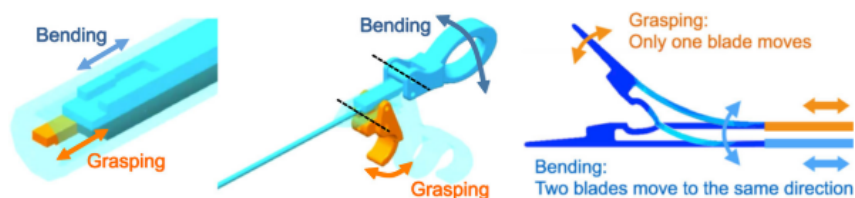


Figure 2.15 – Système de préhension d'aiguille avec mors novateur.

Ce prototype à 2 dddd permet de montrer la faisabilité d'utiliser exclusivement la compliance d'un système pour exercer une force de serrage de 15 N au niveau des mors. Le mécanisme est

simple, léger et peu cher. L'inconvénient majeur relevé sur le prototype est la résistance liée à la déformation du mécanisme qui impose une force de serrage importante au niveau de la poignée pour une force faible au niveau des mors. Le rapport entre les deux est plus faible que pour les instruments standards. Les instruments présentés succinctement dans cette partie ont été ordonnés en mettant en avant la forme de leur espace de travail. Dans la littérature, d'autres dispositifs sont retrouvés tels que, de manière non-exhaustive, les instruments MiFlex, FlexDex<sup>TM</sup>, Logi<sup>TM</sup> Flex et Serpent<sup>TM</sup> (conçu pour intervenir au niveau des sinus) qui rentrent dans l'une ou l'autre des catégories d'espaces de travail décrites précédemment, avec des solutions techniques similaires à celles déjà explicitées, ils ne seront donc pas classés dans ce document [Pessers2011] [Van Liere2013]. Le Tableau 2.1 regroupe l'intégralité des critères présentés précédemment et permet ainsi de comparer les instruments en regard de chacun de ces critères.

Cette classification nous permet de dresser une synthèse des axes d'amélioration visés par les concepteurs tels que (1) l'ajout d'articulations distales, permettant d'effectuer des gestes impossible à réaliser avec les instruments linéaires et de réduire le coût postural lié à la réalisation d'un geste intracorporel complexe, (2) le développement de nouvelles architectures, permettant une miniaturisation toujours plus poussée et (3) la réflexion sur les poignées et la position des actionnements, permettant de gagner en ergonomie. Elle permet également de prendre conscience des limites que présentent les instruments à actionnement purement mécanique en termes de confort opératoire en nécessitant de la part du chirurgien une sollicitation forte de ses membres supérieurs pour mobiliser chaque articulation distale. C'est dans ce contexte de mobilité accrue et de confort opératoire amélioré que des instruments motorisés, permettant un actionnement des degrés de libertés distaux à moindre coût musculaire pour le chirurgien, ont fait leur apparition.

## 2.2 Dispositifs mécatroniques

Cette partie s'intéresse aux dispositifs dont l'effecteur est commandé au niveau de la poignée par un système d'actionnement motorisé, c'est-à-dire qu'il inclut une partie électronique. Ces instruments ne sont cependant pas nécessairement des systèmes robotiques. Ils sont dans tous les cas des dispositifs mécatroniques.

Un robot est, au sens de la norme ISO 8373 :2012, un mécanisme programmable actionné sur au moins deux axes et possédant un degré d'autonomie, c'est-à-dire capable d'agir seul, sans intervention humaine, et se déplaçant dans son environnement pour effectuer des tâches prévues. Le système de commande comprenant les fonctions logiques et de puissance indispensables au pilotage et à la commande de la structure mécanique ainsi qu'à la communication avec son environnement et l'interface de communication font partie intégrante du robot. Il est possible de distinguer plusieurs classes de robots parmi lesquelles est distingué le service professionnel dont font partie les robots de chirurgie [ISO2012].

Chapitre 2. Etat de l'art des instruments laparoscopiques

Nom	Radius T Surgical System	Caiman®	ENSEAL®	RealHand™	Autonomy™	SILS™	r2 Drive (r2 Curve)	Prototype	Spider Surgical System	Kymerax	Dex	Jaimy
Fabricant	Tuebingen Scientific Medical GmbH	B Braun Aesculap	Ethicon	Novare Surgical	Cambridge Endoscopic	Medtronic Covidien	Tuebingen Scientific Medical GmbH	Université Kyushu Institut Technologique Nagoya	TransEnterix	Terumo	Dex Surgical	Endocontrol
Type de prise en main	<i>lever handle</i>	<i>shank handle</i>	<i>shank handle</i>	<i>shank handle</i> (articulée)	<i>pistol handle</i> - type II (articulée)	<i>shank handle</i> (articulée)	<i>shank handle</i> inversée (articulée)	<i>shank handle</i>	<i>shank handle</i> (articulée)	<i>pistol handle</i> - type II	<i>pistol handle</i> - type I (articulée)	<i>pistol handle</i> - type II
Contrôle des ddld	manuel	manuel	manuel	manuel	manuel	manuel	manuel	manuel	manuel	électronique : numérique	mécatronique : manuel, analogique et numérique	électronique : numérique
Système d'actionnement	levier, molette, gâchette	va-et-vient, bague rotative, poignées	molette, bague rotative, poignées	2 inclinaisons, poignées	2 inclinaisons, molette	2 inclinaisons, molette	levier, molette, poignée	compliance	2 inclinaison, poignées	boutons, gâchette	boutons, joysticks, gâchette	bague translation et rotation, gâchette
Diamètre axe	10 mm	5/12 mm	5 mm	5 mm	5 mm	5 mm	5 mm	5 mm	canule 18 mm instruments <6 mm	8,8 mm	8 mm	5 mm
Nombre ddld	2	2	2	2	3	3	3	2	N>3	2	2	2
Espace de travail intrinsèque	langue	calotte	calotte	calotte	calotte	calotte	calotte	calotte	2 canaux flexibles double calotte + 2 canaux rigides	langue	langue calotte (art. poignée)	langue
Transmission mécanique des mouvements	liaisons rigides engrenages	liaisons flexibles câbles	liaisons flexibles câbles	liaisons flexibles câbles	liaisons flexibles câbles	liaisons flexibles câbles	liaisons rigides	compliance	liaisons flexibles	liaisons rigides	liaisons rigides	liaisons flexibles câbles
Type d'articulation distale, flexion	courte, faible rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, faible rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure	longue, faible rayon de courbure	courte, faible rayon de courbure	longue, grand rayon de courbure
Carte cinématique flexion	miroir	parallèle	miroir (rotation)	miroir	miroir	miroir	miroir	traction/compression	parallèle	miroir	miroir	miroir
Blocage	-	-	(∇ angle)	(↔ axe)	(∇ angle)	(∇ angle)	-	-	-	couple moteur (∇ angle)	couple moteur (∇ angle)	couple moteur (∇ angle)
Types d'effecteur	4	1	1	11	15	4	4	1	tout instrument chirurgical rigide de diamètre < 6 mm + instruments flexibles	4	2	2
Unité de contrôle	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	✓	✓	✓
Facilité d'utilisation	entre 0 et 10 essais											
Usage unique	✓ outil ✗ instrument	✓	✓	✓	✓	✓	✓	-	✓	✗	✗	✗
Electro-cautérisation	✗	bipolaire	bipolaire	monopolaire	monopolaire	monopolaire	bipolaire	-	-	monopolaire	monopolaire	monopolaire
Statut commercial	✗	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✓
Etudes / bibliographie	[Frede2007] [Di Lorenzo2007] [Torres Bermudez2009] [Ishikawa2012]	[Berber2014]	[Rassweiler2016]	[Rettenmaier2009] [Tonelli2012] [Yoshiki2016]	[Bittner2008] [Dhumane2011] [Tonelli2012]	[Coleman2016]	[Schollmeyer2013]	[Arata2015]	[Dhumane2011] [Giannotti2011]	[Mencaglia2013]	[Rosset-Lanchet2010]	[Bensignor2015]

Tableau 2.1 – Classification d'instruments de laparoscopie tenus en main.

Un composant robotique, ou appareil robotisé, est un mécanisme actionné remplissant les caractéristiques d'un robot à l'exception du nombre d'axes programmables ou du degré d'autonomie. La norme ISO 8373 :2012 cite les dispositifs télé-opérés dans cette catégorie [ISO2012].

La frontière entre un robot et un système robotique est assez mince et l'amalgame est souvent réalisé. Est-ce qu'un instrument motorisé, tenu en main, contrôlé par un opérateur avec une fonction "homing" (détection automatique des butées mécaniques de chaque liaison à l'allumage pour détermination et adoption de la position neutre) peut être considéré comme un robot ? A mon sens, il s'agit d'un système robotisé, avec des caractéristiques équivalentes à un robot en termes d'architecture mais avec un degré d'autonomie quasiment nul en cours d'utilisation. Qu'il s'agisse d'un robot ou d'un composant robotisé, il est nécessaire de distinguer la manière avec laquelle l'opérateur agit sur le système, et par conséquent de caractériser le type de manipulation mis en œuvre.

Un premier type de manipulation est appelé télémanipulation ou téléopération. Il s'agit de la manipulation d'objet à distance à l'aide d'un système maître-esclave [Zahraee2012]. Il ne s'agit donc pas d'un mode de fonctionnement automatique mais bien d'un pilotage à distance. Il existe trois modèles de téléopération : à transmission mécanique, à transmission électrique (ou électronique) et assistée par ordinateur [Vertut1985]. Dans le premier cas, le maître possède le même nombre de degrés de liberté que l'esclave et les deux entités sont reliées mécaniquement. La vision de l'opérateur sur l'esclave est directe. Dans le second cas, la transmission peut se faire avec ou sans fil. Le maître dispose d'un système d'actionnement et l'esclave des actionneurs. La distance entre les deux entités peut être très importante, la seule limite étant lorsque le temps de transmission des informations entre les deux entités ne devient plus négligeable. La vision directe n'est pas toujours permise mais peut être restaurée par une caméra, par exemple. La perte de retour haptique un problème indéniable mais peut être palliée par l'utilisation d'un contrôle bilatéral qui reflète artificiellement au niveau de la commande les forces exercées par le bras esclave. Dans le troisième cas, le système mécanique est contrôlé à la fois par un opérateur et un ordinateur. L'ordinateur récupère à la fois des données issues de l'esclave et de l'opérateur pour l'assister au cours de la manipulation de l'outil (intégration de limites physiques, correction des tremblements,...).

En chirurgie, la téléopération est également appelée téléchirurgie. Elle est caractérisée par la présence d'une console maître (avec retour vidéo) installée à l'écart du patient qui commande des bras robotisés esclaves. Ceux-ci sont installés au plus près du patient et réalisent la tâche. Certains systèmes sont à transmission électrique tandis que d'autres sont assistés par ordinateur. En orthopédie par exemple, la planification de l'intervention en préopératoire (à partir des images scanners du patient) est superposée en direct sur les images du patient permettant de guider le geste du chirurgien qui manipule le robot en imposant les directions des outils.

Un second type d'interaction avec un robot ou un système robotisé est la comanipulation<sup>23</sup>. Elle correspond à la manipulation coopérative d'un objet par un humain et un robot [Zahraee2012]. Lorsque la comanipulation est parallèle, le lien entre le robot et l'opérateur est l'effecteur. Le robot est alors appelé cobot. En chirurgie, la comanipulation est principalement sérielle. Le chirurgien tient la poignée de commande du robot qui devient alors une extension de son bras (dans le cas d'un système tenu en main). Il est possible d'élargir cette définition aux composants robotisés, qui ne sont pas *stricto sensu* des robots mais qui se comportent comme tels dans certaines conditions.



Dans cette partie, différents dispositifs télémanipulés et comanipulés sont présentés. Pour chacun, les caractéristiques générales sont données ainsi que leurs avantages et leurs limites.

### 2.2.1 Plateformes télémanipulées

L'essor de la télémédecine, qui a été permis par l'augmentation des vitesses de transmissions entre appareils et de la sécurité des communications, a ouvert de nouveaux champs de possibilité pour les concepteurs avec des systèmes manipulables à distance. Cela a contribué à la conception de plateformes télémanipulées permettant au chirurgien d'opérer assis, face à une console.

Zeus a été approuvé par la FDA (*Food and Drug Administration*), organisme d'autorisation de mise sur le marché des dispositifs médicaux aux Etats-Unis, en 2001. Ce système est composé d'une console avec une commande vocale pour le bras manipulant l'endoscope, connu sous le nom AESOP (*Automated Endoscopic System for Optimal Positioning* déjà commercialisé seul par Computer Motion depuis 1994 et pouvant être actionné par la voix, une pédale ou manuellement), et deux commandes manuelles pour chacun des bras du robot chargés de pratiquer l'opération [Guyton2002] [Long2006a]. Zeus est le premier système télémanipulé chirurgical utilisé pour pratiquer une intervention sur deux continents différents, surnommée opération Lindbergh en clin d'œil à l'aviateur Charles Lindbergh qui a réalisé la première traversée de l'Atlantique sans escale. Durant cette opération, le chirurgien est intervenu, depuis New York, sur une patiente se trouvant à Strasbourg via le dispositif télémanipulé.

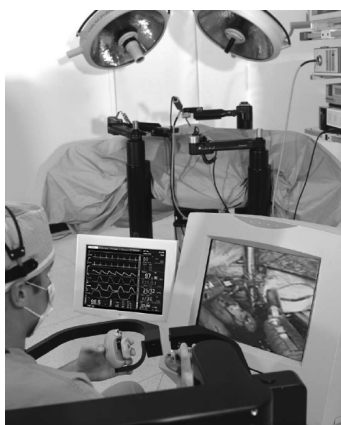


Figure 2.16 – Plateforme Zeus, Computer Motion.

Cette prouesse technologique, permise par une transmission haut-débit par fibre optique avec des délais parfaitement maîtrisés, a ouvert la voie à une nouvelle dynamique de développement de dispositifs chirurgicaux qui offrent au chirurgien la possibilité d'opérer assis, avec une vision 3D et des outils pluri-articulés, capables de suivre chaque mouvement des mains [Marescaux2002].

#### 2.2.1.1 Plateforme da Vinci

Parmi les plateformes télémanipulées commercialisées, le système robotisé da Vinci (Intuitive Surgical, SunnyValle, Californie, Etats-Unis) est certainement le plus connu. Ce dispositif est quasiment en situation de monopole au niveau mondial depuis que la société qui le conçoit a fusionné en 2003 avec son principal concurrent Computer Motion, fabricant de la plateforme Zeus.

Le système da Vinci est composé de 3 éléments : une console avec un système de vision 3D, un manipulateur robotisé multi-bras (3 ou 4 selon le modèle) et un système de retour visuel externe pour le personnel présent dans le bloc opératoire (Figure 2.17) [Sung2001]. Les instruments montés sur les bras du da Vinci sont appelés EndoWrist<sup>®</sup>. Leur diamètre est de 8 mm. Des instruments d'un diamètre de 5 mm ont également été développés pour la pédiatrie notamment [Sung2001] [Hillel2008]. Ils possèdent 7 ddl. Les 2 ddld sont actionnés par des câbles et correspondent à des flexions, dans des plans perpendiculaires, couvrant chacune une plage de 90° [Sanchez2006]. Il existe une grande variété d'outils disponibles, monopolaires, bipolaires ou passifs, pour répondre aux nombreuses indications pour lesquelles le système da Vinci peut être utilisé.

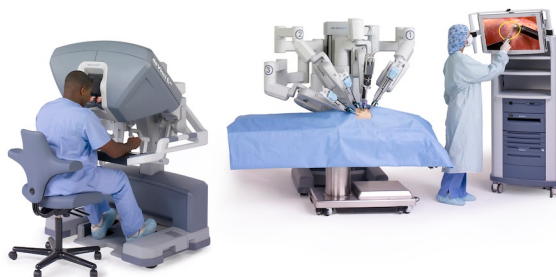
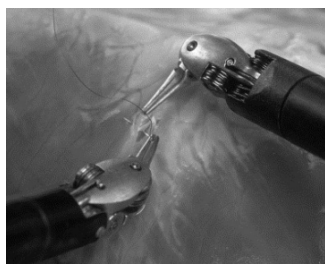


Figure 2.17 – da Vinci : plateforme télé-manipulée chirurgicale.

La commande des instruments se fait au moyen d'une prise en main digitale et intuitive. L'extrémité de l'instrument reproduit l'orientation de la main du chirurgien. Ceci facilite l'apprentissage de l'utilisation du dispositif par la compréhension rapide du positionnement des outils en réponse à l'actionnement des interfaces d'acquisitions (boutons, joysticks ou commandes plus élaborées) [Camarillo2004].



(a) EndoWrist<sup>®</sup>.



(b) Commandes et position des mains.

Figure 2.18 – Les outils EndoWrist<sup>®</sup> reproduisent parfaitement l'inclinaison des mains du chirurgien et le positionnement de ses doigts.

La console du da Vinci augmente le confort opératoire en permettant au chirurgien d'opérer assis et les accoudoirs lui offrent un support pour les bras tout au long de l'intervention [van der Schatte Olivier2009]. L'écran étant situé en arrière de l'interface de commande manuelle, la console est conçue de sorte à rétablir l'axe de travail œil-main-cible perdu en laparoscopie standard [van der Schatte Olivier2009]. L'environnement de travail du chirurgien a été entièrement retravaillé par les concepteurs. La plateforme da Vinci possède également un système de correction du tremblement naturel de la main du chirurgien, lissant son geste et assurant donc une plus grande précision [Nguan2008]. Le robot est développé pour assurer une mise à l'échelle du mouvement

(*motion scaling*) : le chirurgien réalise un geste d'une amplitude de plusieurs centimètres lequel est transformé en un mouvement de quelques millimètres au niveau de l'outil, permettant la réalisation de gestes fins en intracorporel.

De nombreuses études mettent en avant les avantages de l'usage de la plateforme da Vinci par rapport à l'utilisation des instruments standards de laparoscopie. Le système télémanipulé offre une plus grande mobilité intracorporelle, grâce aux articulations présentes au niveau de l'outil et permet de mieux appréhender les structures anatomiques sur lesquelles intervenir du fait de la vision 3D [Nguan2008] [van der Schatte Olivier2009]. L'inconfort mental et physique est diminué au cours de l'utilisation du da Vinci en comparaison à la laparoscopie standard. Le recours au da Vinci a un impact positif sur la pratique du chirurgien et notamment la durée d'exécution d'un exercice et le taux d'erreurs dans un environnement simulé. Ainsi Van Der Schatte *et al.* montrent que pour un groupe de novices, le niveau de stress physique, quantifié notamment par la fréquence cardiaque et qualifié par une enquête ainsi que le niveau de stress cognitif (évalué au moyen de questionnaires), sont réduits dans le cadre de l'utilisation de la solution robotisée.

Ces conclusions admettent un certain nombre de limites répertoriées par leurs auteurs. La durée de l'exercice mis en place est très courte et ne permet qu'une analyse partielle de l'influence de l'utilisation du da Vinci sur le geste opératoire. L'exercice est réalisé dans un environnement *in vitro*, créant moins de stress pour le chirurgien qu'une situation réelle. De plus, les auteurs précisent que le fait que tous les sujets soient novices ne permet pas de prendre en compte l'évolution du stress avec l'expérience et la technicité [van der Schatte Olivier2009]. Nguan *et al.*, dans une autre étude faisant intervenir trois niveaux de qualification des sujets d'étude (novices, internes et chirurgiens), font état d'un impact différent des différentes méthodes d'intervention (classique et assistée) sur des cohortes aux degrés d'expérience variés. Les temps d'interventions sont à la fois instrument-dépendants et expérience-dépendants.

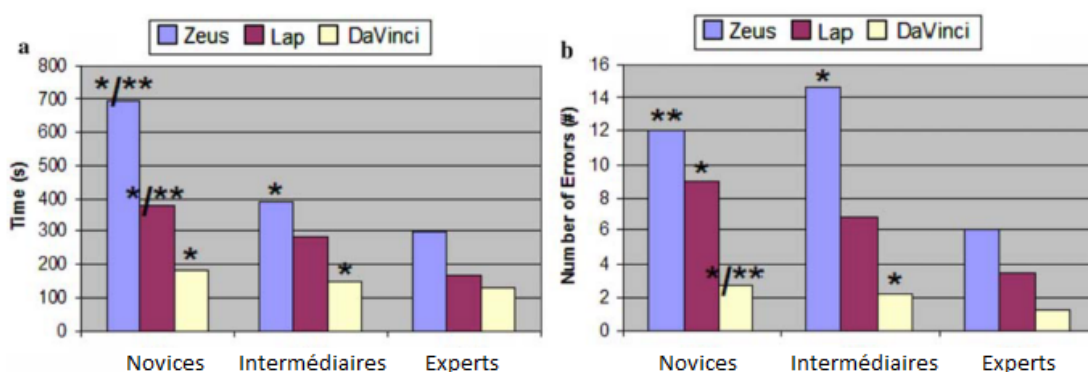


Figure 2.19 – Comparaison temporelle et en nombre d'erreurs d'une tâche de suture entre différents instruments : da Vinci, laparoscopie standard, Zeus. P-value : \* < 0,05 , \*\* < 0,01.

La variation entre les temps d'exécution de l'exercice pour les deux configurations de travail est plus significative pour les novices que pour les experts. De manière globale, les auteurs notent une performance moindre dans l'exécution de toutes les tâches en laparoscopie standard [Nguan2008]. Les auteurs ont également questionné les sujets de l'étude de sorte à évaluer pour chaque dispositif (entre da Vinci et laparoscopie standard) différents critères que sont la visualisation, la coordination, le retour haptique, la réduction des tremblements, la dextérité, la

précision, l'efficacité et la fluidité. Les chirurgiens experts et intermédiaires, plus alertes sur les sensations liées à la laparoscopie standard que les novices, notent l'apport de cette dernière sur le retour haptique en regard des autres techniques (Figure 2.20).

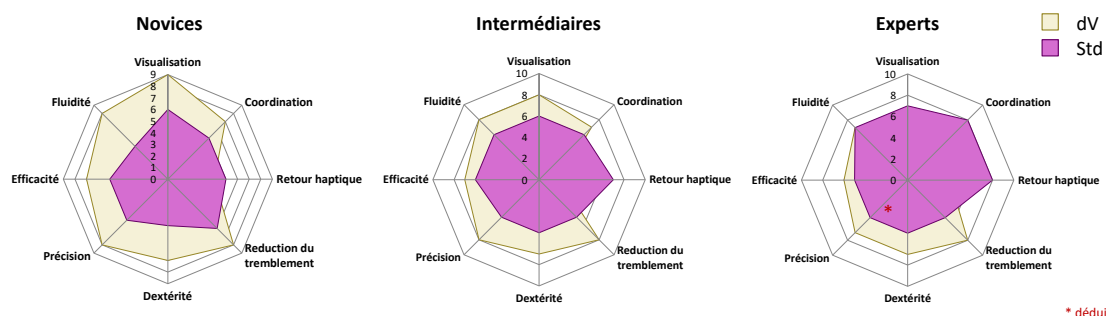


Figure 2.20 – Comparaison des ressentis en cours d'intervention dans différentes configurations : da Vinci (dV), laparoscopie standard (Std).

La plupart des plateformes existantes à ce jour sont dépourvues de tels retours d'informations kinesthésiques<sup>42</sup>. Ceci peut être cause d'incidents car le chirurgien ne ressent pas si la force exercée sur un tissu est trop importante, ce qui peut entraîner un risque de lésion. Des systèmes sont cependant en cours de recherche pour faire évoluer les dispositifs en termes de retour d'effort [Okamura2009] [Payne2013].

Alors que la chirurgie assistée se développe fortement, la question est posée d'apprendre directement, aux étudiants en médecine, la chirurgie laparoscopique sur ce type de plateforme au lieu de leur apprendre la technique standard. Dans les années 2000, les recommandations étaient de convertir l'intervention réalisée avec la solution robotisée en laparoscopie standard ou en chirurgie ouverte en cas de problème. Avec l'augmentation des compétences des chirurgiens sur les plateformes de chirurgie, de moins en moins de conversions sont réalisées. Depuis 2010, elles ne sont plus préconisées. Le chirurgien est estimé capable de réagir et de traiter avec les dysfonctionnements. Dans certains blocs opératoires, un ingénieur est présent pour gérer en direct les problèmes logiciels ou techniques [Ferrarese2016]. Certains auteurs recommandent qu'en plus de la formation au geste chirurgical, les chirurgiens devraient être sensibilisés au fonctionnement de la machine de sorte à pouvoir réagir en cas de problème qui surviendrait en cours d'intervention [Ferrarese2016].

De manière globale, les avantages pour le chirurgien sont nombreux et le quasi-monopole du da Vinci jusqu'en 2010 a fait accroître de manière importante les interventions avec cet instrument. Néanmoins, s'ils sont souvent mis en balance d'un bénéfice réel pour la pratique du chirurgien, les coûts d'un tel dispositif sur le système de santé sont très importants [CADTH2011]. Avec un prix supérieur à 2,8 M\$ pour l'acquisition du système da Vinci et de ses accessoires et des dépenses de l'ordre 2,5 k\$ par procédure auxquelles s'ajoutent 175 k\$ par an de maintenance, les retombées pour les systèmes de soins sont importantes et ne permettent pas à tous les établissements de disposer d'une telle technologie [CADTH2011].

L'encombrement spatial du dispositif nécessite également d'avoir un bloc opératoire dédié et impose parfois aux structures de construire des nouveaux espaces spécifiques par manque de place dans leurs salles d'opération existantes.

Si les avantages de la plateforme pour le confort du chirurgien sont indéniables, les apports pour le patient sont plus contrastés puisque la littérature ne montre pas de différences notoires entre les pratiques pour le patient en termes de résultats. Ainsi, l'étude des marges<sup>43</sup> chirurgicales positives, indique un risque de récurrences de la maladie sans différence significative entre les techniques ouvertes, laparoscopiques ou télémanipulées [Laurila2009]. D'autres auteurs vont même plus loin et incriminent la publicité faite en faveur de la solution télémanipulée directement auprès du patient sans lui faire part des risques liés à la robotique [Ferrarese2016]. Ils font état de résultats sur certaines pathologies indiquant des risques de récurrences supérieurs dans le cas d'interventions de téléchirurgie en comparaison avec la chirurgie ouverte, en se basant sur différentes études de 2011 et 2014 [Barré2014a] [Barré2014b]. Par conséquent, le coût de l'instrumentation rapporté au bénéfice pour le patient est en défaveur des solutions robotisées.

Des études récentes tendent à montrer que les incidents survenus avec cet instrument ne sont pas tous répertoriés par les systèmes de soins (ou le sont tardivement) dans les bases de données de la *Food and Drug Administration*, l'agence de santé américaine, ce qui est pourtant une obligation légale [Cooper2015].

La plateforme da Vinci, forte de ses avantages pour la pratique chirurgicale, s'est imposée sur le marché des dispositifs médicaux. Les entreprises concurrentes tentent de proposer des innovations pour se distinguer et attirer une clientèle internationale sur des procédures similaires ou en visant des actes chirurgicaux non-couverts par le dispositif d'Intuitive Surgical. Différents projets ont vu le jour ces dernières années.

### 2.2.1.2 Autres plateformes chirurgicales

La plateforme ALF-X (TransEnterix Sofar, Morrisville, Caroline du Nord, Etats-Unis) se positionne sur le même marché que le dispositif d'Intuitive Surgical. Elle est composée d'une console et de quatre bras motorisés réalisant l'intervention. La plateforme possède un pied pour chaque bras, permettant de répartir les instruments comme le chirurgien le souhaite autour du patient. La console de TransEnterix Sofar se démarque de celle de son concurrent par un retour d'image sur écran dont le positionnement face au chirurgien s'apparente à celui de l'environnement de chirurgie laparoscopique conventionnel. L'axe de travail oeil/main/site opératoire est rompu. Sur la Figure 2.21, il est possible de voir que la plateforme ALF-X présente une interface avec des prises en main de type *shank handle*, semblable à des instruments standards de laparoscopie. Cela permet de conserver une pratique proche de la laparoscopie conventionnelle tout en bénéficiant des avantages de la télémanipulation (confort, *eye-tracking*) [Bozzini2016]. La carte cinématique des outils est de type parallèle, offrant plus de réalisme au chirurgien. Le retour haptique permet au chirurgien de maîtriser la force exercée sur les tissus, lui donnant l'impression d'interagir réellement avec les structures anatomiques. Le zoom basé sur la distance écran-œil permet un visionnement précis d'une zone d'intérêt par un simple avancement de la tête vers l'écran. Il est à noter que les instruments d'ALF-X ne sont pas tous articulés au niveau distal.

D'autre part, l'encombrement au sol est supérieur à celui du da Vinci mais le chirurgien n'intervenant pas directement dans le bloc, cela n'est pas rédhibitoire. Cependant, en cas de problème, si tous les bras doivent être retirés du patient pour convertir l'intervention en laparotomie, cela

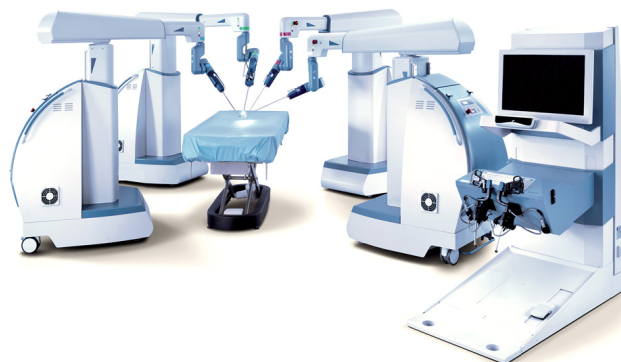
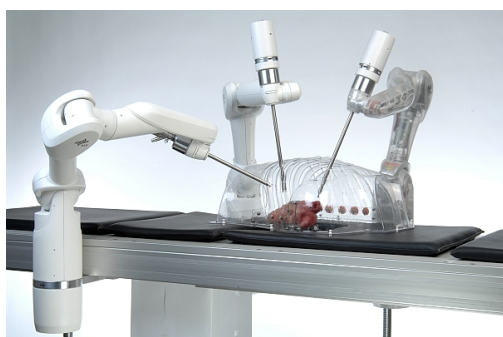


Figure 2.21 – ALF-X : plateforme laparoscopique.

peut entraîner une perte de temps. Les instruments sont réutilisables ce qui permet de baisser les coûts d'utilisation de la plateforme à des niveaux proches de ceux de la laparoscopie classique pour chaque intervention [TransEnterix2017].

De nombreux articles scientifiques parus dans la littérature décrivent des dispositifs télémanipulés tels que le prototype de l'Université de Hawaï [Ma2007] [Berkelman2009], SPRINT de la Scuola Superiore Sant'Anna de Pise [Petroni2013] et le prototype de l'Université de Californie [Çavuşoğlu2003]. Les équipes des laboratoires Biorobotic Lab de Seattle et Bionic Lab de Santa Cruz ont développé conjointement le RAVEN SYSTEM [Lum2006], tandis que les chercheurs du Centre de Robotique et de Mécatronique du Centre Allemand pour l'Aérospatial (DLR) ont proposé le système MiroSurge.



(a) Bras montés sur la table d'opération.



(b) Commande à distance.

Figure 2.22 – MiroSurge : plateforme de téléchirurgie.

Ce dispositif, offrant un faible encombrement spatial puisque les bras sont solidaires de la table d'opération, possède une détection des collisions avec le personnel et offre la possibilité à l'assistant de bloc de manipuler les articulations des bras robotisés en tout temps de l'intervention sans stopper la procédure pour permettre un accès direct au patient afin de réaliser une tâche particulière [Seibold2012]. Il s'agit de robotique collaborative. La table peut être repositionnée en cours d'intervention (pour déplacer des organes en utilisant la gravité) [Hagn2010]. Les instruments MICA du dispositif MiroSurge possèdent 2 ddld actionnés par des câbles qui forment un poignet sphérique (avec axes coïncidents) avec la rotation amont. Ce mécanisme permet de réaliser des tâches fines telles que celles exécutées en suture (Figure 2.22). La console maître comprend une interface avec des prises en main novatrices, plus proches de celles du da Vinci, et un écran

placé face au chirurgien, comme pour l'ALF-X. D'autres dispositifs sont cités et décrits dans la publication de Vitiello *et al.* en 2013 [Vitiello2013].

Enfin, des systèmes se démarquent en se positionnant sur d'autres applications. Le système robotisé ROSA<sup>®</sup> (MedTech, Montpellier, France) vise, par exemple, des applications neurochirurgicales (en assistant les gestes du chirurgien sur le cerveau ou la colonne vertébrale) [arLoCh16]. C'est, à ce jour, une des seules plateformes approuvées pour assister le chirurgien sur ce type d'opérations en Europe, au Canada et aux Etats-Unis (Figure 2.23).



Figure 2.23 – Rosa<sup>®</sup> : robot neurochirurgical.

D'une manière globale, les avantages de la téléchirurgie sont une dextérité distale accrue, des commandes et une interface intuitive et une mise à distance chirurgien-site opératoire qui permet, d'une part, de mettre en place des interventions longue distance (dont il reste à prouver l'intérêt médico-socio-économique) et, d'autre part, de placer le chirurgien en situation de confort opératoire. La fatigue étant un facteur important de dégradation du geste, ce type d'intervention a un impact positif sur la qualité du geste opératoire. La mise à distance est également un inconvénient, car malgré une dextérité accrue offerte par le système, l'absence de retour haptique change la perception de la pratique. De plus, la sécurité de conversion de l'intervention est réduite par le fait que le chirurgien n'est pas dans l'environnement proche du patient. Enfin, le chirurgien a une vision limitée à l'organe d'intérêt et ne voit pas le patient dans son ensemble, ne pouvant anticiper une dégradation de son état général [Morel]. C'est pour cela qu'il est nécessaire de disposer de personnel formé spécifiquement pour assister le chirurgien auprès de la plateforme, pouvant intervenir rapidement en cas de problème technique ou de nécessité de conversion.

Les systèmes télémanipulés possèdent des avantages non négligeables pour le confort opératoire. Cependant, les coûts, l'encombrement et l'absence de bénéfice réel pour le patient, en termes de risque de récurrence notamment, laissent la place à d'autres innovations. Plus abordables pour les établissements de soins, les solutions tenues en main articulées et motorisées sont devenues une alternative réaliste pour un contrôle des dépenses du système de santé.

### 2.2.2 Dispositifs mécatroniques tenus en main

Parallèlement à l'essor des plateformes, des instruments motorisés tenus en main ont fait leur apparition sur le marché des dispositifs médicaux. Leur avantage majeur est qu'ils changent très

peu la pratique du chirurgien laparoscopiste. De plus, le chirurgien est au pied du patient et garde un contact physique, même s'il est indirect, avec le site opératoire, lui permettant de bénéficier d'un retour haptique<sup>z</sup> l'aidant à la réalisation de son geste opératoire.

Certains fabricants proposent des modèles proches des instruments articulés mécaniques en les instrumentant, d'autres proposent de réelles évolutions faisant des dispositifs tenus en main de véritables outils comanipulés, au sens de [Françoise2013].

Comme pour les plateformes télémanipulées, les équipes des universités, les centres de recherche et les fabricants de dispositifs médicaux se sont largement approprié le domaine d'étude se concentrant sur l'apport au chirurgien d'une nouvelle mobilité intracorporelle pour les gestes de laparoscopie. En Europe, au Japon mais également au Proche-Orient, différents systèmes mécatroniques tenus en main ont fait leur apparition au cours des dernières années [Dombre2008] [NML Lab] [Payne2014].

### 2.2.2.1 Prototypes au stade de recherche ou pré-série

Alors que la plupart des prototypes développés au sein des laboratoires comportent 2 ddld, certains ont proposé des instruments articulés avec davantage d'articulations permettant de gagner en mobilité intracorporelle.

**2.2.2.1.1 Prototypes fonctionnels** Le CRIM Lab de la Scuola Superiore Sant'Anna de Pise a été, dès 2008, le lieu de développement d'un instrument à 3 ddld motorisés (Figure 2.24) : une rotation de l'extrémité de l'axe, une rotation de l'effecteur par rapport à l'axe de pivot (flexion) et une rotation propre de l'outil distal [Piccigallo2008].



Figure 2.24 – Prototype du Crim Lab.

Une équipe de l'Université de Téhéran travaille sur l'extrémité distale d'un instrument flexible avec quatre séries de deux biellettes articulées par des liaisons pivot [Mosafer2009]. Les mobilités permises sont une combinaison des 4 flexions obtenues par actionnement de la structure (Figure 2.25).

Enfin, certains prototypes d'instruments tenus en main diffèrent de ceux cités précédemment par la forme de l'effecteur [Fujii2013] [Ishimaru2013] ou par le type d'actionnement mis en place pour mobiliser les différentes articulations de l'instrument. Les universitaires de Darmstadt ont ainsi conçu un instrument commandé par des actionneurs piézoélectriques [Kassner2009]. Les ingénieurs et chercheurs du CEA List ont travaillé sur l'extrémité d'un instrument motorisé basé sur un système compliant avec un actionnement hydraulique miniature [Solano2011].

Ces prototypes bien que prometteurs sur plusieurs aspects et notamment le gain de mobilité ne sont pas encore assez matures pour être commercialisés. Les évolutions proposées en termes



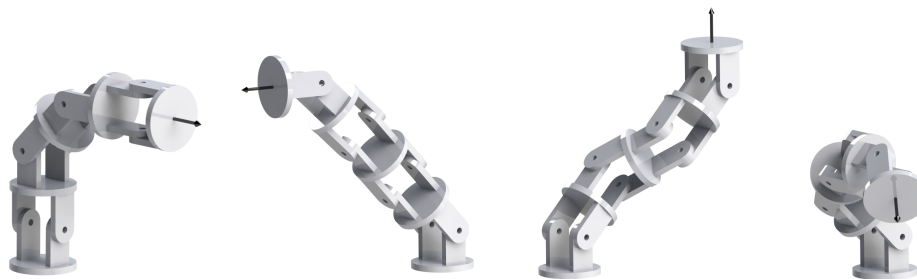


Figure 2.25 – Inclinaisons possibles de l'instrument développé par les chercheurs de l'Université de Téhéran.

de gain de mobilité sont particulièrement intéressantes et doivent faire l'objet d'un intérêt tout particulier par les industriels du domaine.

**2.2.2.1.2 Prototype finalisé** Le dernier né des instruments tenus en main articulés et motorisés est israélien. Human Extensions (Netanya, Israël) a développé un dispositif qui, au printemps 2016, était en voie d'obtenir le marquage CE et l'approbation de la FDA pour faire son apparition sur le marché international. Cet instrument, conçu comme un gant bionique, permet au chirurgien d'effectuer des mouvements lissés et précis (Figure 2.26). Ce système a été breveté en 2014 [Sholev2014].

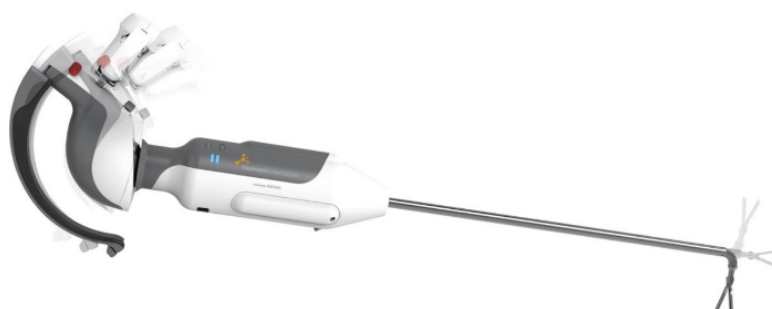


Figure 2.26 – Human extensions : gant chirurgical bionique.

La prise en main est originale et n'entre dans aucune catégorie présentée précédemment. Elle est constituée d'une partie qui s'appuie sur la partie dorsale de la main et d'une autre qui se situe au niveau de la paume. Cette dernière comporte des leviers permettant d'actionner différentes articulations distales. L'ouverture/fermeture est actionnée par deux demi-bagues qui s'écartent l'une de l'autre entraînant le mouvement des mors. La prono-supination de la main entraîne la rotation distale de l'outil et l'extension/flexion du carpe permet de contrôler la flexion de l'extrémité de l'instrument (Figure 2.27).

L'instrument développé par la firme israélienne compte 2 ddld et permet au chirurgien de travailler dans un espace de travail en langue. La carte cinématique est en miroir. Certaines articulations spécifiques du carpe et de la main actionnent une articulation au niveau de l'instrument faisant en sorte que l'outil suive parfaitement les mouvements de la partie distale du membre supérieur du praticien. La flexion distale est de type *curved* mais à faible rayon de courbure. Elle

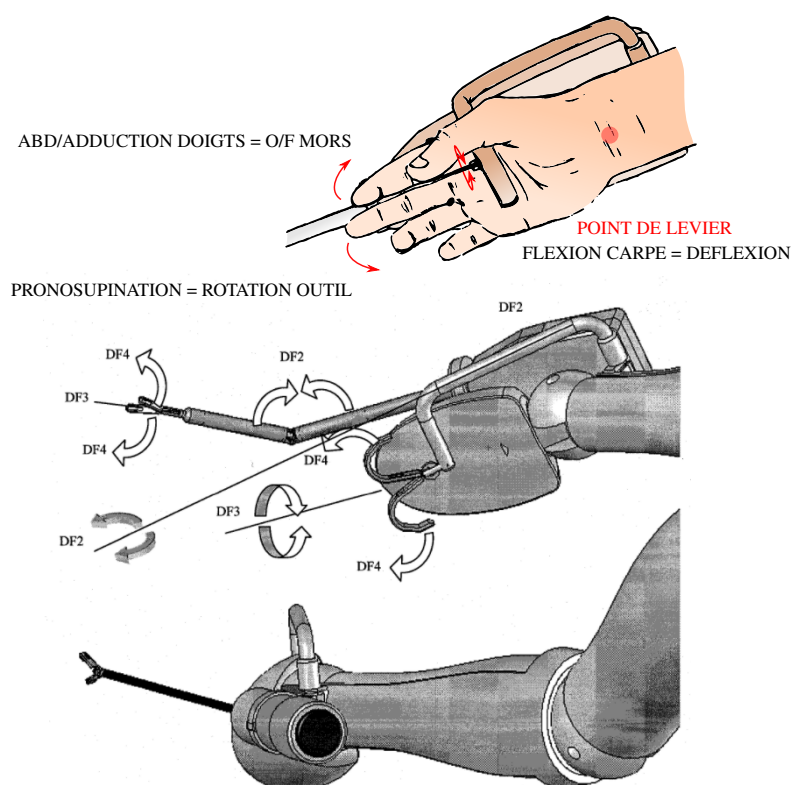


Figure 2.27 – Illustration des mouvements distaux assurés par l'interface homme-machine du Human Extensions.

est située loin de l'extrémité de l'outil permettant une triangulation importante mais un accès limité aux sites opératoires étroits. Cet instrument est notamment prometteur en termes d'intuitivité d'appropriation des différentes fonctionnalités.

### 2.2.2.2 Dispositifs commercialisés

Plusieurs instruments mécatroniques sont actuellement disponibles au bloc opératoire ou ont été commercialisés pendant plusieurs années avant arrêt de la production. Possédant chacun leur spécificités, ils apportent au chirurgien une mobilité accrue tout en conservant sa pratique au pied du patient. Les deux premiers, Kymerax® et Jaimy®, sont décrits ci-après, tandis que le troisième, nommé Dex™, fera l'objet d'une partie spécifique (partie 2.3) puisqu'il s'agit de l'instrument sur lequel se base ce travail de thèse. Ces trois instruments sont analysés selon les mêmes critères que les instruments mécaniques articulés tenus en main avec des spécificités supplémentaires liées à la présence des motorisations et sont reportés sur la partie droite du Tableau 2.1.

Ces instruments intègrent des interfaces électroniques d'acquisition (boutons, joysticks) qui gèrent les mobilités distales. Dans ce cas-là, une carte cinématique en miroir (orientation de l'outil du même côté que l'appui bouton ou que l'inclinaison du joystick) est particulièrement intuitive (Figure 2.28).

Les coûts correspondant à l'acquisition, l'utilisation et la maintenance de tels dispositifs sont moins importantes pour le système de santé que ceux imputés par les plateformes de téléchirurgie, notamment à l'achat, ce qui a des retombées positives sur le système de santé.

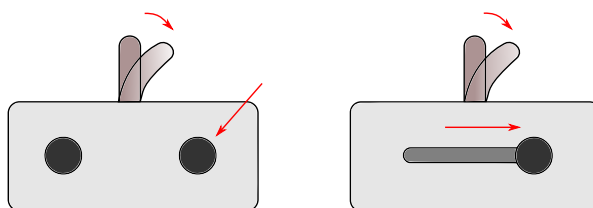


Figure 2.28 – Carte cinématique en miroir d'un dispositif à actionnement mécatronique pour un appui bouton ou un joystick 1 ddl.

**2.2.2.2.1 Kymerax®** Commercialisé par Terumo Corporation (Shibuya, Tokyo, Japon) au début des années 2010, le dispositif Kymerax® a été développé pour la chirurgie urologique, gynécologique, digestive et cardiaque [Marguet2012a].

Il présente la particularité d'être utilisé, généralement en configuration ipsilatérale<sup>14</sup>, avec un instrument motorisé dans chaque main. Ceci permet au chirurgien de disposer des articulations distales de manière ambidextre [Sieber2017]. Les deux instruments sont reliés à une unité de contrôle comportant l'électronique de commande et l'alimentation des différents moteurs.



Figure 2.29 – Kymerax®.

La prise en main de chaque instrument est de type *pistol handle*. La commande des articulations distales est numérique et se fait au moyen d'une gâchette permettant d'actionner le moteur responsable du mouvement d'ouverture/fermeture de l'outil distal et de boutons pour l'actionnement des degrés de liberté distaux.

Kymerax® possède 2 ddld : une flexion de l'extrémité de l'axe de l'instrument de  $\pm 85^\circ$  et une rotation propre de l'outil distal de  $270^\circ$  maximum [Sieber2017]. La forme de l'espace de travail obtenu correspond à une langue, telle que décrite dans la Figure 2.6 [Mencaglia2013].



Figure 2.30 – Aperçu de l'espace de travail du Kymerax®.

Le type d'articulation distale est à faible rayon de courbure, *pinned*, mais située à plusieurs millimètres de l'outil ce qui le rend peu adapté aux espaces restreints. L'actionnement des 2 ddld par des boutons suit une logique miroir. En effet, deux boutons distincts gèrent la flexion à droite ou à gauche alors que la rotation propre de l'outil distal est commandée en amplitude et en direction par une molette. Deux boutons permettent un retour de l'outil à sa position neutre (non-défléchi, rotation nulle). Les commandes sont numériques, à vitesse constante mais avec une gamme de cinq vitesses disponibles réglables au niveau de la console [Hackethal2012].

L'outil est asservi en position. Le couple des servomoteurs empêche la déformation de la structure articulée liée à une sollicitation extérieure, par exemple lors d'un geste de poussée contre des tissus. Ceci a le même effet qu'un système de blocage mécanique qui n'a donc pas besoin d'être implémenté pour ce type d'instrument.

Quatre outils peuvent être utilisés avec ce dispositif : un porte-aiguille, un dissecteur Maryland, un crochet monopolaire en L et des ciseaux monopolaires.

Commercialisé en 2010, les ventes de Kymerax® par Terumo Corporation cessent en 2013. Les raisons avancées par Rassweiler *et al.* en 2016 sont des problèmes liés au nettoyage, notamment des tissus restés dans les mors de l'outil, et à la stérilisation (par autoclave) [Rassweiler2016]. Sieber *et al.* indiquent en 2017 que le système a été racheté par Karl Storz et qu'il va être, relancé sur le marché prochainement après que le fabricant lui ait apporté un certain nombre de modifications jugées minimales par les auteurs [Sieber2017].

Le prix du dispositif à l'achat est de 47000 € TTC. Le coût des consommables est indiqué à 10000 € TTC pour les outils réutilisables 20 fois et 7700 € TTC pour les ciseaux monopolaires, stérilisables 10 fois. Reporté sur chaque procédure, cela engendre un coût entre 800 € et 1000 € par procédure, ce qui est bien en deçà des tarifs pratiqués en téléchirurgie [Marguet2012a].

Sieber *et al.* ont mené une étude sur les avantages et les inconvénients de la pratique avec le Kymerax®. Les avantages relevés par les chirurgiens en comparaison avec des instruments standards sont la possibilité de réaliser une coupe nette dans une direction souhaitée avec très peu de déviation, de manipuler l'aiguille avec précision et de disposer d'une rotation distale aidant à la réalisation du geste, notamment de coupe circulaire. Le poids de l'instrument (725-755 g) est jugé convenable. Les commandes numériques, qui imposent une vitesse constante, ne sont pas considérées comme problématique pour la réalisation du geste. Néanmoins, le couple est jugé insuffisant, entraînant un blocage de l'instrument dès qu'une résistance est exercée sur son extrémité. Cela gêne à la réalisation des tâches chirurgicales. La perte de concentration, évaluée par le biais d'un questionnaire, est plus rapide avec le système Kymerax® qu'en laparoscopie standard, ce qui présente un désavantage pour le patient. Les angles de flexion et de rotation limités et le fait que la poignée ne soit pas ergonomique sont d'autres inconvénients cités par les chirurgiens [Sieber2017]. De plus, le fait d'utiliser deux instruments motorisés simultanément est très difficile à s'approprier pour les chirurgiens [Rassweiler2016]. En ce qui concerne la poignée, elle a été jugée non-ergonomique par les chirurgiens interrogés et le tube de l'instrument trop large, gênant à la bonne visualisation du site opératoire [Sieber2017].

**2.2.2.2.2 Jaimy®** Développé et commercialisé depuis 2011 par Endocontrol (La Tronche, France), l'instrument articulé et motorisé Jaimy® est construit sur le même modèle que le dispositif précédent. La longueur de la tige de l'instrument est de 34 cm. Le type de prise en main est

de type *pistol handle* (type II) non-articulée par rapport à l'axe de l'instrument. Elle présente pour le contrôle des mouvements de l'outil une bague qui actionne deux articulations et une gâchette responsable de l'ouverture/fermeture des mors de l'outil. La poignée est parfaitement symétrique et convient aussi bien à la pratique chirurgicale d'un sujet droitier ou gaucher.



Figure 2.31 – Jaimy®.

Cet instrument a un diamètre identique à celui des instruments standards (5 mm) qui permet de l'utiliser avec les trocars les plus fins disponibles au bloc opératoire. L'incision au niveau de l'abdomen du patient est donc plus réduite que lors de l'utilisation du Kymerax®.

L'instrument Jaimy® possède 2 ddld motorisés : une flexion de l'extrémité de l'instrument, sur une plage allant de 0 à 80°, et une rotation illimitée de l'outil [Bensignor2015]. L'espace de travail résultant est une langue. Bensignor *et al.* précisent qu'une flexion supplémentaire ne permettrait pas d'accroître la dextérité du chirurgien et serait complexe à intégrer dans un instrument de diamètre 5 mm, notamment du fait de la structure interne intégrant des câbles. Elle n'a donc pas été implémentée.

La carte cinématique régissant la flexion n'est ni de type miroir ni de type parallèle. En effet, la flexion de l'instrument selon l'axe de lacet est induite par une translation de la pièce mécanique à l'interface homme-machine qui prend la forme d'une bague.

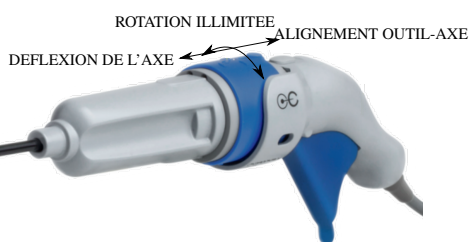


Figure 2.32 – Commande des articulations distales de Jaimy®.

L'articulation responsable de la flexion est à grand rayon de courbure, ce qui augmente le phénomène de triangulation mais ne permet pas d'accéder à des espaces de travail de dimensions restreintes. Le blocage de chaque rotation assuré par le couple moteur n'est pas suffisant pour éviter la déformation de l'extrémité de l'instrument liée à l'élasticité de la structure multi-corps vertébrée, actionnée par des câbles. Cette structure souple n'est pas adaptée pour effectuer des mouvements de poussée de tissu ou d'organe et peut donc se déformer si la résistance de l'environnement est trop importante.

Deux types d'outils sont disponibles avec cet instrument : un porte-aiguille et un crochet de dissection monopolaire.

Son avantage majeur réside dans son diamètre réduit qui en fait le plus fin instrument de sa catégorie, limitant ainsi la taille des incisions. Parmi les autres avantages cités pour cet instrument dans la littérature, l'accent a été mis sur l'ergonomie de la poignée et le confort opératoire apporté au cours de la pratique [Bensignor2015]. Néanmoins, dès 2014, Szewczyk présente, parmi les inconvénients liés à l'utilisation de Jaimy®, un inconfort à l'utilisation [Szewczyk2014]. D'autre part, son grand rayon de courbure et sa structure multi-articulée actionnée par des câbles est plus difficile à manœuvrer dans des espaces très exigus et peut se déformer si la résistance d'une structure anatomique au geste est importante.

Depuis le début des années 2010, différents instruments comanipulés, ont fait leur apparition pour apporter une alternative aux instruments mécaniques, d'une part, et aux plateformes télémanipulées, d'autre part. Ils présentent chacun leurs spécificités, leur limites et leurs avantages. Dans la suite de ces travaux, l'intérêt sera porté sur l'instrument Dex sur lequel s'appuie ce travail de thèse.

## **2.3 Focus sur le Dex™**

[...confidentiel...]

### **2.3.1 Poignée**

[...confidentiel...]

### **2.3.2 Articulations distales et effecteurs**

[...confidentiel...]

### **2.3.3 Types de contrôle et système d'actionnement**

[...confidentiel...]

### **2.3.4 Avantages et inconvénients**

[...confidentiel...]

## 2.4 Conclusion

Le nombre de dispositifs articulés et motorisés, comanipulés ou télémanipulés, se développant dans le domaine de la chirurgie laparoscopique ne cesse de croître. Chaque instrument possède ses spécificités et présente des avantages et des inconvénients pour le chirurgien.

La contribution d'un instrument motorisé et articulé sur le geste (et notamment de suture) a déjà été étudiée au cours de précédents travaux [Barthod2013] [Bensignor2015] [Sieber2017]. Dans le cadre de ces travaux de thèse, l'attention s'est portée sur l'apport du Dex™ d'un point de vue ergonomique pour le confort du chirurgien. Il demeure à ce jour le seul instrument mécanique tenu en main commercialisé qui possède une poignée articulée. En offrant au chirurgien la possibilité de maintenir une adduction de son épaule au cours de son intervention et de placer au mieux chaque élément de la chaîne cinématique formant le membre supérieur, le Dex™ se positionne comme un moyen de réduire la sollicitation musculaire et donc d'accroître le confort.

Une analyse électromyographique, présentée Chapitre 3, permet de caractériser l'activité et l'état musculaires des membres sollicités au cours d'une procédure de prostatectomie radicale simulée, pendant la tâche d'anastomose vésico-urétrale, et par conséquent, de discuter cette hypothèse.

Enfin, l'ajout des instruments mécatroniques commercialisés à la classification des instruments tenus en main constitue également une étape supplémentaire par rapport aux classifications proposées par Anderson *et al.* et Zahraée (Tableau 2.1).

Ces deux pistes d'étude portant sur les instruments de laparoscopie sont représentées dans la carte heuristique de la Figure 2.33.

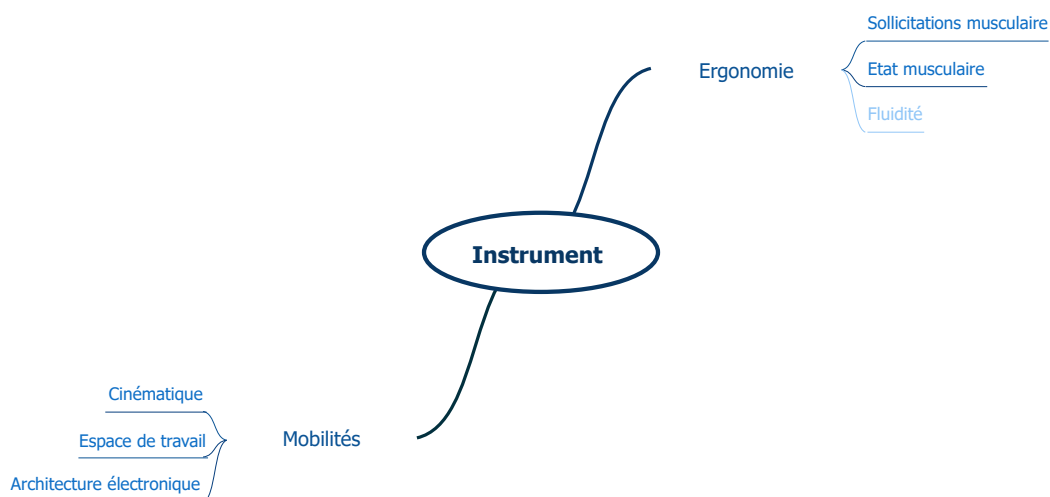


Figure 2.33 – Carte heuristique des critères d'étude de l'instrument.

## Etude du confort opératoire

*Le mental plus que la technique...*  
Gichin Funakoshi, Précepte 5

*... ou changer la donne pour accroître le confort du chirurgien.*

### Sommaire

<b>3.1</b>	<b>Caractérisation du confort</b>	<b>53</b>
3.1.1	Définition du confort	53
3.1.2	Troubles musculosquelettiques	56
3.1.3	Physiologie de la sollicitation musculaire	58
3.1.4	Electromyographie	62
<b>3.2</b>	<b>Mesures électromyographiques de gestes laparoscopiques</b>	<b>73</b>
3.2.1	Contexte et objectifs de l'étude	73
3.2.2	Matériel de l'étude	74
3.2.3	Exercices mis en place	77
3.2.4	Choix des muscles à étudier	79
3.2.5	Sujets de l'étude	80
3.2.6	Protocoles de mesures	81
<b>3.3</b>	<b>Méthodes utilisées pour le traitement des données</b>	<b>91</b>
3.3.1	Activité musculaire	91
3.3.2	Fatigue musculaire	92
<b>3.4</b>	<b>Résultats et discussion</b>	<b>96</b>
3.4.1	Détermination des contractions maximales volontaires retenues pour l'exploitation des résultats	96
3.4.2	Etude de l'influence de l'instrument sur le confort du chirurgien expert	102
3.4.3	Comparaison des niveaux d'expertise	113
3.4.4	Comparaison de différentes hauteurs de travail pour le chirurgien expert	123
<b>3.5</b>	<b>Conclusion</b>	<b>129</b>
3.5.1	Conclusion sur les méthodes proposées	129
3.5.2	Conclusion sur le Dex comme vecteur d'ergonomie	131





## 3.1 Caractérisation du confort

Du fait des contraintes géométriques imposées par la longueur des instruments, par leur inclinaison ou celle des poignées et par la hauteur de la table d'opération, le chirurgien est amené à adopter des postures délétères d'un point de vue ergonomique. La douleur qui en résulte peut perturber sa pratique et évoluer progressivement en TMS dont les effets perdurent au-delà du bloc opératoire.

Hubert cite, en 2010, différentes études montrant la prévalence des TMS dans la population des cœliochirurgiens [Hubert2010]. Il indique que 30 à 40 % des chirurgiens laparoscopistes sont sujets à des lésions musculosquelettiques. La moitié d'entre eux affirme que ces lésions sont directement liées à leur pratique professionnelle. Il est intéressant de noter que, pour se prémunir des douleurs, certains chirurgiens recourent à différentes stratégies qui peuvent être bénéfiques pour leur confort postural (abaissement de la table opératoire, utilisation d'estrades, réglage en hauteur du positionnement du moniteur) mais avec des conséquences potentiellement néfastes sur la qualité du geste (mauvaise tenue des instruments pour soulager les articulations du membre supérieur).

### 3.1.1 Définition du confort

La définition du confort, telle que donnée par le dictionnaire, est l'ensemble de moyens qui concourent à donner un bien-être matériel et moral. Il s'agit d'un sentiment lié au bien-être et une composante de la qualité de vie. C'est un enjeu de santé publique et de santé au travail. Il a trois origines qui sont physique (confort matériel), fonctionnelle (confort lié à l'aspect ergonomique) et psychique (confort décisionnel) [Vischer2005]. Le fait qu'il s'agisse d'un sentiment fait que sa caractérisation est avant tout subjective. En fonction de son vécu, de ses limites physiques ou psychiques, une situation peut être considérée comme confortable ou non par un individu.

Dans le milieu professionnel, il est souvent recherché pour offrir une meilleure qualité de vie au travail qui est souvent associée à une meilleure productivité (moins d'absences, cadence plus élevée, moins d'erreurs). Il est alors lié étroitement à l'ergonomie du poste de travail et des outils et à l'environnement de travail (réduction des sources de stress, organisation du travail,...). Favoriser le confort limite le risque de développement des TMS pouvant avoir des conséquences sur la santé des employés. Le confort est intrinsèquement opposé à la douleur et à la difficulté à réaliser une tâche.

La caractérisation du confort se fait généralement par une mesure de critères subjectifs, pour évaluer le ressenti de la personne, et sur une analyse visuelle de la posture, pour quantifier les risques liés à sa pratique professionnelle.

L'analyse subjective du confort est généralement menée sur la perception de l'exercice (effort) et de la douleur grâce à des échelles graduées permettant de situer le ressenti du sujet face à une situation vécue. Parmi ces référentiels, l'échelle VAS (de l'anglais, *visual analog scale*) peut être utilisée pour qualifier un ressenti (Figure 3.1). Elle mesure en général 10 cm. Deux qualificatifs contraires sont apposés de part et d'autre de l'échelle comme, par exemple, "absence de douleur" et "douleur maximale imaginable". Le patient place une marque correspondant à son ressenti sur le recto de l'échelle. Le côté examinateur est gradué et la note obtenue donne une indication à

l'examineur sur le niveau de ressenti du patient. C'est une échelle classiquement utilisée en recherche et particulièrement recommandée dans la mesure de la douleur [BDSP] [Lévêque2014]. Van Veelen *et al.* ont recours à ce type d'échelle pour quantifier le confort des sujets au cours d'une étude portant sur une série d'exercices de laparoscopie entre lesquels les conditions de travail changent [Van Veelen2002].

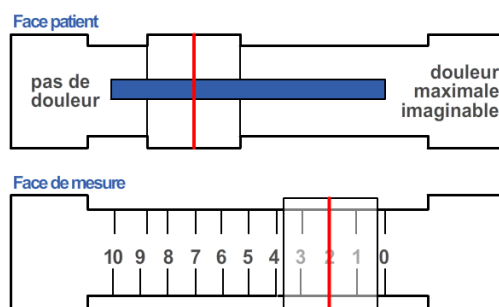
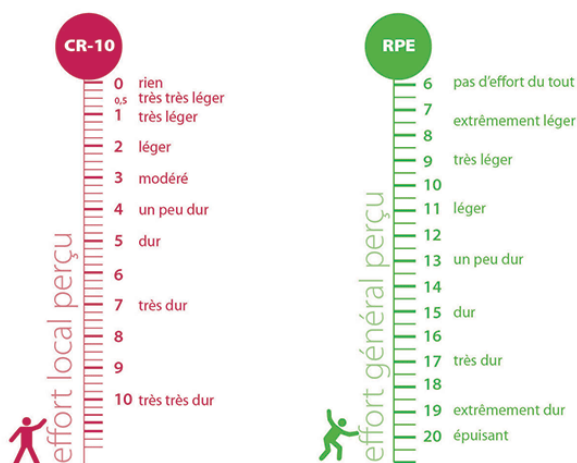


Figure 3.1 – Echelle VAS.

Les échelles de Borg peuvent également donner de précieuses indications. La première, dite RPE (*rating of perceived exertion*), permet d'évaluer la fatigue perçue suite à un effort (Figure 3.2). Ce n'est pas une échelle linéaire et elle s'échelonne de 6 (repos) à 20 (effort extrême). Elle est préconisée sur les exercices de longue durée. Cette échelle s'avère être liée à la fréquence cardiaque supportée par le sujet au cours de l'exercice ainsi qu'à la consommation d'oxygène [Tordi2013] [INRS2015]. Le score est utilisé comme indicateur d'effort physique général [Meyer2014]. La seconde échelle de Borg, dite CR10 (*categorical rating 10*), permet de quantifier un effort bref et intense, sans adaptation cardiaque [Tordi2013]. Elle est basée sur la cinématique de la lactémie et du pH, qui augmente de manière exponentielle avec la difficulté de l'exercice. Cette échelle est le reflet de la force exercée par un groupe musculaire en pourcentage de la force maximale volontaire que le sujet peut produire dans la même posture. Elle est utilisée pour qualifier des perceptions localisées [Meyer2014].



Évaluation de l'effort perçu selon les échelles de Borg

Figure 3.2 – Echelles CR10 et RPE.

Une autre échelle de qualification du confort, appelée NASA-TLX pour NASA *Task Load index rating scale*, évalue la charge de travail dans des activités multi-contraintes [Hubert2010].

C'est un questionnaire qui se base sur différentes composantes de la pratique professionnelle : contraintes physiques, mentales et temporelles. Elle s'intéresse aussi à des facteurs plus subjectifs que sont la perception de la performance réalisée, de la frustration perçue et de l'effort investi. Chaque critère peut être estimé sur une échelle visio-analogique telle que VAS. Elle a déjà été utilisée dans le cadre d'études de confort en laparoscopie [Hallbeck2017].

Le confort est également estimé à travers des critères ergonomiques et notamment basés sur des contraintes posturales. Il s'agit là de critères de quantification objectifs. Le référentiel OREGÉ (Outil de Repérage et d'Evaluation des Gestes) quantifie l'effort et évalue les positions articulaires du membre supérieur du sujet et la répétitivité des tâches au cours de sa pratique professionnelle [Aptel2000] [INRS2015]. Certaines positions articulaires sont délétères, sources d'inconforts et de douleurs et doivent être évitées ou limitées dans le temps car elles contribuent au risque d'apparition de TMS.

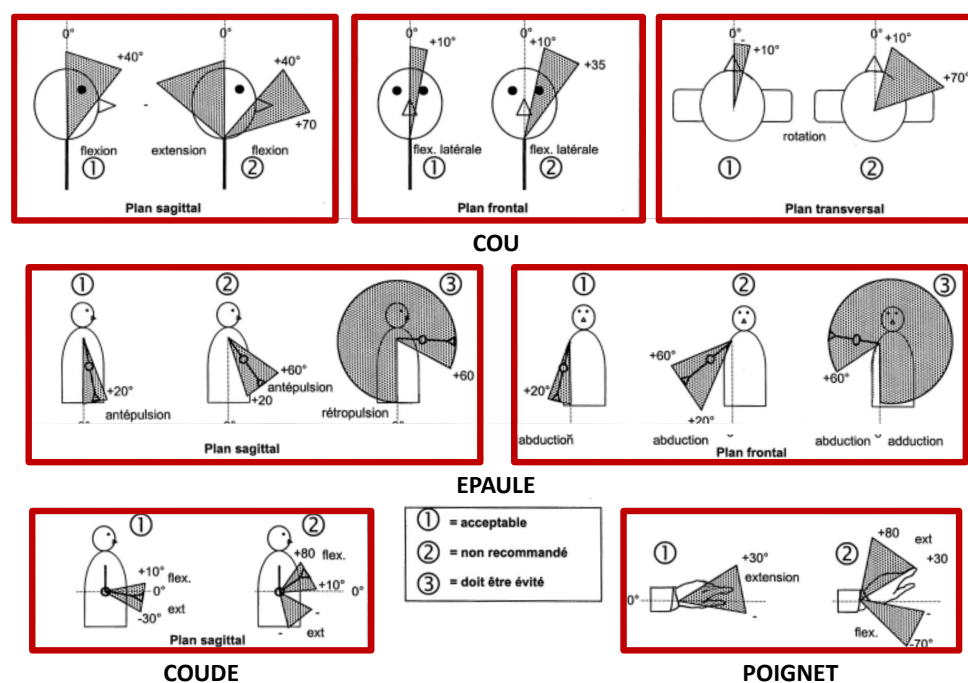


Figure 3.3 – Positions articulaires et confort.

Pour compléter l'analyse visuelle qui nécessite d'avoir un œil expert, des logiciels d'analyse vidéo tels que Kinovea (Kinovea, France) peuvent être utilisés pour rétrospectivement analyser les positions des différentes articulations mises en jeu ou encore des systèmes d'analyse cinématique avec technologie infra-rouge [Hallbeck2017].

Enfin, la détermination des forces mises en jeu au cours d'une tâche est également un indicateur de confort et constitue elle aussi une analyse objective. Cette voie de quantification sera abordée plus amplement dans la suite de ce chapitre.

Grâce à ces méthodes d'évaluation, il est possible de comparer des configurations de travail différentes et de déterminer laquelle est la plus ergonomique et la plus confortable pour un sujet. Van Veelen *et al.* ont déterminé des hauteurs de travail optimales pour les chirurgiens en laparoscopie. Leurs recommandations sont peu suivies dans les faits car peu de tables permettent de répondre aux exigences morphologiques des chirurgiens, notamment ceux de plus petite taille.

Un environnement de travail ou un instrument mal-adapté à la pratique professionnelle peut conduire à l'adoption de postures non ergonomiques conduisant à l'inconfort. De là naissent la douleur puis progressivement le risque de développer des pathologies à plus ou moins long terme comme les troubles musculosquelettiques.

### 3.1.2 Troubles musculosquelettiques

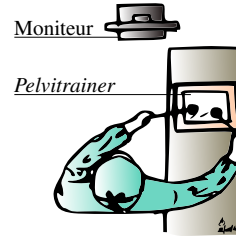
L'origine des TMS est multifactorielle. La cause la plus connue est biomécanique mais les contraintes organisationnelles, psychosociales et un climat de stress contribuent également à leur développement [INRS2015]. Les facteurs de risques biomécaniques sont définis comme des efforts excessifs, des mouvements répétitifs, fins et précis et le maintien de postures inconfortables sur de longues durées. Le chirurgien qui intervient en laparoscopie est confronté à la quasi-totalité de ces facteurs. Les efforts excessifs, comme le port de charges lourdes, ne l'impactent pas puisque les instruments pèsent seulement quelques centaines de grammes. Ces facteurs de risques sont renforcés par des contraintes telles que la charge de travail excessive ou la pression temporelle [Coeugnet2011]. Le stress qui découle de ces situations conduit à des effets notables : forces de serrage plus importantes (au niveau de la poignée), augmentation de la tension musculaire et récupération plus lente. Une perception exacerbée de la douleur fait également partie des effets liés au stress. L'absence de possibilité d'entraide ou de remplacement sur une tâche, la limitation de la variabilité du mouvement et le manque de pause sont autant de facteurs pouvant conduire à une augmentation du risque de développement des TMS [INRS2015].

Les contraintes citées par l'INRS s'appliquant au chirurgien au cours de sa pratique sont des facteurs de risques de cervicalgies (nuque), d'atteintes de l'épaule, comme par exemple le syndrome de la coiffe des rotateurs, de tendinites ou épicondylites<sup>ca</sup> (coude) et de syndrômes du canal carpien (poignet) [INRS2015] [SSAM2016]. Comme vu dans le Chapitre 1, du fait de la longueur des instruments, de l'inclinaison des poignées, de la hauteur de table et de la position de l'écran liés entre autre au type d'intervention et au matériel disponible au bloc opératoire, le chirurgien est amené à placer ses épaules en élévation et l'un ou les deux bras en abduction forte et/ou en antépulsion. La néphrectomie, procédure durant laquelle le chirurgien se positionne face au patient (position lombaire), sollicite les deux bras de manière symétrique (*chicken-wings*) [Hubert2010]. D'autres procédures imposent une forte latéralisation des contraintes. C'est notamment le cas lors de la prostatectomie radicale, dans laquelle le chirurgien intervient en position pelvienne. Le membre supérieur dominant du chirurgien est alors fortement sollicité avec l'épaule en abduction et le poignet, selon le type de prise en main de l'instrument, en flexion ulnaire (Figure 3.4).

D'autre part, du fait de l'effet de *fulcrum*, un geste de grande amplitude, plaçant les membres supérieurs dans des inclinaisons souvent non-ergonomiques, est nécessaire pour obtenir un débattement de l'instrument de quelques millimètres en intracorporel. Les gestes chirurgicaux demandent une forte concentration et entraînent des douleurs et de la fatigue pour le chirurgien. Du fait de la répétition des procédures, ces troubles peuvent devenir permanents et constituer un réel handicap pour le praticien [Berguer2001a] [Nguyen2001] [Berguer2003] [Gofrit2008] [Park2010] [Szeto2012] [Liang2013].



(a) Prostatectomie radicale.



(b) Entraînement sur pelvitrainer.

Figure 3.4 – Chirurgien opérant en position pelvienne.

La Figure 3.5 schématise la façon dont les TMS s’instaurent à partir des indications de l’INRS ainsi que des risques liés à une fatigue accrue des fibres musculaires pouvant mener à leur dégradation [INRS2015].

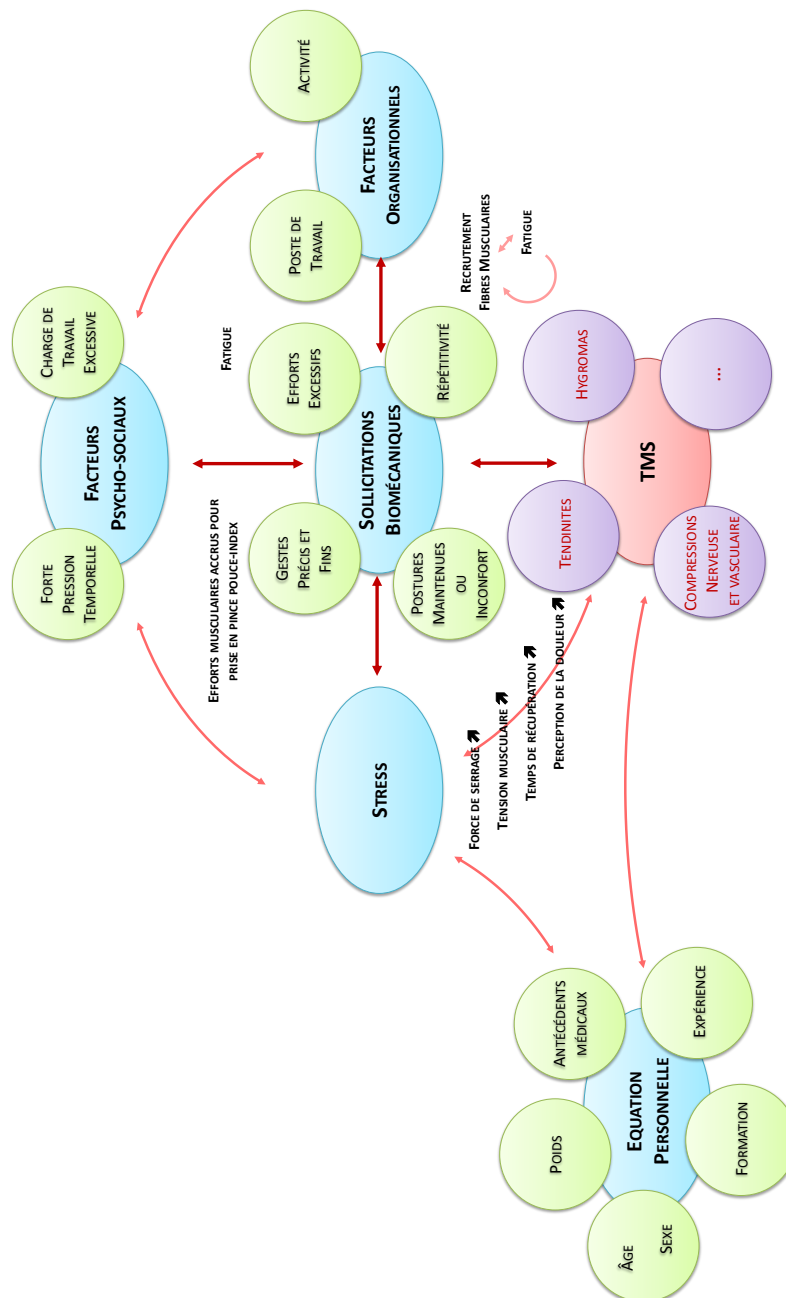


Figure 3.5 – Apparition des TMS.

Les TMS, qu'ils soient liés à une pratique professionnelle ou non, sont financièrement très lourds pour le système de santé. En 2004, aux Etats-Unis, les coûts de prise en charge et les pertes salariales liés aux TMS représentaient 849 G\$ [ALPHA2011]. En France, en 2012, les TMS ont été à l'origine de 10 millions de journées de travail perdues et ont coûté 1 G€ aux entreprises sous la forme des frais couverts par les cotisations [INRS2015]. Il est donc nécessaire de réduire leur prévalence<sup>63</sup> pour accroître le bien-être de la population et diminuer leur impact sur le système de santé.

En France, les TMS sont reconnus dans le tableau 57 des maladies professionnelles du Régime Général (RG). Créé dans les années 1970, ce référentiel a été modifié en 1991 avec un élargissement des conditions de reconnaissance. En 2011 et 2012, il est à nouveau révisé pour modifier les désignations des pathologies et expliciter des examens complémentaires pour les pathologies de l'épaule et du coude [INRS2015]. Les TMS reconnus au titre du tableau 57 RG ont augmenté régulièrement entre 1993 et le début des années 2010. Leur nombre a décuplé en une quinzaine d'années (Figure 3.6).

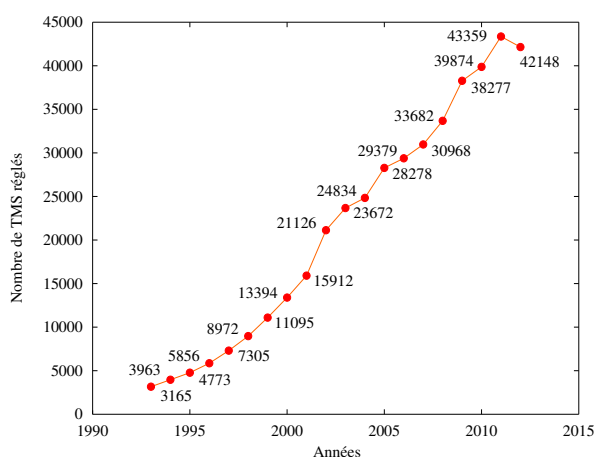


Figure 3.6 – Maladies professionnelles réglées par la Caisse Nationale d'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés.

Les sollicitations répétées ainsi que la fatigue des structures musculaires peuvent conduire à des lésions musculosquelettiques durables. L'étude des mécanismes mis en jeu dans la contraction musculaire et dans l'apparition de la fatigue est indispensable pour étudier ces phénomènes.

### 3.1.3 Physiologie de la sollicitation musculaire

Les cellules musculaires sont des cellules contractiles qui se raccourcissent sous l'effet du glissement des microfilaments d'actine et de myosine les uns par rapport aux autres suite à l'arrivée d'une commande nerveuse au niveau du muscle. Le résultat produit la contraction musculaire. L'intérêt sera porté sur les muscles striés squelettiques dont le contrôle par le système nerveux central est volontaire. Ces muscles, en mobilisant le squelette, assurent la réalisation de gestes.

#### 3.1.3.1 Contraction musculaire

La contraction musculaire fait intervenir à la fois des processus électriques et biochimiques. Le potentiel d'action<sup>64</sup> parcourant la surface du neurone est initié par un certain nombre d'échanges

ioniques entre les milieux extracellulaire et intracellulaire. Il est à l'origine d'autres échanges de ce type au niveau du bouton synaptique<sup>en</sup> [Villa2011].

Le motoneurone<sup>en</sup> se divise à son arrivée au niveau du muscle pour faire des jonctions avec plusieurs fibres musculaires au niveau des plaques motrices (Figure 3.7). Une unité motrice est l'ensemble des fibres musculaires innervées par un même motoneurone [ANM2016]. La jonction synaptique<sup>en</sup> entre l'axone<sup>en</sup> d'une cellule nerveuse et une cellule musculaire est appelée jonction neuromusculaire [Seigneurin2011]. Le potentiel d'action<sup>en</sup> du motoneurone provoque la contraction de l'ensemble des fibres musculaires de l'unité motrice, qui constitue donc le plus petit élément contractile pouvant être activé par le système nerveux [McGill].

La dépolarisation de la membrane du neurone (ouverture de canaux spécifiques au passage des ions  $\text{Na}^+$ ) va entraîner la libération des neurotransmetteurs (Acétylcholine) dans la fente synaptique. Les récepteurs de l'Acétylcholine, situés sur la plaque motrice, vont activer les canaux ioniques ( $\text{Na}^+$ ). Ces ions vont être stockés dans la cellule musculaire modifiant ainsi son potentiel de membrane. Si la concentration en ions sodium est suffisante pour faire passer le potentiel de la fibre musculaire de  $-95 \text{ mV}$  à  $-50 \text{ mV}$ , un potentiel d'action musculaire est initié. Il se propage à la surface du sarcolemme, puis dans les tubules T qui s'invaginent au cœur de la fibre musculaire. Quand le potentiel arrive au niveau de la membrane des tubules T, en regard du réticulum sarcoplasmique, les canaux calciques du réticulum vont s'ouvrir libérant le calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) nécessaire à l'activation des protéines contractiles des myofibrilles que sont l'actine et la myosine. [McGill] [Seigneurin2011]. Ces protéines, en glissant les unes par rapport aux autres, entraînent le raccourcissement de la fibre musculaire, provoquant la contraction du muscle.

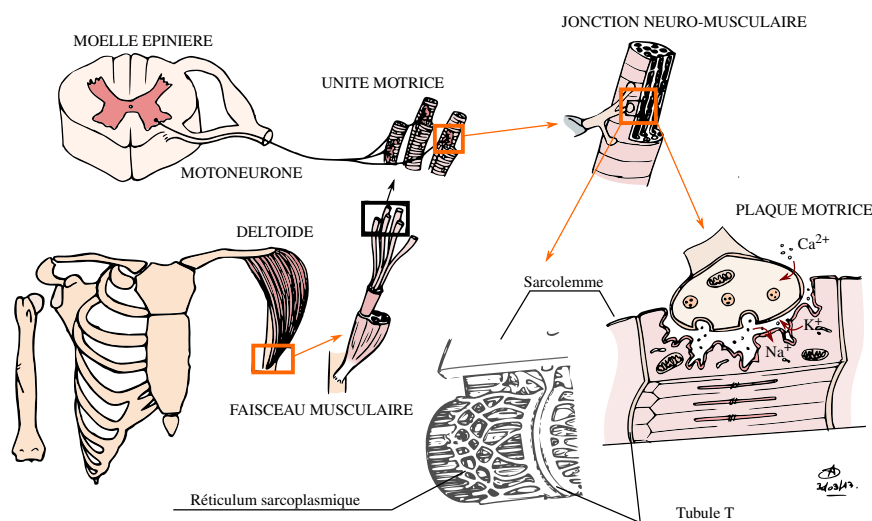


Figure 3.7 – Jonction neuro-musculaire entre un motoneurone et les fibres du deltoïde.

La contraction, statique ou dynamique, se produit au niveau de fibres musculaires de types différents avec un niveau de force qui peut varier selon la tâche à effectuer. Il existe deux types de fibres musculaires, les fibres à contraction lente (I) et rapide (II). Ces dernières sont divisées en deux sous-catégories (a et b), la catégorie IIb correspondant aux fibres à contraction la plus rapide. Les fibres lentes sont plus vascularisées que les fibres rapides qui vont plus rapidement s'épuiser [UR2].

Le Tableau 3.1 recense quelques propriétés des fibres musculaires qui auront une importance dans la compréhension de la suite de ce manuscrit, notamment en ce qui concerne leur fatiga-



bilité [UR2] [Mouchet2011]. En effet, la contraction répétée des fibres musculaires entraîne une saturation des processus électriques et biochimiques pouvant conduire à l'apparition d'une fatigue musculaire.

Propriétés	I	Ila	Ilb
Vitesse de contraction	Faible	Moyenne	Elevée
Temps de contraction	Long	Court	Court
Force de contraction	Faible	Moyenne	Elevée
Résistance à la fatigue	Elevée	Moyenne	Faible

Tableau 3.1 – Propriétés des fibres musculaires.

### 3.1.3.2 Fatigue musculaire

Cifrek *et al.* définissent la fatigue neuromusculaire comme un ensemble complexe de phénomènes qui peut avoir différentes causes, se produire selon divers mécanismes et se manifester sous des formes variées. Le manque d'oxygène et de substances nutritives apportées par le flux sanguin entraîne des changements métaboliques, structuraux et énergétiques au niveau musculaire et d'efficacité au niveau du système nerveux. Il existe trois manifestations de la fatigue neuromusculaire : la fatigue centrale, la fatigue de la jonction neuromusculaire et la fatigue musculaire, qui correspond à une fatigue locale [Cifrek2009].

La fatigue centrale apparaît durant un exercice prolongé. Elle est caractérisée par une léthargie, une somnolence et une perte de motivation. Elle serait liée à une augmentation de la concentration extracellulaire de sérotonine dans certaines régions cérébrales [Meeusen2006]. Cette molécule conduit à une inhibition de l'excitabilité des motoneurones [Villa2011]. La fatigue de la jonction neuromusculaire peut provenir de l'échec de transmission du signal nerveux ou de l'impossibilité du muscle à répondre à cette excitation. Différents mécanismes sont potentiellement impliqués tels que (1) la défaillance de propagation des potentiels d'action à la surface de l'axone, (2) la libération inadéquate de l'Acétylcholine présynaptique, (3) la dépolarisation insuffisante de la membrane post-synaptique, (4) l'échec de la propagation du potentiel d'action musculaire le long du sarcolemme et (5) un problème de couplage entre l'excitation et la contraction [Sieck1995]. Nous nous intéresserons dans la suite de ce travail uniquement à la fatigue musculaire dans la suite de ce manuscrit. La fatigue musculaire est décrite par Merletti *et al.* en 1991 comme la manifestation myoélectrique précédant la détérioration des performances mécanique du muscle. C'est-à-dire qu'il n'est alors plus capable d'effectuer un effort de la même manière [Merletti1991].

La contraction statique d'un muscle va entraîner une réduction du flux sanguin voire un arrêt de celui-ci à partir d'une sollicitation correspondant à 20 % de la contraction maximale que le muscle peut produire volontairement (cf. Partie 3.1.4.3.3) [Cifrek2009]. En revanche, une contraction dynamique va dans un premier temps augmenter le flux sanguin grâce à l'effet de pompage que crée l'alternance entre raccourcissement / étirement des fibres musculaires. Dans un second temps, et pour un certain niveau de contraction, la pression intramusculaire augmente et le flux sanguin s'interrompt créant une ischémie<sup>43</sup>. En cas de diminution du flux sanguin, l'apport en oxygène est

réduit et les produits issus de la production d'énergie dans les muscles, comme l'acide lactique, ne peuvent plus être éliminés.

La glycolyse, qui produit du pyruvate à partir du glucose, est la première étape de la respiration cellulaire qui fournit de l'énergie, sous forme chimique (ATP, pour Adénosine Tri-Phosphate), à la cellule [Seigneurin2011]. La glycolyse peut se réaliser soit en présence d'oxygène (mécanisme aérobie), soit en absence d'oxygène (mécanisme anaérobie). Elle se déroule au niveau du cytoplasme cellulaire. Si le taux d'oxygène est suffisant, le pyruvate est oxydé permettant d'alimenter la deuxième étape de la respiration cellulaire. Si ce n'est pas le cas, il est réduit en acide lactique [Toussaint2011]. Lors d'un effort intense, la consommation de sucre par la cellule devient supérieure à l'apport en oxygène. La seconde étape de la respiration cellulaire, mitochondriale, se trouve alors saturée : elle ne peut se réaliser qu'en présence d'oxygène. L'acide lactique est hydrolysé en lactate et passe la membrane cellulaire pour se déverser dans le sang et être éliminé par l'organisme. Si l'acide lactique a longtemps considéré comme responsable de l'instauration des courbatures, il a été prouvé que ce n'est pas le cas car il est métabolisé une heure après l'effort.

L'augmentation de la concentration en lactate change le pH intracellulaire, signe physiologique de l'apparition de fatigue. Une diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires résulte de ces variations biochimiques. Couplée à des phénomènes tels que l'extinction de la contractilité des fibres rapides au profit des fibres lentes et la synchronisation de certaines unités motrices, cette diminution entraîne des variations du signal myoélectrique, pouvant être recueilli grâce à des électrodes électromyographiques (EMG).

La réduction de la production d'ATP à partir de l'ADP et de phosphate inorganique,  $P_i$ , en absence d'oxygène entraîne, en plus de l'augmentation de la concentration de  $P_i$ , une augmentation de la concentration de  $H^+$  et donc une réduction du pH. Ces deux phénomènes entraînent une réduction de la force de liaison des ponts actine-myosine au cours des phases de la contraction cellulaire et donc une diminution de la force musculaire résultante [Fitts2008]. En parallèle, l'augmentation de la concentration en ADP entraîne une force de liaison accrue mais diminue la vitesse du cycle et donc retarde le phénomène de relaxation ce qui conduit à une contraction prolongée. Ainsi la fatigue est couplée à une diminution de la force musculaire et une diminution de la vitesse de contraction. Ce phénomène est couplé à une diminution de la vitesse de conduction par recrutement des fibres lentes, entraînant une diminution de la fréquence des signaux musculaires.

L'électrophysiologie du muscle est complexe et le recueil des signaux en surface du muscle n'est pas exactement le reflet des processus intramusculaires observés à l'échelle d'une fibre. Il s'agit plutôt d'une intégration du comportement de toutes les fibres. Lorsqu'une tâche doit être réalisée, la commande motrice (venue du système nerveux central) va tout d'abord recruter un certain nombre de fibres lentes à résistance élevée (type I). Lors de l'extinction de leur propriétés contractiles, un *turn over* se met en place visant à recruter un nombre équivalent de fibres permettant aux premières de récupérer. En cas d'effort important, ou de longue durée, le *turn over* ne peut plus se faire et la commande motrice augmente, ce qui va permettre de recruter des unités motrices additionnelles (type I puis II selon le principe d'Hennemann [Forestier2016]), conduisant à l'augmentation d'amplitude du signal musculaire global par intégration de tous les potentiels d'action unitaires. De plus, la fréquence du signal augmente car la vitesse de conduction de ces fibres est plus importante. Si l'exercice perdure la commande motrice va augmenter davantage jusqu'à un recrutement maximal des fibres disponibles, même fatiguées. A ce stade, la vitesse de conduction des fibres diminue et, bien que l'amplitude d'un potentiel d'action soit toujours la même, le

nombre total de fibres recrutées est de plus en plus important conduit à une augmentation du signal relevé en surface du muscle. Ce phénomène d'augmentation du signal myoélectrique en fatigue est favorisé également par le comportement en filtre passe-bas des tissus musculaires qui vont transmettre les signaux électriques de faible fréquence dans leur totalité [De Luca1984] [Cifrek2009].

Les contractions musculaires prolongées ou aiguës entraînent une fatigue musculaire dont les causes biochimiques expliquent les variations du signal myoélectrique. Une étude de ces signaux permet donc de remonter à l'état du muscle.

### 3.1.4 Electromyographie

Les TMS, et l'inconfort de manière plus générale, peuvent provenir d'une sollicitation musculaire importante et de l'apparition de fatigue musculaire. Ces deux paramètres peuvent être mesurés en utilisant l'électromyographie.

#### 3.1.4.1 Principe

Le principe régissant l'électromyographie consiste à recueillir et à analyser les signaux électriques se propageant au niveau du muscle strié. Les enregistrements de ces signaux recueillis par les capteurs placés au niveau du muscle sont appelés électromyogrammes [ANM2016]. Pour explorer de manière précise des unités motrices données, il est possible de planter des électrodes de type aiguilles coaxiales dans le muscle d'intérêt, au plus proche de la source de signal. Pour une analyse plus globale de plusieurs unités motrices, les électrodes de surface, collées sur la peau au niveau du corps du muscle à étudier, sont préférées. Les résultats issus de cette seconde méthode sont plus difficiles à analyser [ANM2016]. C'est néanmoins celle que nous utiliserons puisqu'elle permet une exploration globale du muscle. C'est une technique moins invasive pour le sujet qui participe à l'étude. Elle est également plus facile à mettre en œuvre avec des connaissances anatomiques simples, principalement axées sur les muscles superficiels. La notation sEMG sera utilisée pour décrire cette technique dans la suite du document.

Les électromyogrammes sont porteurs d'un certain nombre d'informations sur le niveau de sollicitation et l'état d'un muscle. Dans la littérature, de nombreuses méthodes sont décrites pour traiter ces signaux et ainsi comprendre les phénomènes physiologiques liés à la contraction musculaire.

Toute contraction musculaire est provoquée par une commande cérébrale pour réaliser un geste et interagir avec son environnement. Lorsqu'un sujet ou un objet (en l'occurrence, un muscle) est soumis pendant un temps donné à une action extérieure physique, chimique ou biologique, le concept d'exposition intervient [ANM2016]. C'est sur cette approche, proche de celle retrouvée dans les domaines de l'industrie ou des radiations, que Hägg *et al.* définissent le concept d'exposition dans le domaine de la sollicitation musculaire et ses deux composantes externe et interne [Hägg2000].

La composante externe est indépendante de l'opérateur et découle directement de son environnement de travail et des sollicitations mécaniques liées à la tâche qu'il doit réaliser. L'exposition interne, quant à elle, prend en compte les forces et couples agissant sur les structures anatomiques du sujet. Elle peut leur causer des effets néfastes. La recherche en ergonomie s'attache à identifier

les relations entre l'exposition interne et les effets à court terme tels que la fatigue ou à plus long terme tels que l'inconfort et le développement de TMS [Hägg2000].

Les informations issues du traitement des signaux neuromusculaires peuvent être utilisées différemment selon l'investigation qui est visée. Il est possible de s'intéresser à des aspects biomécaniques ou physiologiques du muscle. Si l'intérêt est porté sur la physiologie, l'amplitude du signal ou sur ses dimensions spectrales peuvent être analysées en vue d'obtenir des informations sur l'activité du muscle et son état.

#### 3.1.4.1.1 Activité musculaire

Le premier type de grandeur physiologique qui peut être déterminé à partir des données EMG, recueillies au cours d'un exercice spécifique, est l'activité musculaire. Décrite comme le taux de bouffées de potentiels d'action<sup>en</sup> parcourant le muscle et activant sa contraction, elle correspond à la réponse neuromusculaire nécessaire à un besoin biomécanique [Monster1978] [Hägg2000]. Elle est donc liée à l'énergie interne. Elle peut être calculée à partir du signal EMG enregistré au cours d'une tâche spécifique ou d'un exercice complet.

Deux traitements différents peuvent être faits sur l'amplitude du signal EMG brut. L'objectif est de comprendre l'influence de la fluctuation de ce paramètre sur des grandeurs physiologiques telles que l'activité musculaire. Hägg *et al.* proposent de calculer la moyenne quadratique ou valeur efficace du signal (*RMS*, pour *root mean square*) sur une fenêtre temporelle de durée  $T$  [Hägg2000]. Elle est présentée en Equation 3.1.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} s^2(t) \cdot dt} \quad (3.1)$$

avec  $RMS$ , la tension efficace,  $s(t)$ , le signal temporel et  $t_0$ , la borne de départ de l'analyse. Une seconde méthode décrite par les mêmes auteurs est la détermination de l'activité électrique (en anglais *electrical activity*, *EA*). Cela peut se faire soit de manière physique avec un circuit redresseur et un filtre passe-bas, soit au niveau logiciel. Les auteurs recommandent d'utiliser, pour les deux méthodes, une fenêtre temporelle de 100 à 400 ms. Il est possible d'utiliser une fenêtre glissante.

Ces grandeurs permettent ensuite de calculer l'exposition du muscle aux sollicitations neuromusculaires en intégrant la valeur efficace de ce signal sur une durée déterminée (geste spécifique ou réalisation d'une tâche professionnelle). Pour obtenir un taux, caractéristique de l'activité musculaire, l'exposition est ramenée au temps d'analyse. Ce qui permet de s'affranchir également de la durée de l'exercice (Equation 3.2).

$$E_{RATE} = \frac{E}{t} = \frac{\int_a^b RMS(t) dt}{t} \quad (3.2)$$

avec  $a$  et  $b$  les bornes de l'intervalle de temps de la tâche professionnelle tels que  $b - a = t$ , la durée de l'analyse et  $E$  la grandeur associée à l'exposition d'un muscle à un nombre de sollicitations neuromusculaires (ou potentiels d'action) visant à activer sa contraction pendant un temps donné.

La variabilité des mesures sur l'humain est importante et dépend de plusieurs facteurs tels que la fatigue, l'alimentation, le stress, etc. La variabilité inter-sujet dépend de facteurs plus complexes à prendre en compte tels que la musculature naturelle, l'entraînement, l'expertise, etc. La compa-

raison entre deux sessions de mesures et *a fortiori* entre deux chirurgiens ne peut se faire sur les valeurs sEMG enregistrées brutes, ou efficaces, qui sont un reflet du taux de potentiel arrivant au muscle en un temps donné. Ce taux de potentiel dépend de l'état général du chirurgien et, de manière non-exhaustive, des facteurs précédemment cités. Ainsi, il conviendra de faire une mesure de référence à chaque séance permettant de prendre en compte cet état général.

Cette mesure servira à normaliser les valeurs issues de l'examen EMG, puis post-traitées. Cette normalisation se fait par les enregistrements, également post-traités, recueillis au cours d'une contraction volontaire maximale, effectuée en début de séance, qui est chirurgien-dépendante et qui varie entre deux séances d'examen. Cela permet d'exprimer la sollicitation musculaire au cours d'un exercice comme une fonction de la sollicitation maximale que peut produire volontairement un sujet, en  $\%_{MVC}$  (*MVC*, de l'anglais *maximal voluntary contraction*).

Ainsi, si l'état général du sujet est différent entre deux sessions de mesure, cela sera pris en compte grâce à cette normalisation car la contraction maximale volontaire est directement impactée par la fatigue centrale du chirurgien.

Le suivi de l'activité peut être réalisé en utilisant la méthode *EVA* (*exposure variability assessment*) décrite au début des années 1990 [Kumar2008].

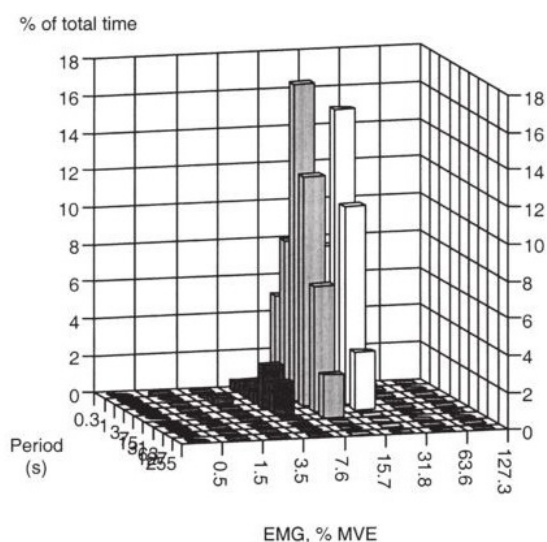


Figure 3.8 – Caractérisation de l'activité musculaire au cours d'un exercice de chirurgie d'une durée de 40 minutes par la méthode EVA.

Cette méthode permet de combiner la quantification de l'usage d'un muscle au cours d'une tâche avec le nombre de fois que le muscle est au repos (contraction inférieure à 0,5  $\%_{MVC}$ ). Les résultats sont représentés sur un graphique trois axes avec le pourcentage du temps total sur l'axe des  $\vec{z}$ , l'amplitude du signal en  $\mu V$  (ou l'activité en  $\%_{MVC}$ ), sur l'axe des  $\vec{y}$ , répartie en classes croissant exponentiellement, et la distribution de la durée passée par le signal dans une classe d'amplitude donnée sur l'axe des  $\vec{x}$  (Figure 3.8) [Hägg2000].

La détermination de l'activité musculaire pour les muscles superficiels est facile à mettre en place avec des électrodes sEMG. Pour les muscles profonds, cette grandeur devient plus complexe à investiguer sans le recours à des protocoles invasifs utilisant des électrodes à planter dans le muscle. Dans ce contexte, une méthode basée sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM)

s'est développée [Heers2003]. Appelée élastographie par résonance magnétique, elle se sert de la vitesse de propagation d'ondes mécaniques dans le muscle pour déterminer son activité électrique. En effet, plus la contraction est importante, plus le muscle est rigide et plus la longueur d'onde augmente. Les ondes mécaniques sont produites par un transducteur fixé en regard du muscle à étudier et l'IRM permet de détecter les déplacements du tissu musculaire créés par la propagation des ondes. Pour une contraction isométrique<sup>40</sup>, la rigidité du muscle dépend directement du nombre d'interaction actine-myosine se produisant au niveau de la cellule musculaire et donc de l'activité musculaire. Cette technique présente plusieurs avantages que sont :

- l'étude de l'activité électrique en chaque point des tissus investigués qu'il s'agisse d'un muscle de taille importante ou de plusieurs muscles étudiés simultanément ;
- l'obtention d'informations complémentaires sur les transmissions de force dans les muscles et tendons ainsi que sur les propriétés passives de muscles non-visibles en EMG ;
- le non-recours à des électrodes invasives pour étudier des muscles profonds et donc la non-altération de visualisation de phénomènes par l'insertion d'une aiguille.

L'inconvénient majeur de cette méthode reste le coût de l'expérimentation qui nécessite de disposer d'un IRM. Si cela se justifie pour l'étude muscles profond et pour recueillir des informations sur des propriétés qui ne peuvent être analysées par l'EMG, cet apport n'est pas primordial pour notre étude pour laquelle les données issues de l'sEMG sont suffisantes.

L'analyse de l'activité musculaire à l'aide de l'sEMG se base sur un traitement des données efficient ayant recours à des fonctions mathématiques bien connues. Cette analyse peut être complétée par une étude de l'état du muscle et notamment de la présence de fatigue.

#### 3.1.4.1.2 Fatigue musculaire

Comme nous l'avons vu au paragraphe 3.1.3.2, les phénomènes physiologiques se produisant au niveau musculaire entraînent une évolution des signaux électriques recueillis en surface en cas de fatigue musculaire avec (1) une augmentation d'amplitude et (2) un décalage du spectre en fréquence vers les basses fréquences par diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires.

Si la plupart des méthodes décrites dans la littérature pour déterminer la fatigue sont basées sur des contractions volontaires isométriques, c'est-à-dire à longueur du muscle constante, certaines sont adaptées à l'étude des gestes professionnels dynamiques. Différents types d'analyse de données sont définis pour investiguer l'état musculaire en termes de fatigue.

Cifrek *et al.* proposent une revue de la littérature concernant l'évaluation de la fatigue musculaire locale en utilisant les informations issues d'enregistrements obtenus en sEMG [Cifrek2009]. Ils repartent des premières découvertes, datant du début du XX<sup>ème</sup> siècle, qui ont fait le lien entre l'apparition de fatigue et l'évolution des signaux myoélectriques lors d'une contraction statique.

Ces auteurs classent les méthodes de détermination de la fatigue musculaire en plusieurs catégories : (1) méthodes temporelles, (2) méthodes fréquentielles, (3) méthodes combinées, (4) méthodes temps-fréquence et échelle de temps, (5) méthodes basées sur des indicateurs issus de la forme spectrale et (6) autres méthodes mathématiques utilisées dans la détermination de l'apparition du phénomène de fatigue musculaire [Cifrek2009]. Nous décrirons dans la suite celles qui sont les plus couramment utilisées et celles auxquelles nous avons recours dans ces travaux.

### Méthodes temporelles

Trois types d'analyses temporelles du signal sont proposés pour décrire la fatigue musculaire. La première s'appuie sur le taux *ZCR* (*zero-crossing rate*) du signal et la seconde sur l'analyse des pics du signal sEMG. La sensibilité au bruit de la première et les problèmes de fiabilité des résultats de la seconde conduit au fait que ces deux méthodes sont peu utilisées en pratique [Cifrek2009]. La troisième est l'estimation de l'amplitude de l'sEMG (par le calcul de la valeur efficace du signal, par exemple, comme c'est le cas pour déterminer l'activité musculaire). Elle constitue un indicateur de fatigue qui n'est utilisé en pratique que couplé à d'autres informations issues de l'analyse spectrale (cf. méthode *JASA*, décrite plus loin, entre autres).

### Méthodes fréquentielles

L'analyse spectrale du signal donne des indications sur la fatigue musculaire, notamment une compression du spectre vers les basses fréquences. Les paramètres fréquentiels utilisés fréquemment pour investiguer ce phénomène physiologique sont la fréquence moyenne et la fréquence médiane du spectre en puissance du signal EMG. Selon les auteurs, différentes notations sont utilisées : *MNF* ou *MPF* (pour *mean (power) frequency*) et *MDF* ou *MF* (pour *median frequency*) [Merletti1990] [Rainoldi2001] [Ollivier2005] [Steinilber2015].

### Méthodes combinatoires

Une méthode se démarque des autres par son apparente simplicité de mise en œuvre. Elle permet d'observer l'apparition de fatigue dès les premières secondes de la contraction. Décrite en 1990 par Merletti *et al.*, elle utilise également les paramètres temporels et fréquentiels pour déterminer la fatigue au niveau musculaire [Merletti1990]. Elle consiste notamment à normaliser l'amplitude et la fréquence médiane par leur valeur initiale. Le comportement des deux tracés permet de déterminer s'il y a apparition de fatigue. La Figure 3.9 montre le cas d'une sollicitation musculaire par des pulsations électriques (30 pulsations), qui représente un cas de fatigue musculaire idéal car issu d'un processus parfaitement maîtrisé, externe. La contraction est isométrique.

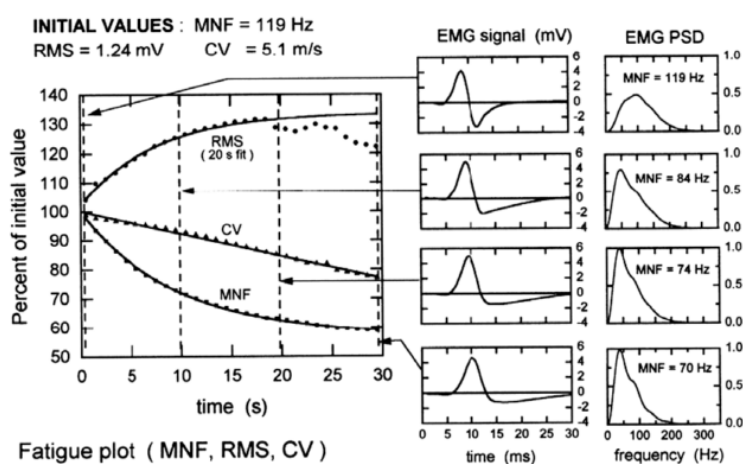


Figure 3.9 – Manifestation myo-électrique de la fatigue.

Une seconde méthode combinatoire, à la fois basée sur une analyse temporelle et fréquentielle, a été proposée dans les années 2000 par Hägg *et al.* Elle s'intéresse simultanément à la notion d'amplitude et de spectre et permet de déterminer si une variation au niveau des EMG est induite

par la fatigue ou par la force nécessaire à la réalisation du mouvement. C'est une méthode particulièrement bien adaptée à l'étude de tâches prolongées où les phases de fatigue et de récupération se succèdent [Hägg2000] [Luttmann2000]. Elle est donc particulièrement appropriée pour traiter des exercices représentatifs d'une suture chirurgicale. La contraction peut être dynamique ou statique (isométrique). Ceci va nous permettre d'étudier le comportement non pas uniquement du trapèze, qui a une contraction quasi-statique en laparoscopie, mais d'autres muscles du membre supérieur pour comprendre l'influence de l'instrument motorisé sur l'ensemble des groupes musculaires soumis aux risques d'apparition des TMS au cours du geste opératoire (épaule, poignet, doigts dont pouce). Cette méthode appelée *JASA* (pour *Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude*) permet de différencier quatre comportements des signaux EMG que sont (1) une augmentation de l'amplitude du signal EMG et un décalage du spectre vers les hautes fréquences, synonyme d'une possible augmentation de la force musculaire, (2) une diminution de l'amplitude et un décalage du spectre vers les basses fréquences, pouvant correspondre à une diminution de la force musculaire, (3) une augmentation de l'amplitude et un décalage du spectre vers les basses fréquences, qui peuvent être causés par une fatigue musculaire et (4) le cas restant pouvant être induit par une récupération suite à un stade de fatigue musculaire [Cifrek2009].

Les résultats se présentent sous la forme d'un graphique unique à quatre cadrans dont les axes correspondent aux variations d'activité musculaire en fonction du temps en abscisse et à celles de la fréquence médiane au cours du temps en ordonnée (Figure 3.10). Ces variations sont déterminées respectivement par la pente de la régression linéaire du tracé de la valeur efficace moyenne (ou de l'*EA*) du signal calculée sur un intervalle temporel de dix secondes et de la fréquence médiane (ou moyenne) calculée sur un intervalle de cinq secondes en fonction du temps. Pour l'analyse temporelle, portant sur l'amplitude du signal, la valeur efficace est normalisée par la mesure réalisée lors des contractions maximales volontaires [Hägg2000]. La méthode *JASA* a été appliquée par d'autres auteurs dans les années 2000 [Lin2004] [Moshou2005]. La mise en œuvre de cette méthode est décrite de manière plus détaillée en Partie 3.3.2.1.

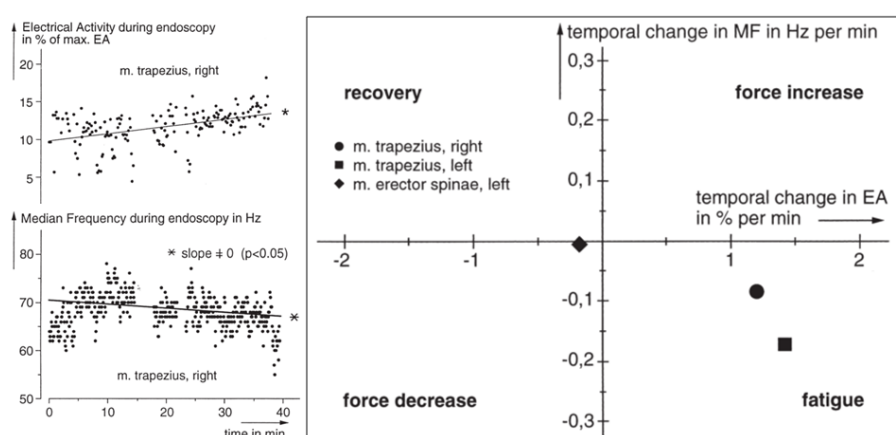


Figure 3.10 – Méthode *JASA*.

Une autre méthode combinant l'analyse de l'amplitude du signal et de la fréquence est décrite par Potes en 2008. Le traitement est réalisé sur un signal enregistré au cours d'une contraction volontaire isométrique et a pour objectif d'être utilisé à terme pour traiter les signaux EMG recueillis lors de contractions volontaires dynamiques. Le signal EMG est décomposé en plusieurs



composantes fréquentielles grâce à des filtres passe-bandes. 32 bandes sont utilisées pour l'analyse complète. A partir de ces composantes du signal, la fréquence moyenne instantanée et l'amplitude instantanée sont calculées. Ces grandeurs sont tracées pour des intervalles de temps de 30 s. Des indices indépendants de la pente de la courbe, contrairement à ce qui est proposé dans la méthode *JASA*, sont calculés en se basant sur une idée de Merletti *et al.* datant de 1991 [Potes2008]. Ainsi, Merletti *et al.* indiquent que pour quantifier la fatigue, deux conditions doivent être respectées : (1) le groupe d'unités motrices étudié en fatigue ne doit pas être modifié et (2) des indices quantitatifs de la fatigue doivent être définis [Merletti1991]. La première condition implique que les unités motrices actives ne doivent pas être inactivées au cours de la mesure ni remplacées par de nouvelles unités motrices. La seconde impose de décrire quantitativement les changements se produisant au niveau du muscle. L'expression de la fatigue est basée sur la quantité et le taux de changement des variables du signal myoélectrique pendant des contractions maintenues isométriques, à force constante avec un groupe stable d'unités motrices. La fatigue est une caractéristique d'une contraction spécifique et peut à ce titre être représentée par un indice associé à la contraction. Des indices basés sur la compression spectrale ou la modification de la vitesse de conduction des fibres musculaires ont été proposés dans la littérature. Ainsi le tracé de la MNF expérimentale en coordonnées logarithmiques peut être approché par une régression linéaire dont la pente est proposée comme indice représentatif de la fatigue. Ce calcul est fait pour des intervalles de temps croissants. D'autre part, il est possible de voir que certaines variations ne sont plus linéaires mais curvilignes. Dans ce cas, définir un indice est plus complexe notamment si chaque variable présente un comportement différent. La plupart des indices décrits avant Merletti *et al.* sont basés sur des régressions (linéaires ou exponentielles). Néanmoins, leur signification physiologique a été remise en question.

Merletti *et al.* proposent donc un indice basé uniquement sur les données brutes. A ce titre, ils définissent deux variables  $y_r$  et  $t_c$  correspondant respectivement à l'ordonnée de la valeur de référence (en général la première valeur de l'enregistrement) et la durée de la contraction. Une surface de référence est définie comme le produit des deux variables :

$$R = y_r \cdot t_c \quad (3.3)$$

L'indice  $F$  est alors défini en fonction de l'aire de référence,  $R$ , l'aire sous la courbe,  $B$ , telle que :

$$F = 1 - \frac{B}{R} \quad (3.4)$$

Cet indice peut être exprimé en fonction du nombre de points de mesure,  $K$ , de telle sorte qu'à chaque nouveau point enregistré  $y_{k+1}$ , l'itération soit automatique via la formule :

$$F_{K+1} = \left(1 - \frac{1}{K}\right)F_K + \frac{1}{K} \left(1 - \frac{y_{K+1} + y_K}{2 \cdot y_r}\right) \quad (3.5)$$

A partir de cette définition des indices de fatigue, Potes a donc proposé deux indices calculés à partir du signal brut :  $\hat{I}_{MF}$ , pour la fréquence moyenne instantanée et  $\hat{I}_{IA}$ , pour l'amplitude instantanée. Il se sert de ces indices pour présenter les résultats sous forme d'un diagramme de type *JASA* modifié (Figure 3.11) [Potes2008].

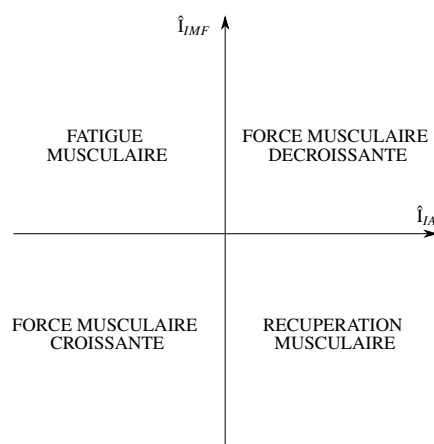


Figure 3.11 – Diagramme JASA modifié - indices relatifs à la fréquence moyenne et à l'amplitude.

En pratique, cette proposition d'évolution de la méthode JASA n'a pas été encore utilisée par d'autres chercheurs. Dans la suite de ce manuscrit, nous nous baserons donc sur la méthode originale telle que décrite par Hägg *et al.* car celle-ci a été utilisée dans plusieurs publications scientifiques et se veut être une méthode de référence de la quantification de la fatigue musculaire [Jonkers2004] [Lin2004] [Moshou2005].

Les méthodes de traitement des données sEMG en termes d'activité et de fatigue musculaires ont été passées en revue. Il convient maintenant de procéder à la mesure de ces signaux myoélectriques. Pour ce faire des capteurs dédiés sont utilisés.

#### 3.1.4.2 Matériel de mesure

Il est nécessaire, en amont de toute étude EMG, de prendre en compte les recommandations SENIAM (pour *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) mises en place par des experts du domaine entre 1996 et 1999 [Hermens2000] [Hermens2006]. Elles décrivent d'une part les capteurs et d'autre part la manière de les utiliser pour effectuer des mesures fiables (Figure 3.12).

Le capteur est défini comme l'intégration des électrodes, des câbles et d'un préamplificateur [Hermens2006]. Il est recommandé d'utiliser un assemblage fabriqué dans un matériau léger avec une distance inter-électrodes fixe et maîtrisée. L'utilisation de scotch double-face est préconisée pour fixer les fils ainsi que le capteur, surtout lors de mouvements dynamiques, et ainsi éviter les artefacts liés au mouvement.

La taille de la surface active est un des premiers critères de choix important des électrodes sEMG. Pour une aire équivalente, la géométrie circulaire ou carrée de la surface de contact importe peu. En revanche, la taille de la surface active influence l'enregistrement. Pour les capteurs bipolaires, la surface des électrodes doit être suffisante pour enregistrer un nombre raisonnable d'unités motrices tout en évitant des phénomènes de diaphonie<sup>63</sup> avec d'autres muscles. Dans le cas où les électrodes sont placées dans la direction des fibres musculaires, l'augmentation de la surface des électrodes a un effet sur le signal EMG visible par l'augmentation de son amplitude et la réduction des composantes hautes fréquences. Les formes d'électrodes circulaires de 10 mm de diamètre sont recommandées par le groupe SENIAM [Hermens2006].

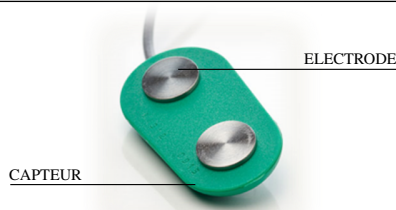


Figure 3.12 – Exemple d'un capteur bipolaire (SX230-1000, Biometrics Ltd).

Le second paramètre à prendre en compte est la distance inter-électrodes qui est recommandée à 20 mm. Pour des muscles courts, tels que ceux situés au niveau de la main par exemple, cette distance ne doit théoriquement pas excéder 1/4 de la longueur des fibres pour éviter des instabilités au cours de l'enregistrement dues à la contraction du muscle [Hermens2006].

Une troisième recommandation porte sur les matériaux utilisés pour les électrodes. Ils doivent offrir un bon contact avec la peau et une faible impédance électrode-peau. Ils doivent présenter un comportement stable dans le temps, c'est-à-dire en termes (1) d'impédance à l'interface avec la peau et (2) de réactions chimiques. Différents matériaux sont utilisés pour réaliser les surfaces actives. Les électrodes les plus communes sur le marché sont les électrodes Ag/AgCl avec une transition stable et un faible bruit. Les recommandations SENIAM portent sur l'utilisation d'électrodes Ag/AgCl recouvertes de gel, ou de colle, pour diminuer l'impédance électrode-peau ainsi que pour favoriser les mouvements et les échanges ioniques [Hermens2006].

Une fois que le type de capteur a été choisi, il convient de procéder à sa mise en œuvre. Pour cela, il convient de préparer la peau du patient (nettoyage à l'alcool et rasage), de positionner le sujet puis d'apposer les capteurs sEMG en regard des muscles d'intérêt. Cette démarche est décrite dans la partie suivante.

### 3.1.4.3 Démarche de mise en œuvre d'une étude électromyographique

#### 3.1.4.3.1 Placement des électrodes

Le positionnement d'un capteur EMG bipolaire au niveau d'un muscle doit répondre à deux critères que sont la localisation et l'orientation [Hermens2000]. La localisation réfère à la position du centre géométrique du capteur au niveau du muscle tandis que l'orientation correspond à l'inclinaison de la ligne passant par le centre des deux électrodes en regard de la direction des fibres musculaires. Dans la littérature, on discerne trois stratégies pour le placement des électrodes :

- au centre ou sur le renflement le plus important du corps musculaire ;
- entre la zone d'innervation et la zone tendineuse ;
- sur l'unité motrice.

La première stratégie est adoptée par Hermens *et al.*. Peu de descriptions sont données sur l'orientation du capteur, mais un consensus fait état de l'alignement des électrodes avec la direction des fibres musculaires [Hermens2000].

Dans leur introduction à l'sEMG, Cram *et al.* dédient le Chapitre 14 à la description du placement des électrodes EMG au niveau des principaux muscles superficiels [Cram1998]. A partir des illustrations de cet ouvrage et des indications apportées par les auteurs, la pose des électrodes de mesure est clairement définie et peut être répétée pour un même sujet et reproduite entre deux sujets (Figure 3.13). Ceci permet de suivre les recommandations SENIAM sur le placement optimal et reproductible des électrodes pour une mesure sEMG fiable [Hermens2006].

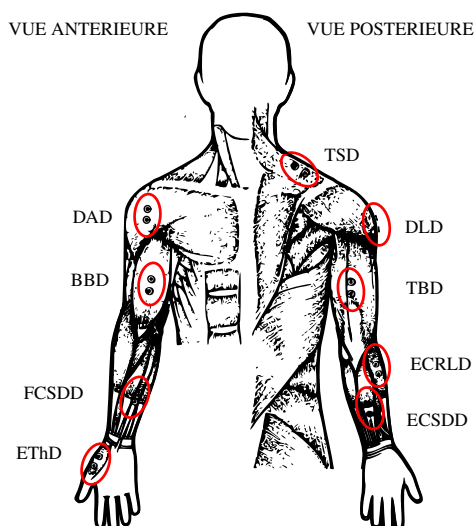


Figure 3.13 – Placement des électrodes au niveau de quelques muscles du membre supérieur.

Le muscle d'intérêt est situé par l'opérateur par palpation du sujet lors d'une contraction spécifique sollicitant principalement ces fibres. Les électrodes peuvent ensuite être positionnées à l'endroit spécifié pour chaque muscle.

L'utilisation d'une électrode supplémentaire permet de fournir une tension de référence commune à l'entrée différentielle du préamplificateur du capteur EMG [DeLuca2002]. Cela sert à obtenir une mesure moins bruitée grâce à la réjection du mode-commun [ADInc2005]. Cette électrode de référence doit avoir une surface plus importante que celles utilisées pour le recueil des EMG. Elle doit être placée sur un tissu inactif d'un point de vue électrique tel que le poignet, la cheville, le sternum, le tibia ou le processus épineux de la vertèbre C7. Ce sont des emplacements en regard d'os ou de zones tendineuses, non excitées par des potentiels d'action électriques.

#### 3.1.4.3.2 Fiabilité de la mesure EMG

Dans les années 1990, Kollmitzer *et al.* indiquent qu'une mesure EMG est fiable si elle répond aux recommandations suivantes [Kollmitzer1999] :

- Contractions isométriques ;
- Contraction inférieure à la contraction maximale que peut produire volontairement le muscle ;
- Posture du membre et positions des électrodes de mesures répétables.

Si l'analyse porte sur des exercices de type tâche professionnelle, les contractions musculaires mises en jeu sont rarement isométriques. Il est alors nécessaire de bien détailler dans quelles conditions les analyses seront menées.

Toute mesure ne peut être jugée fiable que si elle a été effectuée dans des conditions de reproductibilité et de répétabilité. Pour des mesures sur l'humain la reproductibilité de la tâche à réaliser est envisageable mais l'état du sujet change à chaque instant, modifiant de fait les conditions de mesure. De plus, pour des exercices de longues durées, d'autant plus s'il s'agit de tâches professionnelles spécifiques comme la chirurgie, la répétabilité d'un exercice est difficile à mettre en place. Néanmoins pour des exercices très spécifiques (contractions maximales volontaires, par exemple) la mise en place d'un protocole de répétabilité de la mesure est possible. Il est alors nécessaire de mettre en place un temps de pause entre deux mesures successives pour permettre la

récupération musculaire après une contraction ayant sollicité fortement les fibres et ayant pu les fatiguer.

### 3.1.4.3.3 Contractions maximales volontaires

De nombreux auteurs, étudiant la sollicitation musculaire au cours d'une tâche, stipulent que la détermination de la contraction maximale du muscle cible est indispensable pour le traitement des données permettant ainsi de normaliser les EMG enregistrés au cours d'un exercice [de Araújo2009]. Les taux d'exposition des signaux EMG recueillis sont alors exprimés en pourcentage de ceux enregistrés au cours de la contraction maximale volontaire du muscle correspondant. Hägg *et al.* énoncent que, si la grandeur d'intérêt de l'analyse d'une tâche est une force ou un couple, il convient d'exprimer cette grandeur mécanique en fonction de la contraction maximale que le sujet peut produire volontairement [Hägg2000]. La mesure de la contraction maximale volontaire se fait lors d'une contraction isométrique. C'est ce type de contraction qui est associée à la force maximale volontaire la plus importante.

Dans la publication de Berguer *et al.*, une méthode est développée pour déterminer la contraction volontaire maximale d'un muscle donné d'un sujet [Berguer1999]. Il lui est demandé de réaliser le même mouvement que celui qui a permis de localiser les muscles d'intérêt par palpation, tout en exerçant une résistance passive avec sa main controlatérale<sup>gauche</sup> et de forcer au maximum contre cette résistance. La contraction ainsi obtenue est isométrique. Trois répétitions de l'effort sont réalisées et la moyenne des trois pics d'activité ainsi obtenus est calculée pour obtenir la contraction volontaire maximale de chaque muscle. La valeur moyenne des différents essais en force maximale est utilisée par d'autres auteurs dans leur protocole d'étude pour déterminer la valeur de la contraction volontaire maximale [Rainoldi2001], dans le cas d'une opposition de résistance manuelle [Albayrak2008] ou avec mesure de force [de Araújo2009].

Ollivier *et al.* décrivent également un protocole visant à déterminer la contraction maximale d'un muscle d'intérêt lors d'une contraction isométrique [Ollivier2005]. Le sujet est placé sur un ergomètre et l'étude porte sur le biceps brachial. Trois brèves flexions maximales du coude sont demandées au sujet avec une pause d'une minute entre chaque contraction. Les opérateurs encouragent le sujet de sorte à lui faire produire une contraction la plus élevée possible qui sera conservée comme valeur de contraction volontaire maximale. Les auteurs ne précisent pas sur quelle grandeur physique (force, tension,...) ils s'appuient pour déterminer la contraction la plus élevée parmi les trois enregistrées. Le fait d'utiliser la valeur maximale des  $n$  tentatives réalisées, et non pas la moyenne, permet de tendre vers la contraction maximale. C'est cette démarche qui sera adoptée dans cette étude. Nous conserverons la valeur la plus grande, parmi celles recueillies, que nous considérerons comme étant la contraction maximale que peut produire le chirurgien.

Luttmann *et al.* énoncent que le recours aux contractions maximales volontaires constitue également une méthode de détermination directe de la fatigue basée sur la performance mécanique du muscle [Luttmann2000]. Ceci impose de réaliser des contractions volontaires maximales à différents instants d'une étude, ce qui n'est pas adapté au suivi de tâches professionnelles de longues durées qui vont être grandement perturbées par ces interruptions. De plus, l'exécution même de cet effort réduit la performance du muscle et fausse donc l'analyse globale. D'autres méthodes seront donc préférées.

Toutes les méthodes et démarches à mettre en place pour réaliser une bonne mesure sEMG et la traiter en termes d'activité musculaire et de fatigue musculaire ont été présentées. A présent, les essais peuvent être mis en place et les mesures effectuées dans le cadre de la pratique professionnelle d'un chirurgien en laparoscopie. Différents instruments peuvent ainsi être comparés en termes de confort opératoire.

## 3.2 Mesures électromyographiques de gestes laparoscopiques

### 3.2.1 Contexte et objectifs de l'étude

L'arrivée des instruments de chirurgie à actionnement mécatronique dans la gamme d'instruments disponibles pour la pratique de la laparoscopie pose la question de leur influence sur le confort opératoire. Certes, leurs articulations motorisées ont été conçues de sorte à améliorer le geste chirurgical et à apporter plus de mobilité intracorporelle, diminuant de fait certains gestes de grandes amplitudes mais leur apport sur les sollicitations musculaires doit être évalué de manière objective. L'analyse sera menée sur le Dex car il dispose, en plus des articulations distales motorisées, d'une poignée articulée qui permet une adduction et un abaissement de l'épaule. Les chirurgiens témoignent de l'influence positive de la pratique avec le Dex, notamment du fait de sa poignée, sur leur confort postural mais celle-ci n'a jusqu'alors pas été quantifiée. Une évaluation objective de l'activité et de la fatigue musculaire liée à la pratique professionnelle est donc intéressante à mener sur cet instrument.

Dans ce contexte, les objectifs de l'étude portent, tout d'abord, sur l'analyse de la pratique dans deux configurations de travail distinctes, standard et Dex, puis sur l'évaluation de l'influence de chaque configuration sur l'activité musculaire et la fatigue musculaire à travers des exercices dédiés. Ils s'orientent ensuite sur l'étude de l'influence de l'environnement de travail sur ces mêmes grandeurs et sur la définition d'une configuration de travail optimale pour le Dex.

Pour répondre à ces objectifs, nous mettons en place plusieurs sessions de mesure, au cours desquelles nous chercherons à définir les caractéristiques d'une configuration de travail optimale. Six paramètres permettent de définir les conditions de mise en œuvre de ces sessions de mesure : le type de sujet inclus dans l'étude, le lieu de la session, l'environnement de travail mis en place, le protocole de mesure utilisé, le type de mesures réalisées et les méthodes de traitement des données employées. Cela est représenté dans la carte heuristique de la Figure 3.14.

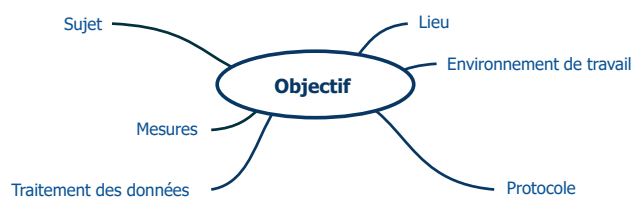


Figure 3.14 – Carte heuristique des six critères d'analyse.

### 3.2.2 Matériel de l'étude

Le matériel utilisé au cours de cette première session peut être classé en plusieurs catégories. Des éléments sont tout d'abord présents pour recréer l'environnement de travail du chirurgien et permettre la réalisation et la visualisation du geste. Ensuite, des dispositifs entrent en jeu dans le processus de mesure EMG et d'enregistrement des postures du chirurgien au cours du geste.

#### 3.2.2.1 Reconstitution de l'environnement de travail

L'objectif est de placer le chirurgien dans une configuration la plus proche possible de celle du bloc opératoire et notamment en ce qui concerne l'exécution de son geste.

##### 3.2.2.1.1 Simulation de la procédure chirurgicale

Pour simuler le patient, une boîte de travail close sur la partie supérieure, appelée *pelvitrainer*, est utilisée. Ses dimensions de 28x25x18 cm<sup>3</sup> correspondent à un patient maigre. En effet, dans la littérature, les diamètres abdominaux retrouvés en pneumopéritoine sont plutôt de l'ordre de 30 à 40 cm [Matern2001] [Van Veelen2002]. Cependant, comme le même environnement est utilisé dans les deux configurations de travail qui seront imposées au chirurgien, il est possible de tirer des conclusions pertinentes dans le cadre d'une étude comparative.

La partie supérieure du *pelvitrainer* est incisée de sorte à introduire deux trocarts de 10 mm de diamètre (Kii Optical Access System, Applied Medical, Rancho Santa Margarita, Californie, États-Unis). Elle représente la paroi abdominale du patient également appelée champ opératoire<sup>43</sup> (Figure 3.15).

Le *pelvitrainer* contient un bassin en plastique représentatif de l'anatomie humaine (3B Scientific, Hambourg, Allemagne). Des éléments fabriqués en matériaux fantômes, représentatifs de structures anatomiques, sont placés à l'intérieur du bassin pour permettre au chirurgien de réaliser différents exercices. Un cône en mousse dense, appelé fond de pelvis, est fixé dans le bassin sur lequel l'opérateur peut choisir de fixer (1) un support en mousse dense, utilisé pour des exercices de sutures linéaires ou (2) un ensemble vessie-urètre, pour simuler une anastomose vésico-urétrale consécutive à une prostatectomie radicale (Figure 3.15).

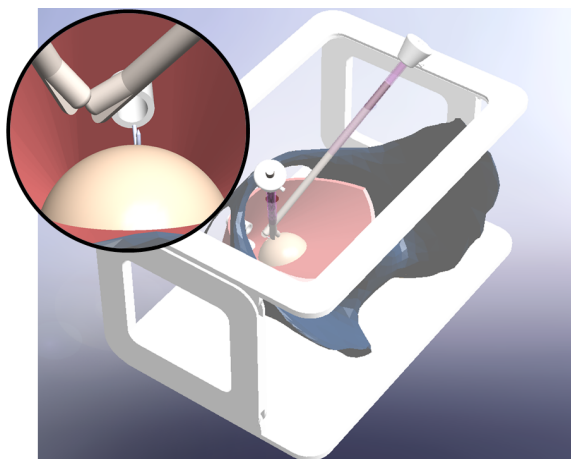


Figure 3.15 – CAO du *pelvitrainer* et vue de la caméra intra-corporelle.

Le support de suture linéaire est fabriqué dans une mousse dense fine. Deux incisions de 2 cm sont pratiquées de manière perpendiculaire sur la surface plane qui sera face au chirurgien. Chaque incision est entourée de huit marques numérotées apposées de sorte à guider l'exercice à réaliser. Le support est agrafé dans le fond de pelvis fixé au bassin et est ainsi solidaire du *pelvitrainer*, sans mobilité aucune. L'installation correspondante est visible Figure 3.16a. Les exercices de sutures linéaires sont particulièrement complexes à réaliser pour le chirurgien du fait de l'inclinaison du support qui est quasiment parallèle au plan frontal du chirurgien. Ils sont donc particulièrement intéressants pour observer l'influence des articulations de l'instrument motorisé.

Pour l'anastomose, les structures anatomiques utilisées (vessie et urètre) sont fabriquées en matériau type silicone. Elles représentent les orientations de sutures retrouvées lors d'une anastomose vésico-urétrale. La vessie est agrafée ou cousue au fond de pelvis et l'urètre inséré au travers d'une incision pratiquée dans la partie supérieure du cône (Figure 3.16b).



(a) Sutures linéaires.

(b) Anastomose vésico-urétrale.

Figure 3.16 – Installation des exercices dans le pelvitrainer.

Pour permettre la visualisation des gestes réalisés dans le *pelvitrainer*, une caméra et un écran sont utilisés afin de se placer dans les conditions les plus proches possibles de celles du bloc avec une vision indirecte du site opératoire. L'écran est surélevé pour être face au chirurgien. Les images filmées par la caméra analogique sont retransmises sur un écran 2D. C'est le type de retour d'image le plus retrouvé en routine bien que l'affichage 3D ait fait son apparition au bloc opératoire ces dernières années. La qualité d'image a également été améliorée, les nouveaux matériels disposant maintenant, pour certains, de la technologie 4K. Une lampe est intégrée au *pelvitrainer* pour éclairer le site opératoire.

Des aiguilles courbes montées, donc atraumatiques, sont utilisées pour réaliser les sutures (cf. Figure 1.7). Le fil monté sur l'aiguille répond à la dénomination USP 3/0 qui rend compte de la résistance en tension du fil. Cela correspond à un diamètre de fil de 0,2 mm [Braire2014].

Une table est utilisée pour représenter la table opératoire. Selon les sessions, elle est fixe ou réglable. Dans ce second cas, elle permet de positionner le mur abdominal à des pourcentages donnés de la hauteur du coude du chirurgien afin de couvrir la gamme 50 - 90 % [Van Veelen2002].

#### 3.2.2.1.2 Instruments chirurgicaux

Pour réaliser les exercices qui lui seront demandés, deux configurations de travail sont imposées au chirurgien : (1) configuration standard, avec un instrument standard dans chaque main et



(2) une configuration Dex, dans laquelle le chirurgien manipule l'instrument motorisé et articulé dans sa main dominante et un instrument standard, pour conserver l'ambidextrie intracorporelle, dans sa main controlatérale<sup>43</sup> (voir Chapitre 2, partie 2.3). En position pelvienne, l'instrument tenu par la main dominante du chirurgien, droitier, est inséré dans le trocart de droite du *pelvitainer*, le chirurgien faisant face aux pieds du patient.

L'instrument standard utilisé au cours de cette session est rigide, non articulé, avec une prise en main de type *axial handle*, V-type. Il s'agit d'un porte-aiguille avec un mors mobile et un mors fixe (Tonglu Kanger Medical Instrument Co. Ltd, Hangzhou, Chine). Les mouvements des mors sont le reflet de celui des poignées.

L'instrument motorisé et articulé utilisé au cours de cette étude est le Dex (Dex Surgical, Annecy, France). Il possède 2 ddld motorisés, actionnés par des commandes situées au niveau de la poignée, en plus de l'ouverture/fermeture de l'outil. La description complète de cet instrument est disponible Chapitre 2, partie 2.3.

### 3.2.2.2 Matériel de mesures

#### 3.2.2.2.1 EMG

Il convient maintenant de décrire le matériel nécessaire à l'enregistrement des EMG. Des capteurs SX230-1000 (Biometrics Ltd, Ynysddu, Royaume-Uni) sont mis à disposition par le Laboratoire Inter-universitaire de Biologie et de Motricité, partenaire du projet, pour être disposés sur le chirurgien. Ils sont constitués de deux électrodes (Figure 3.17). Hormis le fait qu'ils comportent des électrodes sèches, ces capteurs répondent aux recommandations SENIAM sur les dimensions des surfaces actives et la distance inter-électrodes. De plus, le corps rigide formant le capteur permet de maintenir la distance inter-électrodes constante, de conserver la position des fils et d'isoler le pré-amplificateur [Hermens2006].

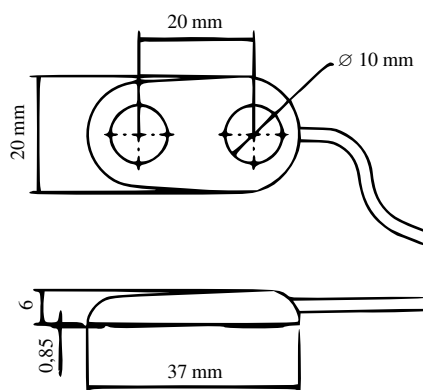


Figure 3.17 – Capteur SX230-1000.

Les signaux sont filtrés à l'intérieur même du boîtier du capteur avec un filtre dont la bande-passante couvre la plage 20-460 Hz. L'amplificateur a une impédance d'entrée supérieure à 10 T $\Omega$ , ce qui garantit une atténuation négligeable du signal lors de son acquisition et un taux de réjection du mode commun<sup>43</sup> typique de 110 dB.

Les électrodes sont connectées à une centrale d'acquisition, le *datalog* (MWX8, Biometrics Ltd), qui permet l'enregistrement des signaux EMG à une fréquence de 1000 Hz. L'électrode de

référence est fixée sur le poignet gauche du sujet. Le *datalog* MWX8, permet de connecter jusqu'à huit capteurs simultanément en plus de la référence commune et un signal TTL utilisé pour synchroniser les signaux et signaler des événements particuliers au cours de l'enregistrement. Le *datalog* communique en Bluetooth avec un PC qui enregistre et affiche en direct les signaux sur une interface dédiée, disponible dans le logiciel Biometrics.

La résolution du système de mesure est de 0,1  $\mu$ V. On vérifiera sur les premières exploitations que l'incertitude, calculée à l'aide de la loi de propagation des incertitudes, induite sur la mesure est négligeable (Figure 3.33).

Une fois acquis, les enregistrements sont synchronisés avec les vidéos réalisées au cours du geste opératoire (vue du chirurgien et vue interne du *pelvitrainer*). Cette synchronisation est réalisée à l'aide du logiciel CAPTIV (Technologie Ergonomie Applications, Vandœuvre-Les-Nancy, France) qui permet de corrélérer différents types (EMG, vidéos,...) et formats d'enregistrements (.txt, .mp4,...). Ainsi, les signaux correspondant à des tâches précises peuvent être isolés et traités séparément permettant une analyse de gestes particuliers, clairement définis au cours de l'exercice, en plus d'un traitement global de la session de mesures. Ce logiciel permet de faire également du traitement du signal avec des fonctions de base déjà implémentées (comme par exemple, le calcul de la valeur efficace du signal avec une fenêtre glissante).

### 3.2.2.2.2 Enregistrements vidéo

Pour synchroniser les mesures EMG avec le geste, des enregistrements vidéo sont réalisés au cours des séances. Un matériel dédié est mis en œuvre à partir de la session 2 avec une ou deux caméras filmant le chirurgien de face et de profil et une caméra filmant le contenu de l'exercice à l'intérieur du *pelvitrainer*. Ainsi, chaque geste opératoire est corrélé au mouvement du chirurgien et à la répercussion sur la sollicitation musculaire visible sur les enregistrements EMG.

### 3.2.2.2.3 Accélérométrie

Au cours de la dernière séance, une mesure complémentaire est réalisée à l'aide d'un accéléromètre trois axes (ACL300, Biometrics). Les données issues de cette mesure ne seront pas traitées. Néanmoins cette mesure influence l'étude puisque l'utilisation de ce capteur requiert trois voies d'entrée du *datalog* et donc ne permet pas d'étudier plus de cinq muscles simultanément au cours de cette session.

## 3.2.3 Exercices mis en place

Trois exercices sont proposés au chirurgien au cours des différentes sessions de mesure avec pour objectif de définir des exercices représentatifs de la pratique réelle pour la procédure d'intérêt.

### 3.2.3.1 Sutures linéaires

Le premier exercice correspond à des sutures linéaires verticale et horizontale. Son objectif est de mesurer l'apport des articulations de l'instrument de laparoscopie, en termes d'activité musculaire, au cours d'un geste de suture.

Les sutures linéaires consistent en des surjets continus (Figure 3.18). Un surjet correspond à l'accolement des deux berges d'une plaie en ne recourant qu'à un fil unique [Guébert2011]. Les

sens de passage des points et l'ordre de réalisation sont matérialisés par des marques numérotées. Le trajet de l'aiguille est visible sur la Figure 3.19. Imposer le trajet du fil de suture permet d'être reproductible entre chaque essai. Après discussion avec le chirurgien l'ordre de passage des points de la suture verticale est défini de sorte à insérer l'aiguille dans le support de la droite vers la gauche.

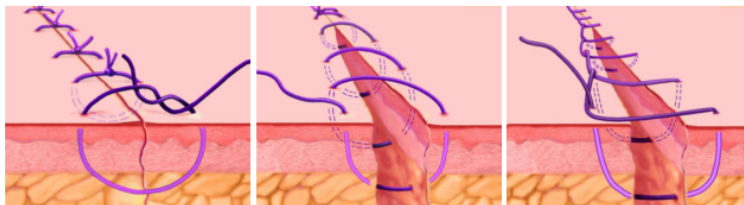
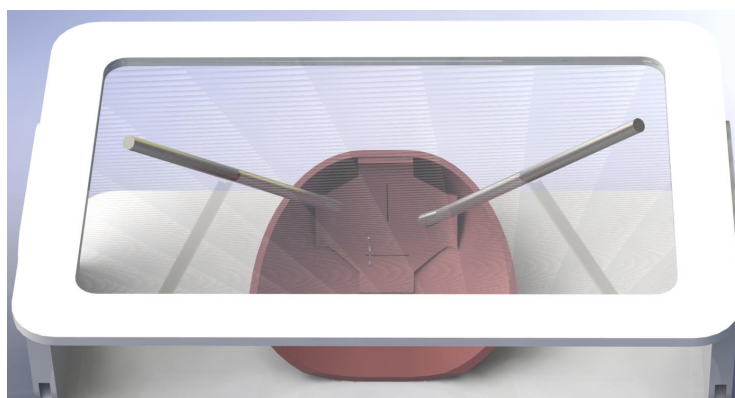
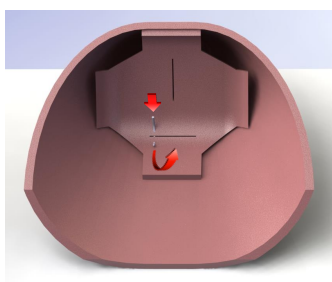


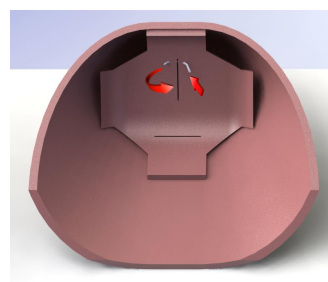
Figure 3.18 – Types de sutures : points séparés, surjet continu, surjet à points passés.



(a) Suture horizontale effectuée en configuration standard.



(b) Suture horizontale.



(c) Suture verticale.

Figure 3.19 – Directions des sutures linéaires réalisées sur un support en mousse dense placé dans un plan parallèle au plan frontal du chirurgien au fond du pelvitruiner et trajectoire de l'aiguille.

### 3.2.3.2 Prono-supination

Cet exercice demande au chirurgien d'effectuer une rotation de l'outil distal autour d'un point donné. Cet exercice a pour objectif de voir l'influence de la poignée articulée et des commandes boutons sur l'activité musculaire liée à ce mouvement particulier de l'outil. Pour imprimer ce mouvement rotatif à l'instrument autour de son axe, le chirurgien effectue un geste de prono-supination.

### 3.2.3.3 Anastomose vésico-urétrale

Une anastomose vésico-urétrale est réalisée entre les structures anatomiques en silicone positionnées dans le *pelvitainer* de sorte à représenter l'anatomie masculine (Figure 1.8). L'objectif de cet exercice est de simuler un cas opératoire réel, et notamment un geste de suture à la suite d'une prostatectomie radicale. Les points de passages du fil de suture sont laissés à l'appréciation du chirurgien afin de se rapprocher d'une situation réelle où rien ne lui est imposé.

### 3.2.4 Choix des muscles à étudier

Neuf muscles ont été étudiés au total au cours des différentes sessions de mesure mises en place, soit uniquement du côté dominant soit en bilatéral. Le trapèze supérieur présente un intérêt pour l'étude comme muscle stabilisateur de l'épaule. Le biceps et le triceps brachial sont choisis car ils interviennent tous deux dans la mobilisation du coude. Le deltoïde permet une mobilisation de l'épaule en rotation autour de différents axes dans la cavité glénoïdale avec l'antépulsion pour le faisceau antérieur et l'abduction pour le faisceau latéral. L'extenseur radial long du carpe est contracté lors de la mobilisation du poignet et est donc un indicateur précieux de la sollicitation du carpe du fait de la tenue de l'instrument de chirurgie. Les muscles fléchisseur et extenseur commun superficiel des doigts apportent une information sur les 2 ddl du poignet du chirurgien et la manière dont la main est actionnée. Enfin, les muscles de la colonne du pouce, appelée éminence thénar, sont considérés pour l'étude de la préhension.

Le choix des muscles dont les signaux sont recueillis au cours de l'étude a été fait en analysant le geste à étudier et en se basant sur la littérature (Tableau 3.2).

Muscles	[Quick2003]	[Berguer2001a]	[Lee2014]
Thénar		✓	✓
Flexor digitorum		✓	✓
Flexor carpi ulnaris	✓		✓
Extensor digitorum	✓		✓
Pronator teres	✓		
Biceps	✓		✓
Triceps			✓
Deltoïde	✓	✓	✓
Trapèze	✓		✓

Tableau 3.2 – Muscles instrumentés pour l'étude de la sollicitation du membre supérieur.

### 3.2.5 Sujets de l'étude

Au cours des différentes sessions mises en place pour définir le protocole de mesures, trois sujets référents ont été recrutés. Ils sont tous les trois droitiers. Il s'agit de chirurgiens considérés comme des experts en laparoscopie standard. Chacun d'eux a participé à toutes ou à une partie seulement des sessions de mesures.

Au sens de Hiemstra *et al.*, un chirurgien expert répond à trois conditions [Hiemstra2011] :

- une expérience de plus de 200 interventions dans la configuration de travail étudiée,
- une palette d'interventions large et contenant des procédures complexes,
- une pratique en situation clinique de la suture intracorporelle.

Les chirurgiens recrutés se différencient par leur profil en ce qui concerne l'utilisation de l'instrument motorisé Dex. Ils sont alors considérés comme expert, intermédiaire et novice, selon leur expertise liée à l'instrument motorisé.

Les niveaux novices et intermédiaires sont définis, d'après Bittner *et al.*, comme ayant respectivement une expérience de moins de 10 cas et comprise entre 10 et 50 cas en laparoscopie [Bittner2008].

L'expert utilise l'instrument articulé et motorisé de manière régulière en routine au bloc et est le chirurgien avec la plus longue expérience de cet instrument. Il a en effet été le chirurgien référent au cours de la phase de conception du Dex, du fait de son recul et de la reconnaissance de ses pairs sur sa pratique [Long2006a] [Long2006b] [Rosset-Lanchet2010] [Fiard2012] [Long2013] [Jaillette2016]. Cela peut éventuellement introduire un biais dans les mesures puisque l'instrument a été développé d'après sa pratique.

Le sujet dit intermédiaire a été formé sur le Dex. Il l'a utilisé quelques fois en routine au bloc et est, de ce fait, coutumier des commandes. Le novice a été formé à travailler avec l'instrument motorisé et articulé mais ne l'a pas encore utilisé en routine en conditions opératoires au moment des mesures.

La taille de chaque chirurgien, ainsi que la hauteur de son coude, sont des critères importants notamment en ce qui concerne la position du chirurgien en regard du site opératoire. Celles-ci sont référencées dans le Tableau 3.3.

Chirurgien	Expert	Intermédiaire	Novice
Taille (cm)	176	187	190
Hauteur coude (cm)	114	110	119

Tableau 3.3 – Données morphologiques des chirurgiens.

Le chirurgien expert est intervenu lors de chaque session de mesure. Les chirurgiens intermédiaire et novice, n'ont pu prendre part qu'à une seule session de travail chacun. Les résultats issus des mesures sur le chirurgien novice ne seront pas exploités dans ce manuscrit du fait que les muscles étudiés ne sont pas exactement les mêmes que ceux instrumentés pour les autres chirurgiens, du fait d'un changement de protocole. Les protocoles mis en place lors de ces séances de travail sont décrits dans la partie suivante.

### 3.2.6 Protocoles de mesures

Quatre sessions de mesure EMG ont été mises en place avec des chirurgiens. Le protocole a été affiné et optimisé entre chaque session afin de recueillir des informations sur les niveaux d'activité musculaire et sur la fatigue.

Les objectifs principaux de chaque session de mesure ont évolué de sorte à étayer nos observations et à les affiner en vue de comparer l'influence de l'utilisation des instruments de chirurgie motorisés et articulés ou non sur le confort du chirurgien. La première session a été mise en place pour réaliser l'analyse de la pratique professionnelle en vue de définir un protocole de mesures des signaux électromyographiques au cours d'exercices représentatif. La seconde session a consisté à affiner le protocole d'évaluation de l'activité musculaire. La session 3 a eu un double objectif avec d'une part optimiser et valider le protocole proposé précédemment et d'autre part mettre en place des essais permettant d'évaluer la fatigue musculaire. La dernière session a cherché à montrer l'influence de la hauteur de travail sur la pratique du chirurgien en lien avec les observations réalisées au cours des sessions précédentes.

Pour définir les paramètres tels que le placement du chirurgien par rapport au site opératoire, le réglage de l'environnement (hauteur table) ainsi que pour l'entraînement à la pose des électrodes, différents étudiants du Laboratoire Inter-universitaire de Biologie et de Motricité (LIBM, Bourget-du-Lac, France) et du laboratoire SYMME (Systèmes et Matériaux pour la MEcatronique) ont été recrutés. Ils ont réalisé des exercices simples nous permettant de vérifier le bon positionnement du sujet par rapport au site de l'exercice ainsi que le placement des électrodes.

#### 3.2.6.1 Déroulé de chaque session

Chaque session de mesures se déroule selon la même trame globale en quatre étapes dont certaines peuvent être réalisées simultanément par des opérateurs différents :

- la pose des électrodes, selon les recommandations SENIAM (partie 3.1.4.3.1), leur connexion au *datalog* et les tests d'enregistrement (niveau de bruit,...) via l'interface Biometrics ;
- la détermination des contractions maximales volontaires ;
- la mise en place de l'environnement de travail ;
- la réalisation des exercices par le sujet.

##### 3.2.6.1.1 Détermination des contractions maximales volontaires

L'enregistrement des signaux EMG au cours de contractions maximales volontaires pour chaque muscle étudié permet de déterminer un niveau de contraction de référence. Pour cela, le chirurgien réalise un geste qui impose une contraction maximale de chaque muscle étudié. Deux protocoles de mesures sont proposés. Le premier se base sur des oppositions manuelles à la contraction musculaire et le second met en place des mesures utilisant un capteur de force. Ils sont décrits plus précisément ci-après :

1. L'opérateur oppose manuellement une résistance à la contraction du muscle étudié effectuée par le chirurgien. Les postures à adopter par le chirurgien pour permettre une contraction maximale de chaque muscle d'intérêt sont définies sur la Figure 3.20.  
Elles correspondent, pour chaque muscle, aux consignes suivantes :

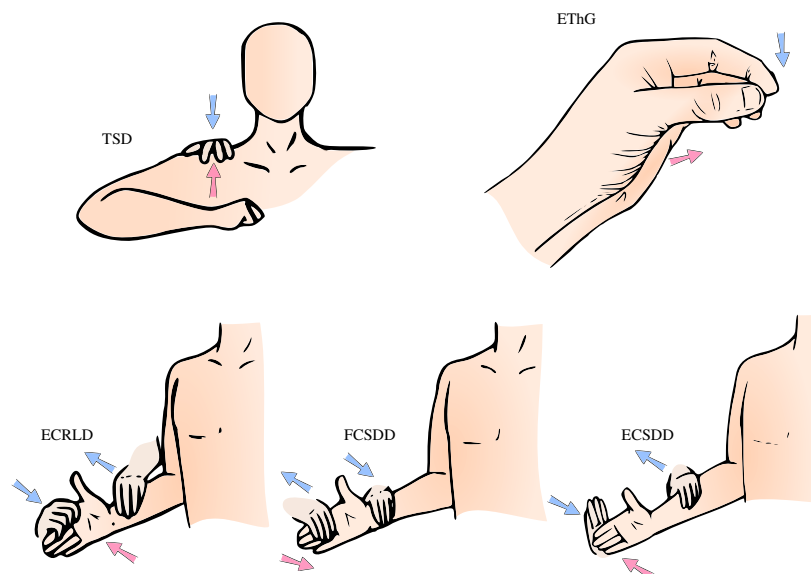


Figure 3.20 – Schéma des oppositions manuelles pour chaque muscle pour les sessions 2 et 3.  
Légende : *rose*, contraction du chirurgien ; *bleu*, opposition de l'opérateur.

- Faisceau supérieur du trapèze : élévation de l'épaule, bras le long du corps ;
- Biceps brachial : poussée paume vers le haut, avant-bras à 90° ;
- Triceps brachial : poussée paume vers le bas, avant-bras à 45° ;
- Fléchisseur commun superficiel des doigts : flexion des doigts, avant-bras à 90° ;
- Extenseur commun superficiel des doigts : extension des doigts, avant-bras à 90° ;
- Eminence thénar : abduction du pouce, en pince digitale (le chirurgien effectue cette contraction seul).

L'avantage de ce protocole est qu'il peut être mis en œuvre au bloc opératoire avant la réalisation de la procédure. Les inconvénients sont une absence de vérification des conditions de répétabilité. Aucune information n'est disponible sur la force d'opposition exercée par l'opérateur, sur la direction de la poussée et sur le fait que le chirurgien effectue la contraction optimale.

2. L'opérateur positionne un système sangle - capteur de force (LSB300, Futek, Irvine, Californie, États-Unis) pour s'opposer à la contraction musculaire du chirurgien. Les configurations pour chaque muscle (placement des sangles et contraction du chirurgien) sont présentées en Figure 3.21. Elles sont définies par les consignes suivantes :

- Faisceau supérieur du trapèze : élévation de l'épaule, bras en abduction ;
- Faisceau latéral du deltoïde : abduction, bras le long du corps ;
- Faisceau antérieur du deltoïde : antépulsion, bras le long du corps ;
- Long extenseur radial du carpe : extension du poignet, avant-bras posé sur un support horizontal ;
- Eminence thénar : abduction du pouce, main sur un support horizontal pouce à 45°.

La mesure est effectuée 3 fois avec une pause d'une minute entre chaque contraction. La portion du signal EMG correspondant au pic de force maximale est conservée pour la détermination du taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire.

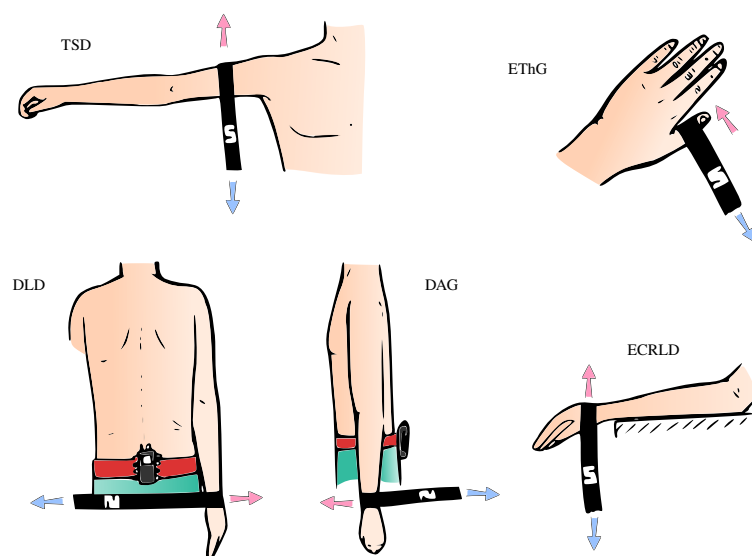


Figure 3.21 – Schéma des oppositions à la contraction imposées par des sangles et capteurs de force. Légende : *rose*, contraction du chirurgien ; *bleu*, opposition de la sangle.

L'affichage simultané de valeur de force pour l'opérateur permet d'encourager le chirurgien à se dépasser. C'est un avantage de cette technique, car le retour de force est une indication plus intuitive que la visualisation du niveau des signaux EMG pour l'opérateur. Le fait d'utiliser une chaîne de mesure offre la possibilité d'effectuer plusieurs fois la mesure dans des conditions reproductibles, ce qui constitue un second avantage. L'inconvénient majeur est une mise en place impossible sur le lieu de travail du chirurgien et donc la nécessité de déplacer la session dans un espace dédié à ce type de mesures.

### 3.2.6.1.2 Mise en place de l'environnement de travail

Le matériel utile pour la réalisation du geste opératoire est ensuite installé. L'environnement de travail est mis en place du mobilier (table, moniteur, estrade) aux structures fantômes utilisées pour simuler les organes du patient dans le pelvitraîner.

### 3.2.6.1.3 Réalisation des exercices

Les exercices sont ensuite réalisés, en vue de quantifier la sollicitation musculaire et étudier l'état de chaque muscle au cours d'un geste opératoire simulé, de façon randomisée avec des pauses aménagées entre chaque pour limiter le phénomène de fatigue. Pour chaque exercice, les deux configurations de travail, standard et Dex, seront mises en place.

### 3.2.6.1.4 Conditions de mise en œuvre des sessions de mesure

L'ensemble des choix effectués au cours de la définition du contenu de toutes les sessions est présenté dans la carte heuristique en Figure 3.22. Il est ainsi possible de visualiser les conditions de mises en œuvre de chaque séance en regard des possibilités offertes.



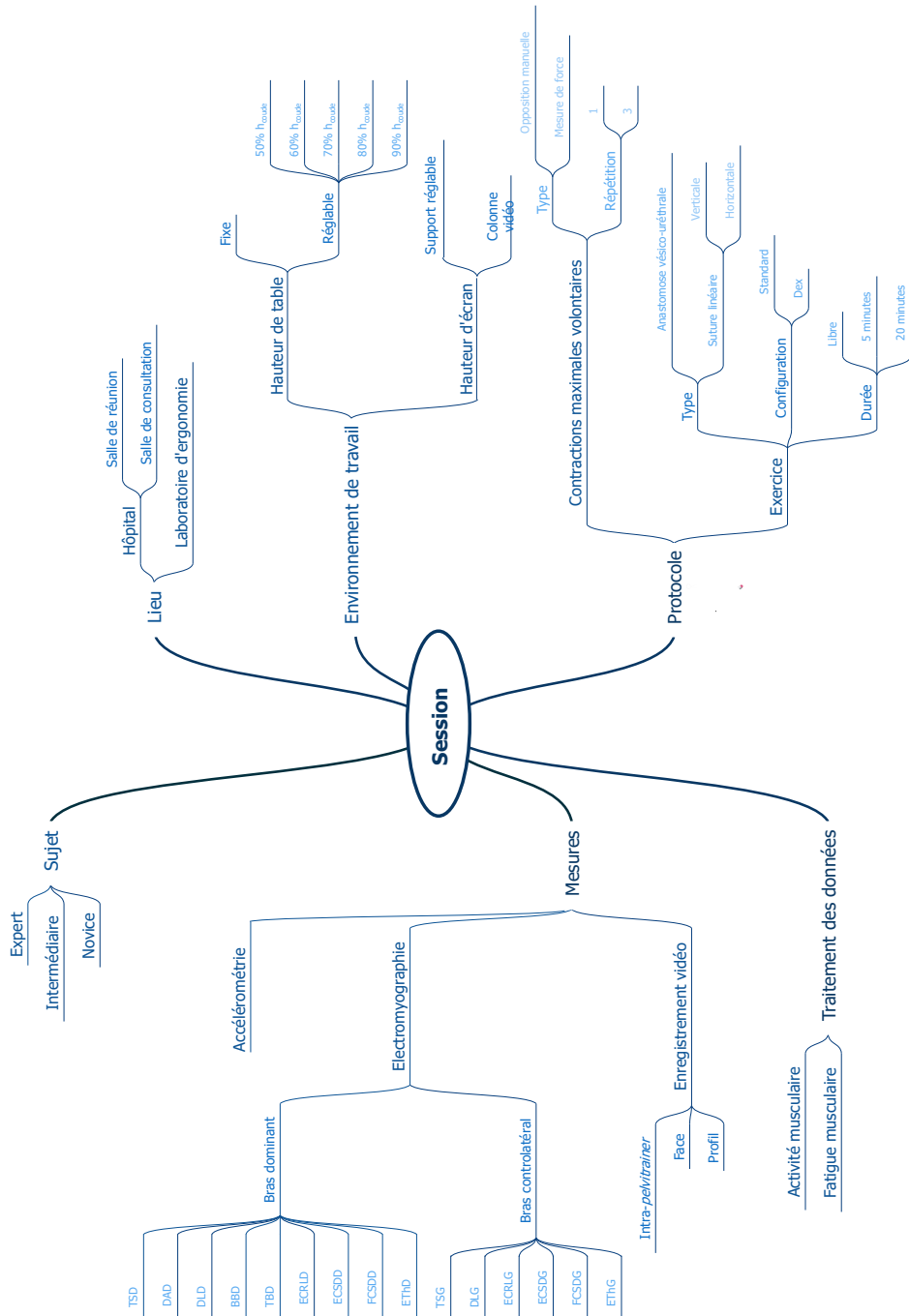


Figure 3.22 – Carte heuristique complète du contenu des sessions de mesures.

### 3.2.6.2 Session 1 : Analyse de la pratique professionnelle

Lors de cette session, une analyse approfondie de la pratique du chirurgien est réalisée. L'objectif principal est de définir un protocole visant à choisir les muscles à étudier et les exercices représentatifs de la pratique professionnelle ainsi qu'à dimensionner leur durée. Cette définition des exercices, qui ont été imaginés en amont, est affinée en échangeant avec le chirurgien. Cette session a également permis de prendre en main le matériel de mesure et sa mise en œuvre. Le contenu de cette session est présenté Figure 3.23.

La table sur laquelle est posé le *pelvitainer* est plus haute que celle utilisée par le chirurgien au bloc opératoire. Un marchepied est donc disposé à côté de la table pour que le chirurgien puisse se placer dans une situation de travail similaire à celle du bloc opératoire.

La première session a permis de tester plusieurs types d'exercices ainsi que le matériel correspondant (supports, structures anatomiques fantômes). Les signaux EMG issus de plusieurs muscles sont enregistrés au cours de cette session afin de recueillir des données préliminaires servant à prendre en main les outils de traitement.

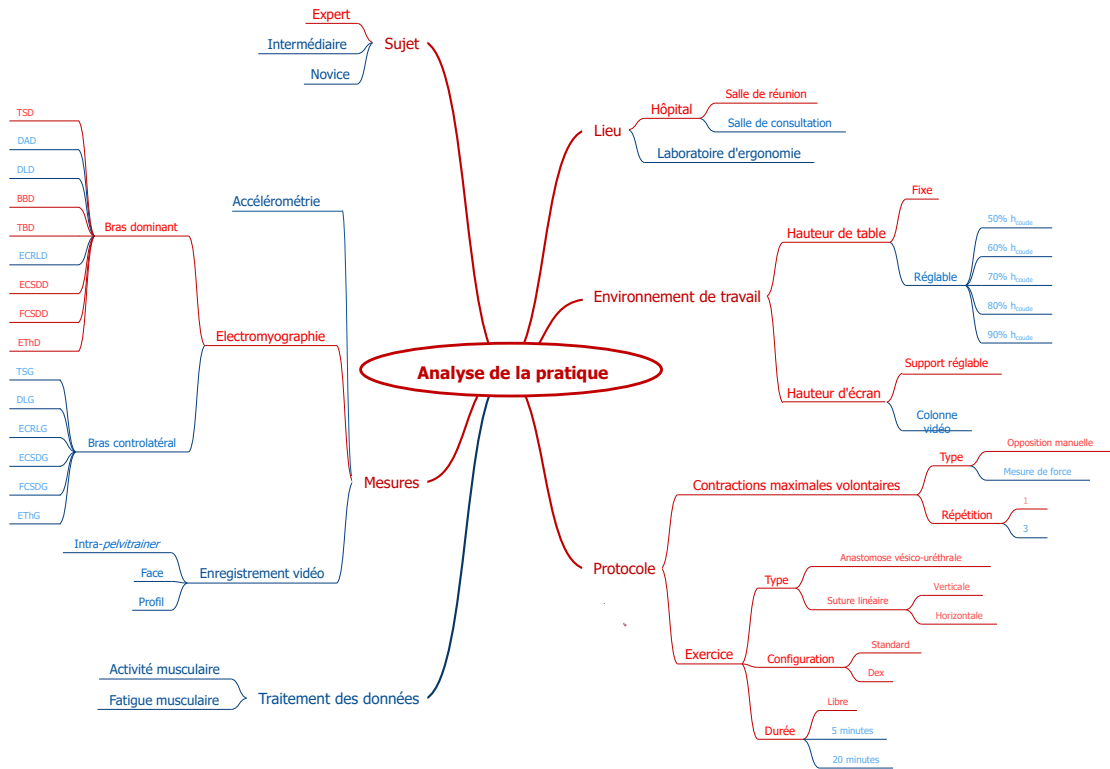


Figure 3.23 – Carte heuristique de l'analyse professionnelle de la pratique.

La prise en main du logiciel CAPTIV est réalisée avec les signaux issus des mesures mais les résultats ne sont pas exploités car le protocole n'était pas suffisamment abouti lors de leur enregistrement. En effet, suite aux observations faites à l'issue de cette première session, des problèmes sont relevés dans le protocole. Une analyse des sources d'erreur est réalisée et des solutions sont envisagées pour y remédier (Tableau 3.4).

Une évolution de l'exercice d'anastomose vésico-urétrale est donc proposée. Un seul fil de suture a été utilisé au cours de cette session pour réaliser la procédure mais il s'avère que le chirurgien recourt habituellement à la technique de l'hémi-surjet avec deux fils noués ensemble, les aiguilles à chaque extrémité. Ainsi un fil différent est utilisé pour accoler les parties droite et gauche de la suture. Cela permet au chirurgien de s'assurer que l'urètre et la vessie sont bien accolés sur la partie inférieure de la suture, car il peut visualiser les tissus suturés à ce niveau plus facilement qu'en technique de surjet continu. Une jointure bien réalisée et étanche évite tout risque de fuite à ce niveau lors de la reprise d'une miction normale.

Sources d'erreurs	Causes	Problèmes résultants	Solutions
Recentrage inconscient du chirurgien par rapport au <i>pelvitraîmer</i> en absence d'un point d'appui cuisse	Matérielle - manque de représentativité de l'environnement	Dex ressenti comme "trop long" Epaule du chirurgien en élévation et rétroimpulsion	Adoption d'une position fixe par le chirurgien grâce à un support latéral contre lequel s'appuyer (lit ou table d'opération)
Position de l'écran moins élevée qu'en situation opératoire réelle	Matérielle - absence de colonne	Inclinaison de la tête plus prononcée qu'en routine	Mise en place d'une colonne pour placer le retour visuel à la hauteur habituelle
Placement unilatéral de six capteurs sur le membre dominant	Protocole - étude du bras dominant  Protocole - analyse bibliographique	Pas de prise en compte de l'ambidextrie Accentuation inconsciente du travail du côté monitoré  Données des biceps et triceps brachiaux peu représentatives du geste étudié	Placement des électrodes sur les deux membres supérieurs  Redistribution des électrodes sur d'autres muscles
Absence de retour sur le geste effectué par le chirurgien	Protocole - absence de prise en compte de la nécessité de synchroniser l'EMG et les gestes extra- <i>pelvitraîmer</i>	Impossibilité de raccorder une activité à un geste précis	Mise en place d'une seconde caméra pour filmer les gestes du chirurgien en extra-corporel

Tableau 3.4 – Analyse des sources et causes d'erreurs observées au cours de la session 1.

### 3.2.6.3 Session 2 : Evaluation de l'activité musculaire

L'objectif de cette seconde session est une étude ergonomique intra-sujet comparant les configurations de travail standard et Dex en termes d'activité musculaire. La séance s'est déroulée à l'hôpital, dans une salle de consultation ce qui a permis d'avoir accès au matériel de retour d'image utilisé classiquement : laparoscope et colonne vidéo. Le chirurgien est en position pelvienne assurée par un contact latéral avec la table. Les ajustements du protocole décrits précédemment ayant été apportés, les conditions de mises en œuvre de la séance sont présentées en Figure 3.24.

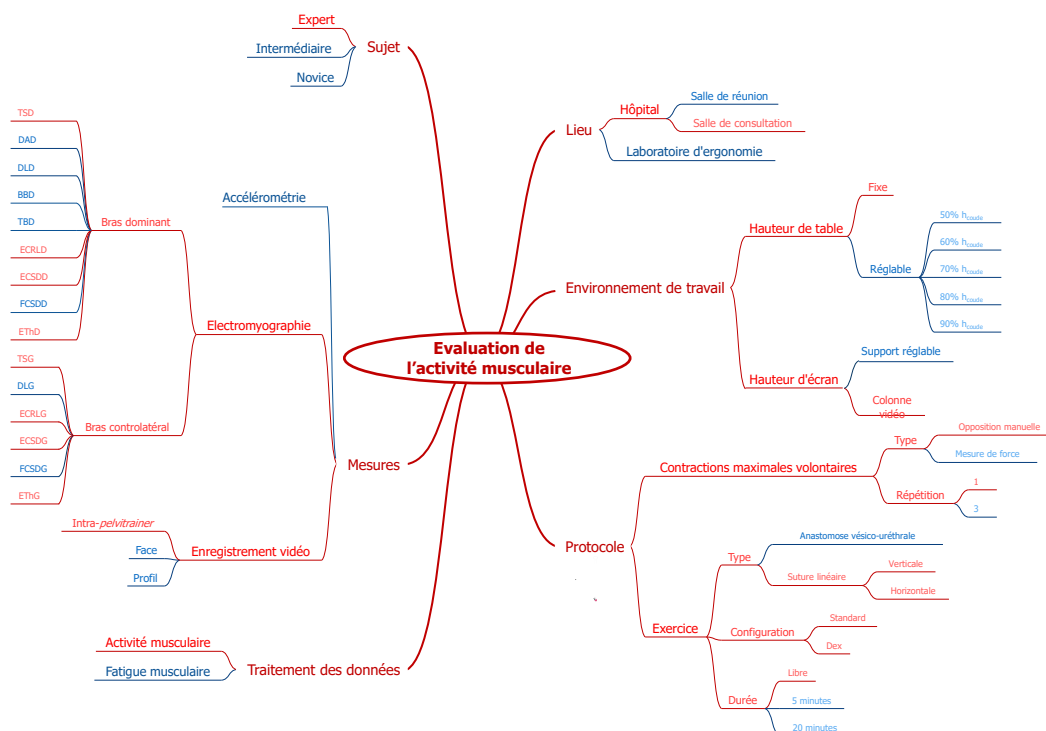


Figure 3.24 – Carte heuristique de la mise en place de l'évaluation de l'activité musculaire.

La table d'auscultation étant réglable, il n'est pas nécessaire pour cette séance de proposer au chirurgien un marchepied pour adapter son positionnement aux contraintes dimensionnelles de la

table. Le chirurgien choisit la hauteur de la table de sorte à adopter une posture de travail conforme à sa pratique au bloc.

Pour la visualisation du geste, le matériel présent en salle d'auscultation nous permet d'avoir accès à un laparoscope (caméra et lumière froide) et à une colonne vidéo pour le retour d'image (visible Figure 3.25).



*Figure 3.25 – Environnement du chirurgien au cours de la session 2.*

Le chirurgien effectue ensuite les exercices dont l'ordre de réalisation a été randomisé :

- Suture linéaire verticale en configuration standard ;
- Suture linéaire verticale en configuration Dex ;
- Suture linéaire horizontale en configuration Dex ;
- Suture linéaire horizontale en configuration standard.

Les données de la session 2 sont traitées en termes d'activité musculaire uniquement.

Après discussion avec le chirurgien, si la complexité des exercices de sutures linéaires permet de prendre conscience des apports des articulations, leur représentativité par rapport à une situation clinique réelle n'est pas avérée. Les exercices d'anastomose vésico-urétrale seront donc préférés dans les sessions suivantes. Les données mesurées au cours de cette session nous ont néanmoins permis d'identifier les paramètres de traitement ainsi que d'observer l'influence du Dex sur la réalisation d'une tâche chirurgicale spécifique.

D'autre part, la question de la durée des exercices s'est posée pour l'étude en fatigue. En effet, le chirurgien ne ressent pas de fatigue à l'issue de chaque exercice (durée de l'ordre de 5 minutes).

### 3.2.6.4 Session 3

Les objectifs de cette session sont de réaliser une étude objective inter-sujets de l'apport d'un instrument motorisé et articulé dans l'apparition du processus de fatigue musculaire du chirurgien en laparoscopie au niveau du membre supérieur. Cela permet d'une part d'étudier l'influence du Dex par rapport à l'instrument standard et d'autre part de comparer la pratique d'un chirurgien expert à celle d'un chirurgien intermédiaire. Cette comparaison des pratiques est réalisée par la

notation de chaque chirurgien de son propre travail et du travail de son homologue, à partir du résultat final c'est-à-dire de la suture en fin d'exercice. Il est possible de corrélérer le résultat final avec la précision du geste. La description de la session 3 est visible dans la carte heuristique présentée en Figure 3.26.

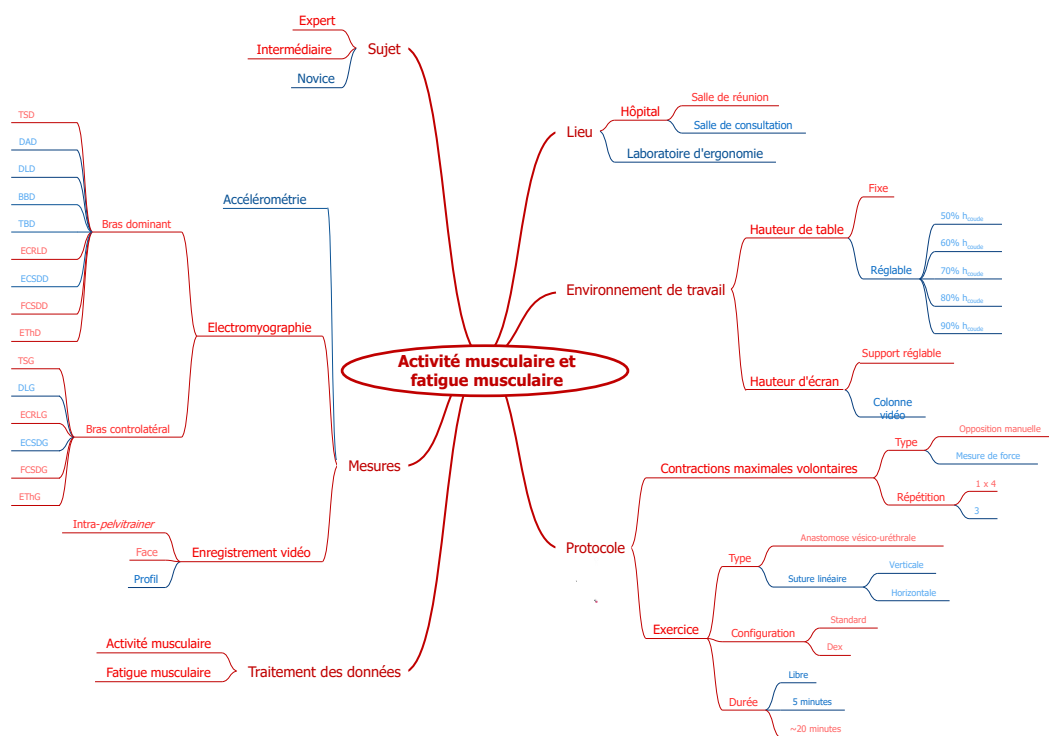


Figure 3.26 – Carte heuristique de l'optimisation du protocole de mesure d'activité musculaire et de détermination de la fatigue musculaire.

Pour cette session, le placement des incisions sur la partie supérieure du *pelvitainer* est déterminé d'après les indications des chirurgiens expert et intermédiaire afin de leur permettre de se placer dans une configuration la plus proche possible d'un cas réel.

Une table d'appoint réglable en hauteur (paliers à intervalles discrets) a été utilisée. Chaque chirurgien a eu la possibilité de la régler de sorte à être le plus représentatif possible avec le bloc opératoire. La hauteur du champ opératoire choisie par les deux chirurgiens est de 77 cm (cf. partie 3.2.2.1.1).

Au cours de cette séance, les mesures de contractions musculaires maximales volontaires ont été réalisées à quatre reprises : en début de session, après le premier exercice, après la pause de 20 min aménagée entre les deux exercices puis après le second exercice. Ce protocole a été mis en place dans le but de voir l'évolution du niveau de contraction à différentes étapes du processus de fatigue musculaire. Chaque mesure est réalisée une seule fois.

Les points de l'anastomose vésico-urétrales ne sont pas imposés, contrairement aux sutures linéaires où des marques représentent les points de passages du fil et des chiffres imposent un ordre de passage, car l'objectif est d'être au plus près d'un cas pratique réel.

Les données recueillies au cours de cette session sont traitées en termes d'activité et de fatigue musculaire.

L'absence de répétabilité des mesures de contractions maximales volontaires est mise en avant à l'issue de la session 3. En effet, chaque mesure n'a été effectuée qu'à une seule reprise au cours des trois premières sessions mises en place. De plus, le protocole, basé sur des oppositions manuelles, est opérateur-dépendant ce qui pose des problèmes de reproductibilité des mesures effectuées. Les valeurs enregistrées au cours du protocole de détermination des contractions maximales volontaires varient fortement avec celles relevées lors de la session précédente. Il convient de mettre en place le second protocole de détermination des contractions maximales volontaires, basé sur des mesures objectives de la force produite, au cours de la session suivante.

### 3.2.6.5 Session 4

L'objectif de cette session est d'étudier l'influence d'un instrument motorisé et articulé en termes de confort opératoire, notamment en activité musculaire, en comparaison à un instrument standard pour différentes hauteurs de travail. Nous souhaitons déterminer la hauteur de travail optimale pour la configuration Dex, en référence aux études définissant les hauteurs de travail optimales en configuration standard pour différents types de prises en main ([Matern2001] [Van Veelen2002]). Pour cette session, un accéléromètre est placé au niveau du coude du bras dominant. Cette prise de mesures devrait nous permettre de tester plusieurs méthodes d'exploitation des accélérations enregistrées au cours d'un geste, trouvées dans la littérature, en vue de caractériser la fluidité de ce geste. Ce travail ne sera pas traité dans ce manuscrit. Les conditions de mises en œuvre de la séance sont présentées en Figure 3.27.

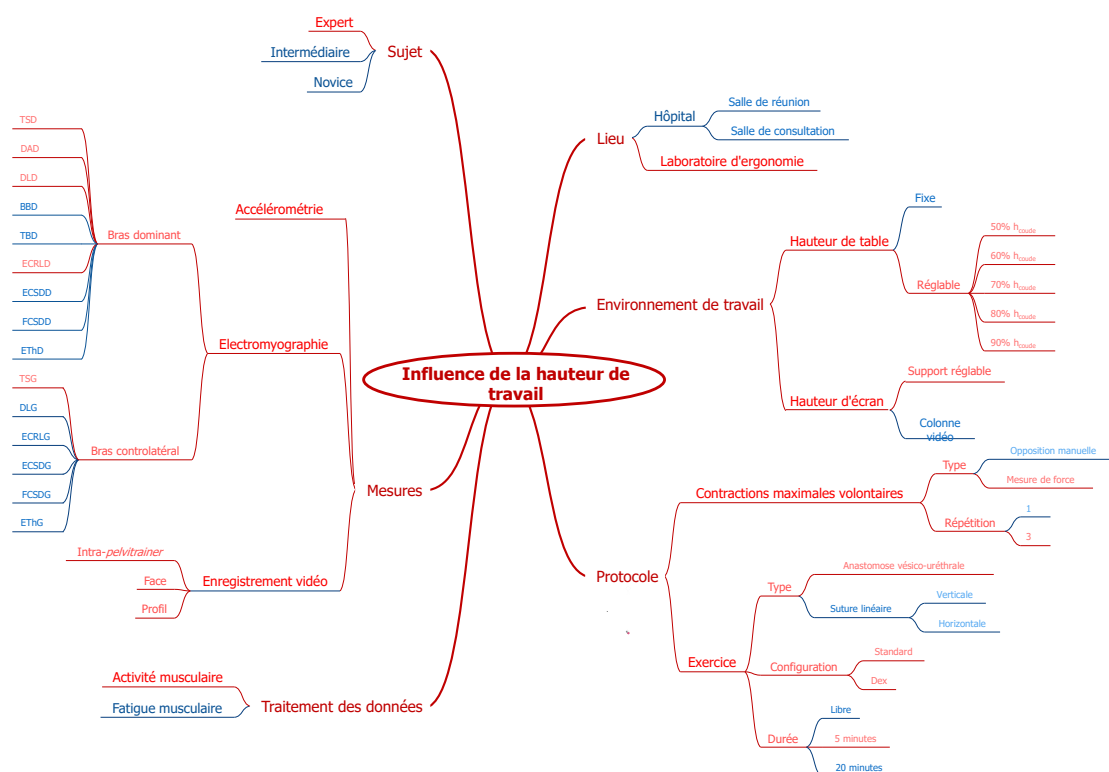


Figure 3.27 – Carte heuristique de l'étude de l'influence de la hauteur de travail.

Du fait de l'utilisation, au cours de cette séance, d'un capteur complémentaire (accéléromètre 3 axes) qui nécessite trois voies d'entrée au datalog, seules cinq voies restent disponibles pour le

branchement des capteurs EMG. Le choix s'est donc porté sur cinq muscles qui nous ont semblé indispensables pour l'analyse au vu des résultats préliminaires obtenus lors des sessions précédentes (Figure 3.27). L'analyse du confort musculaire au cours de cette session est de ce fait principalement latéralisée sur le côté dominant du chirurgien.

Cette dernière session de mesure s'est déroulée dans un laboratoire d'ergonomie permettant de réaliser les mesures de contractions maximales volontaires à l'aide d'un système dédié non opérateur-dépendant. Un ensemble de sangles et un capteur de force (LSB300, Futek, Irvine, Californie, États-Unis) est utilisé avec des systèmes de fixation appropriés pour chaque muscle et orientation du membre supérieur à adopter, tel que décrit dans la partie 3.2.6.1.1. L'espace disponible permet de disposer d'un environnement optimisé et de réaliser l'enregistrement vidéo du geste du chirurgien selon plusieurs orientations (face et profil).

Une table réglable est utilisée pour comparer les sollicitations musculaires du membre supérieur du chirurgien pour différentes hauteurs de travail. En effet, au cours des sessions précédentes, notamment la session 3 pour laquelle deux chirurgiens ont été recrutés, nous avons remarqué que selon le chirurgien la pratique et les sollicitations musculaires étaient différentes. Les deux chirurgiens ont une taille différente, ce qui nous a conduits à chercher l'influence de la hauteur respective de la table en regard de sa taille sur son travail et son confort. La hauteur de la table est donc réglée de sorte à positionner la partie supérieure du *pelvitrainer* à un pourcentage donné de la hauteur du coude du chirurgien afin de se positionner dans différentes situations de travail. Une estrade (hauteur 23 cm) est utilisée de sorte à couvrir un plus large spectre de hauteurs.

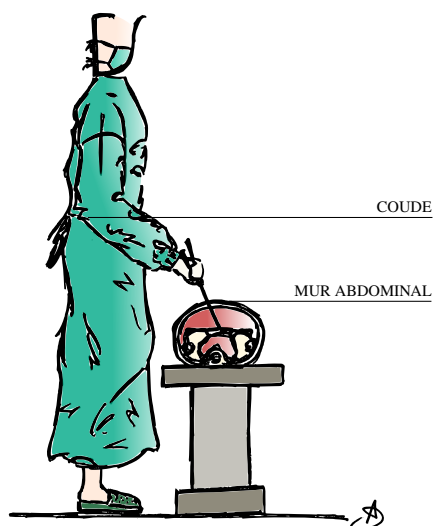


Figure 3.28 – Hauteurs du coude et du champ opératoire, correspondant au mur abdominal.

Les exercices qui résultent sont donc des anastomoses vésico-urétrales pratiquées pour des hauteurs de champ opératoire de 50 à 90 % de la hauteur du coude du chirurgien ( $\%h_{coude}$ ) conformément à ce qui est décrit dans l'étude de Van Veelen *et al.* [Van Veelen2002].

En plus de la mesure objective du confort opératoire en termes d'activité et de fatigue musculaire, deux échelles sont utilisées pour évaluer, de manière subjective, d'une part, l'effort fourni au cours de l'exercice (échelle de Borg CR10) et, d'autre part, le confort (échelle VAS).

### 3.2.6.6 Bilan

Les limitations relevées dans les deux premières sessions de mesures conduisent à ce que seules les données issues des sessions 3 et 4 soient exploitées dans la suite de ce manuscrit. Ces exploitations ont pour objectif d'étudier l'influence du Dex sur la sollicitation musculaire et la survenue de la fatigue musculaire en comparaison à une configuration de travail standard. Cette comparaison est réalisée à la suite d'exercice mis en place (1) pour un chirurgien expert, (2) pour des niveaux d'expertise distincts puis (3) pour différentes hauteurs de travail.

La dernière session de mesure a permis de mettre en place le protocole de détermination des niveaux de contractions maximales volontaires des muscles d'intérêt utilisant les capteurs de force et s'appuyant sur une méthode de mesure non-opérateur-dépendante. La possibilité d'utiliser ces valeurs, dont la mesure est basée sur une démarche reproductible, lors de l'analyse des activités et fatigues musculaires de la session précédente est donc à étudier.

## 3.3 Méthodes utilisées pour le traitement des données

Parmi les méthodes présentées dans les parties 3.1.4.1.1 et 3.1.4.1.2, seules deux méthodes sont conservées pour traiter les données en termes d'activité et de fatigue musculaire. Des évolutions sont proposées pour l'analyse de la fatigue locale.

### 3.3.1 Activité musculaire

La détermination de l'activité musculaire passe par le calcul de la valeur efficace du signal enregistré au cours d'une tâche professionnelle ou d'un exercice particulier. Pour un signal temporel, cette valeur efficace est définie selon l'Equation 3.1.

Dans notre application, ce calcul se fait directement au niveau du logiciel CAPTIV avec une fenêtre glissante de 25 ms. La formule utilisée par CAPTIV pour calculer la valeur efficace, appelée également valeur *RMS*, du signal est :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N+1} \sum_{i=-N/2}^{i=N/2} x_i^2} \quad (3.6)$$

avec  $N$ , le nombre de points de mesures et  $x_i$ , le signal EMG correspondant au point  $i$ .

Le taux d'exposition (en mV) est ensuite calculé pour chaque exercice (Equation 3.2).

Pour chaque muscle, cette grandeur est normalisée par le taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire de ce muscle enregistrée avant l'exercice. Le taux d'exposition normalisé,  $NE_{RATE}$ , exprimé en  $\%_{MVC}$ , est alors obtenu.

$$NE_{RATE} = \frac{E_{RATE_{exercice}}}{E_{RATE_{MVC}}} \quad (3.7)$$

Le taux d'exposition normalisé sera utilisé dans la suite de ce manuscrit pour quantifier l'activité musculaire.



### 3.3.2 Fatigue musculaire

#### 3.3.2.1 Mise en œuvre de la méthode *JASA* ou méthode *JASA* totale

La méthode *JASA* est adaptée aux exercices longs qui ne peuvent être interrompus pour faire des mesures de l'état musculaire à intervalles fixes comme c'est le cas des tâches chirurgicales (partie 3.1.4.1.2).

L'investigation de l'état musculaire au cours d'une tâche par la méthode *JASA*, décrite précédemment et dont les résultats sont repris et étoffés en 2013 par Luttmann *et al.*, impose de choisir les grandeurs physiques d'intérêt temporelle et fréquentielle qui serviront à construire le diagramme [Luttmann2013]. Pour cette analyse, le choix a été fait d'utiliser la valeur efficace du signal et sa fréquence médiane, notée *MF* au lieu de l'activité électrique et de la fréquence moyenne respectivement. Le premier choix est dicté par l'habitude de travail de l'équipe avec laquelle nous avons réalisé les mesures qui travaille avec le logiciel CAPTIV pouvant réaliser ce calcul automatiquement. Le second choix se base sur le fait que cette grandeur est celle retenue par d'autres auteurs ayant également travaillé sur le sujet [Jonkers2004] [Lin2004].

Pour l'analyse de la fatigue, nous souhaitons automatiser le traitement des données sEMG enregistrées au cours des exercices. Ce traitement de données est réalisé avec MATLAB. Pour cela, il est nécessaire de repartir des signaux bruts sur lesquels la *RMS* est calculée avec les mêmes paramètres que dans CAPTIV (fenêtre temporelle glissante de 25 ms). La moyenne de la valeur efficace est ensuite calculée sur des intervalles de 10 s (*mRMS*) puis normalisée par le taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire du muscle d'intérêt (valeur issue de CAPTIV) et la fréquence médiane du signal sur des intervalles de 5 s à partir du spectre *FFT*. Dans la littérature, la plupart des auteurs utilisent un spectre en puissance (exprimé généralement en dB). En termes de fréquence médiane, nous partons de l'hypothèse que la même information est contenue dans un spectre en amplitude (exprimé en V, dans le cas d'une mesure de tension).

La méthode consiste ensuite à reporter l'information temporelle, *mRMS*, normalisée par le taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire, *NmRMS* et l'information fréquentielle, *MF*, en fonction du temps. Une régression linéaire est alors associée à chaque nuage de points (Figure 3.29).

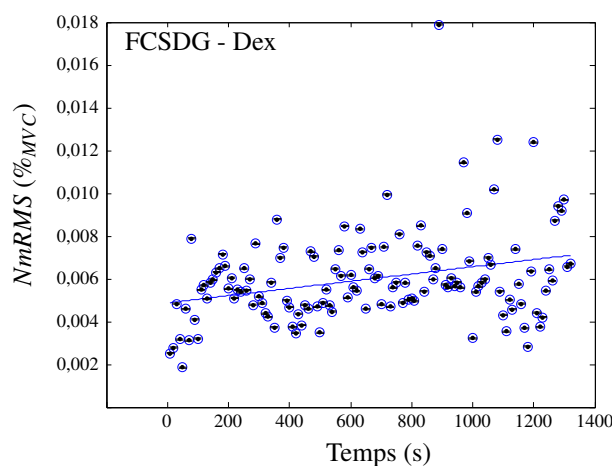


Figure 3.29 – Exemple de régression linéaire du tracé de la valeur *mRMS* normalisée par le taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire en fonction du temps.

La fonction *mdl* (*linear regression model*), utilisée sous MATLAB, fournit les valeurs des paramètres qui caractérisent la régression de chaque tracé (exemple de la Figure 3.29 associé aux valeurs du Tableau 3.5). Cette fonction indique le nombre de points traités, l'estimation de la pente ainsi que l'ordonnée à l'origine. D'autres coefficients apportent une information sur la fiabilité de ses paramètres, tels que le coefficient de détermination,  $R^2$ , l'écart-type standard (SE) et la p-value. Le premier paramètre indique la qualité de la prédiction d'une régression linéaire appliquée à un nuage de point. Le second paramètre donne une indication sur la dispersion d'une variable aléatoire. Il permet de calculer l'incertitude sur la valeur de la pente donnée par la fonction et ainsi d'ajouter les barres d'incertitudes sur chaque point du diagramme *JASA*. Le troisième paramètre indique la significativité du résultat en lien avec une hypothèse formulée, ici en l'occurrence celle de la valeur de la pente de la régression linéaire en regard du nuage de points. Le résultat est déclaré statistiquement significatif si la p-value est inférieure à 10 %.

Fonction <i>mdl</i> - Affichage			
Nom de la régression			
$NmRMS = f(t) - FCSDG - Dex$			
Modèle de régression linéaire			
$y = 1 + x1$			
Coefficients estimés			
	Estimation	SE	p-value
Ordonnée à l'origine	$4,874.10^{-3}$	$3,557.10^{-4}$	$5,282.10^{-27}$
Pente	$1,688.10^{-6}$	$4,641.10^{-7}$	$3,9615.10^{-4}$
Valeurs complémentaires			
Nombre d'observations	$R^2$	F-stat vs modèle constant	
132	0,0924	13,2	

Tableau 3.5 – Paramètres et coefficients fournis par la fonction *mdl* pour le fléchisseur commun superficiel des doigts gauche en configuration *Dex*.

Les pentes des régressions des graphiques *NmRMS* en fonction du temps et *MF* en fonction du temps pour chaque signal sont alors reportées respectivement sur l'axe des abscisses et sur l'axe des ordonnées du diagramme *JASA*. Chaque analyse correspond donc à un point du diagramme *JASA*. L'incertitude sur la position du point dans chaque cadran est également reportée. Le diagramme ainsi obtenu donne une photographie de l'état du muscle à l'issue de l'exercice.

Dans leur méthodologie pour évaluer les données EMG en ergonomie, Hägg *et al.* analysent les signaux au cours d'une tâche chirurgicale d'une durée de 40 min en appliquant la méthode *JASA* sur l'intégralité de l'enregistrement [Hägg2000]. Ils observent que l'apparition de fatigue observée sur le diagramme *JASA* à l'issue de l'exercice est visible en terme de variations d'activité musculaire sur une analyse *EVA* différentielle, correspondant aux dix dernières minutes du signal et aux dix premières minutes. La différence entre les résultats obtenus avec la méthode *EVA* permet de visualiser l'évolution de l'état musculaire au cours de la tâche professionnelle. En effet, les auteurs remarquent que, comme attendu, l'amplitude du signal augmente au cours de l'exercice, se déplaçant vers les classes de valeurs les plus élevées. Ils observent également que, lorsque le chirurgien fatigue, il réalise, consciemment ou non, des profils de contractions plus variés.

A partir de ces observations de l'évolution de l'état musculaire au cours de l'exercice, et connaissant les propriétés de récupération et de recrutement de nouvelles fibres (en cas d'extinction de leur contractilité) des muscles, l'intérêt de réaliser une analyse de l'état musculaire qui prenne en compte la dimension temporelle de l'exercice, et donc les évolutions de l'état du muscle au cours d'une tâche professionnelle, prend tout son sens.

### 3.3.2.2 Méthodes *JASA* segmentaires

Dans l'objectif de pouvoir suivre l'état musculaire au cours de la tâche professionnelle, et ainsi comprendre son évolution, deux évolutions de la méthode *JASA* permettant de prendre en compte la dimension temporelle de l'exercice, par segmentation du signal EMG, sont proposées. L'exploitation des données conduisant à l'obtention du diagramme *JASA* est réalisée pendant des intervalles de temps fixés pour étudier des spécificités de la pratique. Il sera ainsi possible d'appliquer ces méthodes à d'autres types de tâches professionnelles.

#### 3.3.2.2.1 Méthode *JASA* évolutive

Dans le cadre de cette première méthode, l'analyse porte sur l'intégralité des mesures effectuées depuis le début de l'exercice jusqu'au temps  $t$ , lequel est incrémenté de 30 s à chaque nouvelle analyse. Pour chaque signal EMG enregistré, et donc pour chaque muscle instrumenté, un point est reporté sur le diagramme *JASA* à chaque instant d'analyse. Ainsi, les états musculaires correspondant aux intervalles de temps [0;30]s, [0;60]s, ... jusqu'à [0;1140]s sont étudiés successivement.

Cette méthode se base directement sur ce qui a été décrit par Hägg *et al.* car elle détermine l'état du muscle sur la globalité d'un exercice depuis son début [Hägg2000]. A cet instant initial de la tâche, l'hypothèse est faite que le muscle étudié est au repos, ou en tout cas qu'il n'est pas en état de fatigue musculaire. Il est donc possible de suivre les variations de l'amplitude et de la fréquence du signal pour voir de quelle manière la réalisation de l'exercice agit sur le muscle et notamment sur l'apparition de fatigue.

Pour visualiser l'évolution de l'état musculaire au cours du temps, tous les tracés sont implémentés sur la même figure.

#### 3.3.2.2.2 Méthode *JASA* séquentielle

La méthode *JASA* séquentielle se base sur le constat qu'une analyse de l'état musculaire sur la globalité de l'exercice ne permet pas d'identifier des tâches particulièrement contraignantes pour le chirurgien. Ainsi un exercice pour lequel aucune fatigue n'est observée en fin d'exercice ne signifie pas qu'il n'y a pas eu de fatigue au cours de celui-ci. En vue de comparer l'influence de chaque instrument sur la survenue de fatigue, il est intéressant de noter si un muscle qui atteint la fatigue à un instant de l'analyse reste ensuite dans cet état ou si, selon, l'instrument, un réarrangement musculaire est possible permettant une récupération ou un recrutement de nouvelles fibres. Pour avoir davantage de détails sur l'état musculaire au cours de l'exercice et notamment pour le lier davantage à la tâche en train d'être réalisée, l'idée nous est venue de découper l'exercice en séquences. La superposition de ces séquences, avec une fenêtre temporelle glissante, permet d'étudier l'état musculaire dans un contexte évolutif.

L'hypothèse est que cette analyse permet de corrélérer l'état du muscle au contenu de l'exercice et éventuellement d'en tirer une relation de cause à effet.

Il conviendra dans cette méthode également de définir la durée optimale de la fenêtre temporelle choisie pour l'analyse. Dans un premier temps, nous choisissons de traiter des fenêtres de 5 min, ce qui permet de couvrir la réalisation d'un ou deux points de suture en moyenne, avec un recouvrement de 4,5 min, le glissement obtenu étant équivalent à l'intervalle de temps entre deux analyses selon la méthode *JASA* évolutive, offrant ainsi une possibilité de comparaison entre les méthodes. Cela pourra être adapté en fonction des besoins de l'opérateur et de l'analyse qu'il souhaite faire. Le recouvrement permet de suivre l'évolution de la pente du nuage de points de proche en proche, sans rupture.

L'intégration d'un nombre plus réduit de points dans l'analyse que lors de l'application des méthodes *JASA* sur l'exercice complet ou *JASA* évolutif permet de donner des informations au plus près de ce qu'il se passe dans le muscle à chaque instant. Chaque point tracé dans le diagramme est issu de l'analyse du même nombre de points.

Cette étude en séquence donne des informations très différentes de celles issues de l'analyse évolutive car elle ne représente intrinsèquement pas la même chose.

#### 3.3.2.2.3 Comparaison des deux méthodes *JASA* segmentaires

La première méthode utilisée pour traiter les données de l'exercice correspond à la méthode *JASA* appliquée à la globalité de la tâche réalisée. Elle permet d'analyser une tendance de l'état musculaire au cours d'une tâche professionnelle. C'est en quelque sorte une photographie de l'état musculaire moyen à l'issue de l'exercice réalisé. Cette information est intéressante pour comprendre si un exercice est contraignant pour un muscle et présente un risque de survenue de fatigue musculaire. Néanmoins, cette analyse ne donne pas d'information sur les réarrangements musculaires, les phases de repos ou d'effort.

Deux autres variantes ont donc été proposées. La première variante relate l'état musculaire moyen sur un intervalle de temps croissant incluant toutes les données enregistrées au cours de l'exercice. Idéalement cette analyse pourrait être réalisée en temps réel afin d'indiquer au chirurgien qu'il tend vers une fatigue musculaire et qu'il lui serait profitable de réaliser quelques mouvements de récupération et ainsi relâcher ses fibres musculaires. Cette analyse est une nouvelle fois globale bien que réalisée à intervalles réguliers de la session. Le suivi du muscle ne porte pas sur le geste en train d'être réalisé mais sur l'intégralité de l'exercice. La seconde variante se focalise davantage sur des portions d'exercices, cherchant à analyser l'exercice au plus près de la tâche réalisée.

Il est important de rappeler que, entre les deux configurations de travail, il n'est pas possible de comparer chaque point du diagramme car cela ne correspond pas à la même séquence de gestes réalisés. Néanmoins il est possible de comparer les exercices dans leur ensemble puisque la tâche réalisée dans les deux cas a la même finalité.

#### 3.3.2.2.4 Vers une analyse en temps-réel

Un objectif de ce travail est, à terme, de pouvoir implémenter cet algorithme en temps-réel au cours du geste du chirurgien. Cela permettrait de signaler au praticien, au cours de son intervention, qu'une fatigue musculaire s'installe. Il serait alors possible d'informer le praticien de la

nécessité de pratiquer des courts étirements pour favoriser la récupération de ses fibres musculaires et ainsi accroître son confort opératoire. A terme, cette récupération musculaire, même brève, peut permettre de limiter le risque d'apparition des TMS. En effet, les étirements libèrent les articulations et rééquilibrent les groupes musculaires agonistes/antagoniste [Guissard2007]. Réduire les tensions musculaires après l'effort limite l'apparition des douleurs. Procéder à des étirements est également bénéfique lorsqu'ils sont pratiqués au cours d'un exercice pour en retarder les effets sur les muscles. C'est une démarche de prévention active des TMS [Mitonneau2014]. L'étirement est à l'origine d'une diminution active du tonus musculaire qui peut entraîner une réduction de la persistance d'activation. Cette persistance d'activation observée dans les muscles lors de l'arrêt d'une activité est un des facteurs d'auto-allumage des fibres musculaires pouvant conduire à des myalgies chroniques. De plus, les étirements aident à l'élimination du lactate des tissus musculaire par drainage des vaisseaux sanguins, et donc limite ses effets sur le muscle.

A noter qu'une analyse en temps quasi-réel serait plus facile à obtenir pour la méthode séquentielle (dont le nombre point à traiter par intervalle de temps est fixe) alors que cela devient vite difficile pour la méthode évolutive puisqu'elle intègre davantage de points à chaque intervalle de calcul ce qui peut devenir lourd pour des tâches professionnelles particulièrement longues. Néanmoins, elles sont complémentaires, la méthode *JASA* évolutive montrant la tendance d'un muscle à présenter une fatigue sur la globalité de l'exercice et la seconde, plus détaillée, permettant d'alerter le chirurgien sur un épisode aigu de son geste.

### 3.4 Résultats et discussion

L'étude des grandeurs que sont l'activité et la fatigue musculaire est réalisée sur les résultats obtenus au cours des sessions 3 et 4 pour lesquelles les protocoles de test ont été précédemment définis et validés.

#### 3.4.1 Détermination des contractions maximales volontaires retenues pour l'exploitation des résultats

Lors des sessions de mesures mises en place avec les chirurgiens, deux protocoles de mesure des contractions maximales volontaires ont été proposés, comme cela a été décrit en partie 3.2.6.1.1. Selon le protocole mis en place, les valeurs EMG recueillies, correspondant au maximum de contraction, sont peu répétables. Or ces valeurs sont utilisées pour normaliser les enregistrements effectués au cours des exercices et ont donc une influence sur le traitement des données qu'il convient de déterminer.

##### 3.4.1.1 Taux d'exposition correspondant aux contractions maximales volontaires

Au cours de la session 3, les mesures du signal correspondant aux contractions volontaires enregistrées au cours d'oppositions manuelles à la contraction du chirurgien sont réalisées en quatre instants distincts de la session :  $T_1$  avant la réalisation du premier exercice,  $T_2$ , à l'issue de

cet exercice,  $T_3$  à la fin de la pause entre les exercices et  $T_4$  en fin de deuxième exercice. Les taux d'exposition,  $E_{RATE}$ , relatifs sont présentés dans la Figure 3.30.

Cette mesure a pour objectif de visualiser les évolutions des niveaux de contractilité maximaux avant et après un exercice et surtout de vérifier la bonne récupération musculaire après une pause de 20 min aménagée entre les deux exercices effectués dans chacune des configurations.

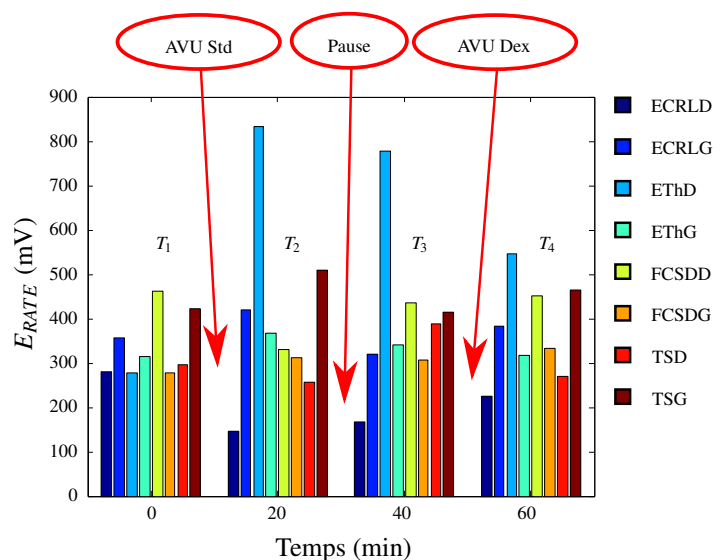


Figure 3.30 – Session 3 : MVC expert protocole par oppositions manuelles à la contraction.

Pour certains muscles, de fortes variations sont observées entre les quatre mesures. Ces variations peuvent être liées à une évolution de l'état musculaire, comme par exemple une apparition de fatigue.

Lorsque les résultats entre les instants  $T_1$  et  $T_2$  sont comparés, une augmentation d'amplitude du signal EMG est visible pour les muscles suivants : extenseur du carpe gauche, fléchisseur commun superficiel des doigts gauche, trapèzes supérieurs (droit et gauche) et éminences thénar (droite et gauche). Une augmentation de près de 200 % est visible pour la valeur du taux d'exposition calculée à partir des signaux de l'éminence thénar droite.

Une telle amplification du taux d'exposition n'est peut-être pas liée à la seule évolution de l'état musculaire au cours du premier exercice réalisé (d'autant que cette valeur reste élevée également aux instants  $T_3$  et  $T_4$ ) mais peut provenir d'une mesure erronée en  $T_1$ . Cette erreur peut être liée à la taille du capteur importante devant la longueur du muscle à monitorer ou à une difficulté pour le chirurgien de réaliser correctement la contraction demandée pour le muscle d'intérêt.

L'hypothèse la plus probable semble être l'absence de reproductibilité du protocole de détermination des contractions maximales volontaires entre deux mesures du fait de l'opérateur-dépendance du protocole. En effet, entre deux mesures si l'opposition manuelle ne se fait pas dans la même direction ou avec la même force, la mesure sera différente car les fibres ne seront pas sollicitées de manière équivalente. De plus, d'autres fibres ont pu être recrutées et certaines s'éteindre au cours de l'exercice réalisé changeant la cartographie interne d'activation du muscle et donc les niveaux de contraction qu'il est capable d'atteindre. Pour l'éminence thénar en particulier, l'opérateur ne peut pas évaluer l'opposition effectuée puisque le protocole veut que le chirurgien effectue cette opposition lui-même par pince digitale. Si le geste est mal réalisé, la mesure n'est pas représentative de la contraction maximale volontaire que l'on cherche à déterminer.

Pour traiter les données recueillies lors de cette session, le maximum des deux valeurs correspondant aux mesures précédant la réalisation des exercices est choisi pour normaliser les taux d'exposition issus des enregistrements réalisés au cours des exercices. Ceci nécessite de considérer que la pause a été suffisante pour permettre une récupération complète des muscles, ce qui demeure une hypothèse forte.

La question de la reproductibilité et de la répétabilité des mesures a conduit à faire évoluer la méthode de détermination des contractions maximales volontaires. Le second protocole consiste en une mesure de force effectuée à trois reprises dans des conditions de répétabilité (cf. Partie 3.2.6.1.1).

Les mesures de force sont répertoriées dans le Tableau B.1 de l'Annexe B tandis que les taux d'exposition correspondant à la force maximale mesurée pour les trois essais sont reportés sur l'histogramme de la Figure 3.31 qui permet de comparer les valeurs enregistrées lors de la session 4 avec celles retenues à l'issue de la session 3 (maximum entre  $T_1$  et  $T_3$ ). Les écarts importants obtenus sur les résultats des deux protocoles confortent bien l'hypothèse du manque de fiabilité du premier protocole.

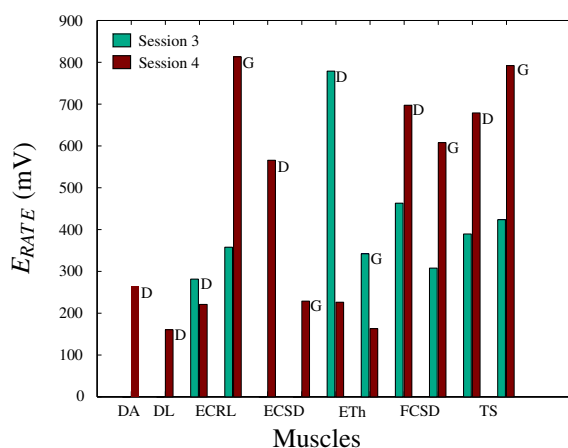


Figure 3.31 – Comparaison MVC max s3 et s4.

Pour la plupart des muscles, le protocole avec mesure de force impose une contraction plus forte qui génère des signaux EMG plus importants et donc un taux d'exposition plus élevé que celui par opposition manuelle. Ce n'est pas le cas pour les éminences thénar (notamment la droite, pour laquelle la mesure en  $T_1$  de la session 3 est particulièrement élevée). Si le protocole manuel semble plus représentatif de la pratique à mesurer, du fait de la position relative du pouce du chirurgien par rapport aux doigts, les incertitudes pesant sur les mesures obtenues à l'issue de ce protocole semblent rédhibitoires pour leur utilisation lors de l'exploitation des résultats pour la détermination des activités et fatigue musculaires.

De plus, en vue de comparer les sollicitations musculaires de deux muscles controlatéraux, il est nécessaire que le protocole soit le même pour les deux bras. Or l'opérateur-dépendance du premier protocole peut conduire à des biais si la force n'est pas orientée de la même manière par rapport au muscle ou n'est simplement pas aussi élevée entre les deux mesures, ce qui nous conforte dans le choix de retenir le second protocole comme étant le plus fiable. Dans le cas de l'éminence thénar, une contraction différente est demandée entre les protocoles avec opposition

manuelle et avec capteurs de force, dans un cas le pouce est en opposition par rapports aux doigts II et III alors qu'il est en abduction dans l'autre cas.

Les variations relevées entre les taux calculés à partir des deux méthodes de détermination des contractions maximales volontaires sont fortes. Ainsi, ces valeurs entrant dans le processus de traitement des données, leur influence sur l'évaluation de l'activité et de la fatigue musculaire est à discuter.

### 3.4.1.2 Influence sur les grandeurs d'intérêt

#### 3.4.1.2.1 Activité musculaire

Les signaux enregistrés au cours de l'exercice réalisé en configuration standard durant la session 3 sont successivement normalisés par les taux d'expositions recueillis lors des contractions maximales volontaires de la session 3 puis par ceux issus de la session 4. Du fait de la variabilité entre ces valeurs (Figure 3.31), celle retenue pour normaliser les taux d'exposition calculés à partir des signaux enregistrés au cours des exercices a une grande influence sur l'activité musculaire brute.

Néanmoins, dans notre étude, nous cherchons principalement à comparer deux configurations de travail utilisant des instruments de chirurgie standards ou articulés et motorisés. Même si l'ordre de grandeur de l'activité musculaire est intéressant, c'est la variation, représentée par l'écart relatif,  $\epsilon_{rel}$ , de cette activité entre les deux configurations de travail pour chaque muscle instrumenté qui est primordiale pour l'analyse. La valeur choisie pour la normalisation n'a donc pas d'influence, dans ce cas, le rapport des activités dans chaque configuration reste inchangé.

$$\epsilon_{rel} = \frac{\frac{E_{RATE_{Std}}}{E_{RATE_{MVC_{s3}}} - \frac{E_{RATE_{Dex}}}{E_{RATE_{MVC_{s3}}}}}{\frac{E_{RATE_{Std}}}{E_{RATE_{MVC_{s3}}}}} \times 100 = \frac{\frac{E_{RATE_{Std}}}{E_{RATE_{MVC_{s4}}} - \frac{E_{RATE_{Dex}}}{E_{RATE_{MVC_{s4}}}}}{\frac{E_{RATE_{Std}}}{E_{RATE_{MVC_{s4}}}}} \times 100 = \frac{E_{RATE_{Dex}}}{E_{RATE_{Std}}} \times 100 \quad (3.8)$$

Cependant, dans cette étude, nous souhaitons également comparer deux chirurgiens entre eux ou deux séances différentes entre elles en termes d'activité musculaire. Cela est compromis si le protocole de détermination des contractions maximales volontaires n'est pas strictement identique puisque les biais introduits par la méthode de mesure sont importants.

Pour conclure, le choix de la méthode de détermination des contractions maximales volontaires importe peu dans le cadre d'une comparaison intra-sujet sur une même séance mais est limitante, si elle n'est pas faite dans les mêmes conditions, dans le cas d'une comparaison inter-sujet.

#### 3.4.1.2.2 Fatigue musculaire

Pour la fatigue musculaire, le choix de la méthode de détermination des contractions maximales volontaires a une influence sur la composante liée à l'amplitude uniquement. La valeur retenue pour effectuer la normalisation a une influence sur la pente de la courbe  $NmRMS = f(t)$  mais en aucun cas sur son signe puisque un taux d'exposition est, par définition, toujours positif (Equation 3.2). Le cadran dans lequel se situe chaque point est donc indépendant de cette valeur ne modifiant pas l'analyse qui peut être faite. Seule la position du point dans le cadran est impactée



pouvant avoir une influence sur la pertinence de l'exploitation si le point est proche d'un axe du diagramme *JASA*.

Il est donc envisageable de réaliser une étude intra-chirurgien portant sur les résultats issus d'une même session de mesure, pour comparer deux configurations de travail mais également une étude inter-sujets en gardant en mémoire que, dans ce cas, la pertinence de l'analyse peut être impactée par la méthode de détermination des contractions maximales volontaires.

Pour le chirurgien expert, pour lequel les deux protocoles de mesures ont été mis en place, nous choisissons de conserver les mesures de contractions maximales volontaires qui nous paraissent les plus fiables pour exploiter les enregistrements effectués au cours des différents exercices. C'est-à-dire celles issue du deuxième protocole, avec capteur de force. La pertinence d'utiliser les valeurs issues de la session 4 pour traiter les données de la session 3 est posée. Pour justifier ce choix, il est possible de se référer à la notion de rythme circadien.

### 3.4.1.3 Rythme circadien

Le rythme circadien est un rythme journalier qui gouverne la performance de chaque personne et ses fonctions physiologiques. La rythmique se base sur des altérations de l'environnement qui surviennent périodiquement tels que les variations entre les niveaux de lumière diurne et nocturne et les interactions sociales. Des oscillations sont présentes sur les paramètres physiologiques et les réponses aux stimuli externes et internes. Il existe un pic par fonction physiologique par jour, appelé acrophase<sup>69</sup>. Une performance qui surviendrait plusieurs heures avant ou après ce pic ne serait pas optimale. De même un rythme perturbé peut entraîner une baisse des performances physiques et une fatigue [Winget1985].

La performance est multi-composantes et peut-être influencée par différents facteurs [Winget1985]. Ceux qui vont principalement nous intéresser pour la suite sont répertoriés dans le Tableau 3.32. Dans le cadre de nos travaux, les facteurs d'influence n'ont pas été quantifiés. Nous posons l'hypothèse que leur impact sur la mesure est inférieur à l'erreur obtenue sur le taux d'exposition des contractions maximale volontaires en utilisant le protocole opérateur-dépendant et qu'ils peuvent être négligés. A ce titre, il est alors possible de ne considérer que les composantes de la performance.

D'après Atkinson *et al.*, les composantes telles que les performances psychomotrices, les compétences motrices, la souplesse des articulations et la force musculaire ont un comportement rythmique avec des variations fortes (pouvant atteindre jusqu'à 20 % entre deux moments du cycle) [Atkinson1996]. Se placer dans des conditions temporelles équivalentes permet d'ignorer ces variations.

De plus, les tâches demandant un contrôle moteur fin du geste doivent préférentiellement être effectuées le matin, période du cycle pendant laquelle le temps de réaction est plus rapide, et la précision très bonne [Drust2005]. La majorité des chirurgiens opère le matin et bénéficie donc de cette composante. Il est cependant à noter que la force musculaire des muscles de la partie supérieure du corps est plus élevée l'après-midi [Thun2015].

Toutes nos sessions de mesures ont été effectuées entre 9h et 12h ou 10h et 12h (du fait de l'emploi du temps des chirurgiens). Il est donc possible de considérer que la période du cycle

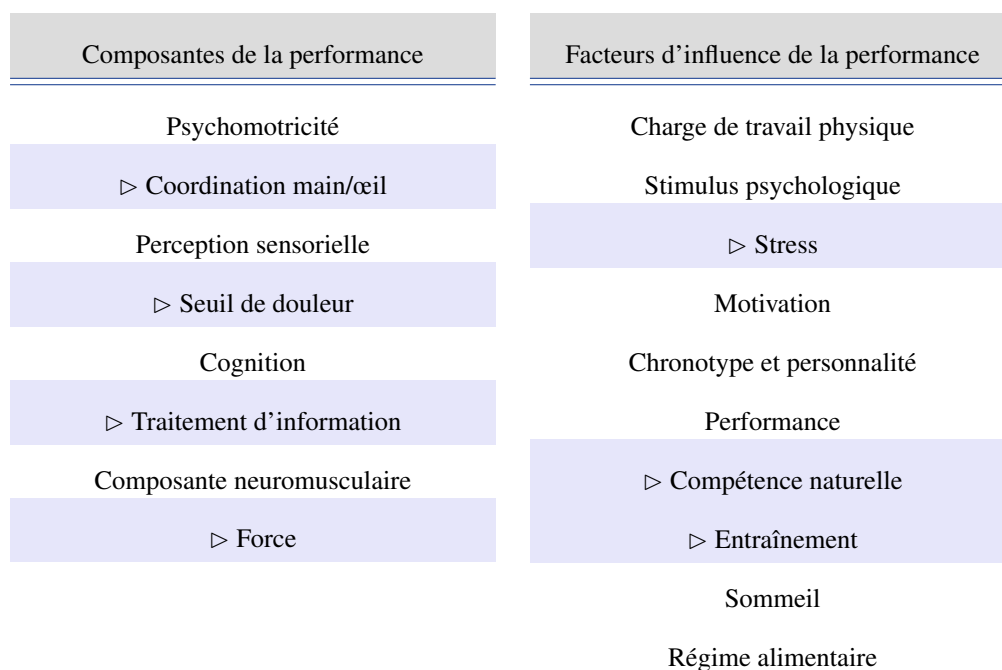


Figure 3.32 – Composantes et facteurs d'influence de la performance [Winget1985].

circadien correspondante est la même. Ainsi, les valeurs calculées pour les contractions maximales volontaires lors de la session 4 peuvent être réutilisées pour traiter celles issues de la session 3 pour le chirurgien expert.

#### 3.4.1.4 Conclusion

L'augmentation forte du taux d'exposition des muscles de la colonne du pouce au cours d'une contraction maximale volontaire réalisée à la suite du premier exercice de la session 3 pour le chirurgien expert n'est pas uniquement liée à un problème de protocole, puisqu'une valeur également faible (inférieure à 300 mV) est obtenue lors de la détermination des contractions maximales volontaires avec le système de sangles. Il y a certainement eu un changement d'état musculaire important pour ce muscle lors de l'exercice standard et il n'a pas eu le temps de récupérer pendant la pause aménagée entre les exercices. Ainsi, l'étude sur le pouce montre que dès le premier exercice il est possible d'avoir des modifications de l'état musculaire suffisantes pour impacter les valeurs recueillies au cours des exercices et des contractions maximales volontaires suivants.

Pour les autres muscles, les taux d'expositions mesurés avant et après l'exercice 1 et la pause sont suffisamment proches pour ne pas fausser de manière forte l'exploitation des résultats si l'une ou l'autre des valeurs est utilisée. Néanmoins, il est nécessaire de se rappeler qu'il vaut mieux effectuer une analyse comparative qu'absolue dans le cas de mesures pour lesquelles le protocole de détermination des contractions maximales volontaires ne permet pas d'obtenir des données suffisamment fiables.

Pour aller plus loin, les mesures EMG enregistrées au cours des contractions maximales volontaires en différents instants de la session pourraient être associées à des méthodes complémentaires d'étude de l'état musculaire telles que l'élastographie musculaire. Cette technique d'imagerie médicale fournit une cartographie de l'activité du muscle, ce qui permettrait de déterminer si le recru-

tement des fibres musculaires a évolué au cours d'un exercice. Néanmoins, ce type d'expérience est complexe à mettre en place en routine car le protocole nécessite de disposer d'un IRM et limite la possibilité de fixer des sangles ou de réaliser des oppositions manuelles au cours de la mesure du fait de l'espace restreint dans la machine.

Le traitement des données réalisé dans la suite de cette partie sera effectué avec les contractions maximales volontaires enregistrées au cours de la session 4 pour le chirurgien expert et au cours de la session 3 pour le chirurgien intermédiaire puisque ce dernier n'a pas pu être présent lors de la dernière session de mesure.

### 3.4.2 Etude de l'influence de l'instrument sur le confort du chirurgien expert

L'objectif de cette analyse est de comparer l'influence du type d'instrument (standard ou Dex) sur la sollicitation musculaire du chirurgien expert dans un environnement de travail représentatif du bloc opératoire. Pour effectuer cette comparaison, les mesures effectuées au cours de la session 3, normalisées par les taux d'exposition correspondant aux contractions maximales volontaires enregistrées au cours de la session 4, sont analysées.

#### 3.4.2.1 Activité musculaire

La Figure 3.33 présente les activités musculaires sur l'intégralité du geste chirurgical réalisé en configuration Dex en comparaison de la configuration de travail standard lors de la réalisation d'une tâche d'anastomose vésico-urétrale simulée. Les incertitudes liées à la chaîne de mesure, également visibles sur la Figure 3.33, sont très faibles ( $< 0,02 \%_{MVC}$ ) et seront négligées par la suite (cf. Figure R 1 en Annexe R).

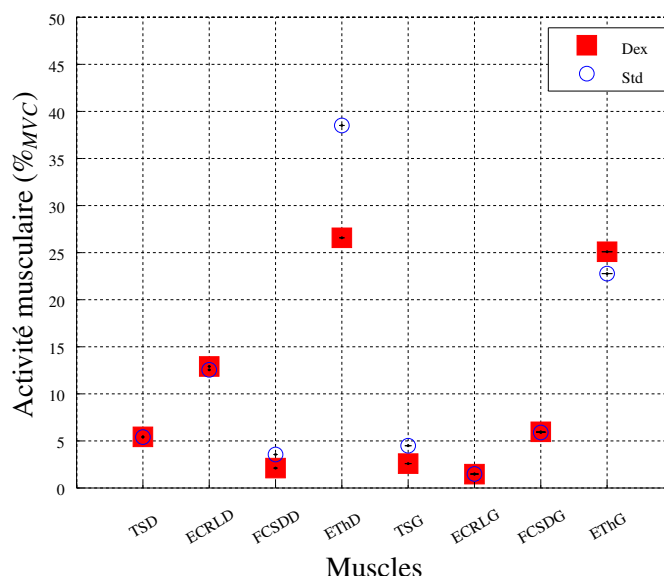


Figure 3.33 – Activités musculaires de la session 3.

L'influence du Dex est bénéfique en termes d'activité musculaire pour quatre des huit muscles. De grands écarts relatifs sont relevés pour trois d'entre eux (fléchisseur commun superficiel des doigts droit, éminence thénar droite et trapèze supérieur gauche), montrant une réduction forte de la sollicitation musculaire en configuration Dex. La réduction d'activité la plus importante est

relevée pour l'éminence thénar droite avec un écart relatif de 30 % par rapport à la configuration standard. L'incertitude sur cet écart relatif est très faible, montrant une fiabilité forte du résultat. Pour les autres muscles, pour lesquels la configuration standard est favorable en terme d'activité musculaire, l'écart relatif est important pour l'éminence thénar gauche seulement mais demeure significative pour les autres comme le montrent les très faibles écart-types obtenus (cf. Annexe B, Tableau B.2).

La réduction forte de l'activité du pouce manipulant le Dex est certainement liée à l'évolution du système d'actionnement de l'outil. La fermeture des mors distaux de l'instrument standard est assurée par une pression forte réalisée au niveau de la crémaillère de la poignée, le pouce réalisant un mouvement d'abduction contre une résistance mécanique. Ce geste n'est plus nécessaire en configuration Dex puisque l'actionnement des mors est réalisé par une gâchette mobilisée par l'index du chirurgien.

Il est à noter une répartition différente des activités des deux pouces entre les configurations de travail standard et Dex. En configuration standard, le pouce droit est davantage sollicité que le gauche. Ce phénomène se rééquilibre en configuration Dex avec la réduction d'activité relevée à droite et une légère augmentation induite à gauche avec une activité musculaire plus élevée qu'en standard d'environ 10 %. Ceci est peut être lié au fait qu'en configuration standard, l'instrument gauche est souvent utilisé pour saisir l'aiguille dans le fond de pelvis ou pour l'orienter dans les mors du Dex nécessitant l'ouverture/fermeture des mors, ce qui sollicite le pouce en abduction.

Alors que, sur les vidéos enregistrées au cours du geste, la poignée articulée du Dex contribue à abaisser l'épaule droite du chirurgien, aucune différence n'est observée en termes d'activité musculaire entre les deux configurations de travail pour le trapèze supérieur droit. Nous pouvons émettre l'hypothèse, que ce niveau de contraction équivalent dans une posture pourtant plus favorable, peut être lié au poids de l'instrument motorisé plus important que le standard créant une sollicitation du trapèze même abaissé. Il y a donc un gain ergonomique pour le chirurgien lié à son changement postural même si les activités musculaires calculées sont équivalentes.

A présent que l'analyse du point de vue de l'activité musculaire semble conclure à un apport du Dex pour la pratique du chirurgien et notamment son confort, il convient de comparer les deux configurations de travail en termes de fatigue musculaire.

### 3.4.2.2 Fatigue musculaire

Pour étudier le phénomène d'apparition de fatigue musculaire au terme d'un exercice, plusieurs analyses sont menées. Elles sont basées sur des variantes de la méthode *JASA* telles que décrites dans la partie 3.3.2. Les durées de chaque enregistrement sont répertoriées dans le Tableau B.3, ainsi que la justification des temps d'analyse choisis pour chaque méthode.

#### 3.4.2.2.1 *JASA* totale

Dans le cadre de cette étude, les tâches d'anastomose vésico-urétrale complètes (passage des points de suture et nœud de fin) sont comparées. Les durées de réalisation de l'exercice sont d'en-

viron 19 min pour la configuration standard et 22 min pour la configuration Dex. L'écart de 16 % entre les temps de réalisation est considéré comme négligeable et l'analyse porte donc sur la globalité des deux exercices, sans troncature. Néanmoins, un problème au cours de l'enregistrement a entraîné une perte de données en configuration standard. Ici, l'analyse a été faite en ayant une partie du signal méconnue et donc possiblement sujette à des variations faussant l'analyse ci-après.

D'une manière globale, les incertitudes sur les pentes sont plus faibles en configuration Dex. Néanmoins, pour conclure de manière plus factuelle sur ces résultats, et ne pouvant pas corroborer nos résultats avec les valeurs de  $R^2$  qui sont extrêmement faibles, nous nous appuyons sur la  $p$ -value qui fait état de la significativité de la pente calculée pour la régression linéaire. Celle-ci est directement disponible dans MATLAB à travers l'utilisation de la fonction *fitlm*. La notation suivante est utilisée : \* pour  $p \leq 0,1$  ; \*\* pour  $p \leq 0,05$  et \*\*\* pour  $p \leq 0,01$ . Les résultats sont reportés dans le Tableau 3.6.

Pour chaque point du diagramme *JASA*, il existe donc deux  $p$ -values associées. La plus défavorable des deux est conservée pour caractériser chaque point et est reportée directement sous sa forme \*. Lorsqu'aucune \* n'est associée à un point alors l'hypothèse ne peut pas être considérée comme fausse mais elle n'est pas significative (indiqué par  $\emptyset$ ). A noter que la significativité en standard est à mettre en balance avec les données manquantes. Dans ce dernier cas, un (?) est signalé dans le Tableau 3.6.

	Standard			Dex		
	<i>mNRMS</i>	<i>MF</i>	p-value	<i>mNRMS</i>	<i>MF</i>	p-value
TSD	0,0348 ** (?)	0,0000 *** (?)	** (?)	0,8419	0,1001	$\emptyset$
ECRLD	0,4628	0,0347 ** ?	$\emptyset$	0,2466	0,0000 ***	$\emptyset$
FCSDD	0,0031 *** (?)	0,9185	$\emptyset$	0,0001 ***	0,0058 ***	***
EThD	0,0000 *** ?	0,0009 *** (?)	*** (?)	0,0357 **	0,6471	$\emptyset$
TSG	0,0034 *** ?	0,0000 *** (?)	*** (?)	0,2227	0,0693 *	$\emptyset$
ECRLG	0,0332 ** (?)	0,4880	$\emptyset$	0,2732	0,4979	$\emptyset$
FCSDG	0,2202	0,0881 * (?)	$\emptyset$	0,0004 ***	0,0001 ***	***
EThG	0,7859	0,1092	$\emptyset$	0,6888	0,0248 **	$\emptyset$

Tableau 3.6 –  $p$ -value sur les valeurs de pente pour le tracé des diagrammes *JASA* associés aux configurations standard et Dex pour chaque muscle du chirurgien expert.

La Figure 3.34 représente les diagrammes *JASA* obtenus sur les trapèzes supérieurs à l'issue des exercices réalisés dans les configurations standard et Dex. Les trapèzes supérieurs droit et gauche présentent un état de fatigue musculaire en configuration standard alors que la configu-

ration Dex permet de préserver les fibres musculaires. En effet, le trapèze supérieur droit est en phase de récupération (décalage du spectre vers les hautes fréquences et diminution de l'amplitude du signal) tandis que le trapèze supérieur gauche est en phase de force décroissante (décalage du spectre vers les basses fréquences et diminution de l'amplitude du signal).

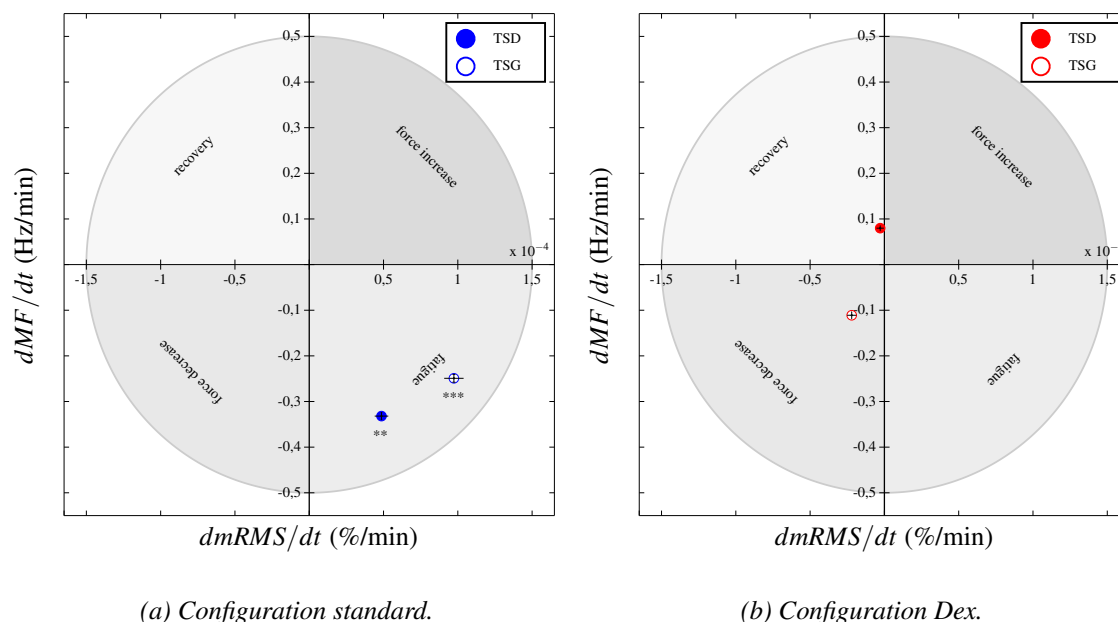


Figure 3.34 – États musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail.

Des états musculaires similaires sont obtenus pour les extenseurs du carpe à l'issue des exercices entre les deux configurations de travail (Figure 3.35). Lors du geste, que ce soit en configuration standard ou Dex, le poignet gauche est majoritairement dans le prolongement de l'axe de l'avant-bras, se servant de l'appui contre l'abdomen comme d'un support, tandis que le poignet droit est davantage mobilisé au cours du geste du fait de sa plus grande liberté de mouvement et de l'orientation de l'instrument droit. Ce phénomène est reflété sur les diagrammes JASA par l'absence caractéristique de fatigue pour le poignet gauche dans les deux configurations alors que le droit est clairement impacté par un état de fatigue musculaire.

Bien que sur les enregistrements vidéo, le poignet droit semble davantage en flexion qu'en extension au cours du geste de suture en configuration standard, il apparaît que l'extenseur du carpe est sollicité de manière importante, ne serait-ce que par son action antagoniste, pour la stabilisation du poignet dans une inclinaison donnée.

Pour les muscles fléchisseurs superficiels des doigts, la Figure 3.35 montre également un état musculaire équivalent pour chaque muscle droit et gauche à l'issue des exercices en configuration standard et Dex respectivement. Les doigts sont davantage fléchis autour de l'instrument gauche que du droit du fait de la position de la main relativement à la poignée. De plus, ils sont moins mobilisés qu'à droite ce qui ne leur permet pas de s'étirer et donc de relâcher les fibres musculaires. Ils présentent donc une fatigue musculaire non retrouvée pour les muscles controlatéraux. À droite, les muscles sont en état de force croissante, c'est à dire que la force requise par cet exercice est importante mais ne cause pas, à ce stade, de phénomène de fatigue musculaire.

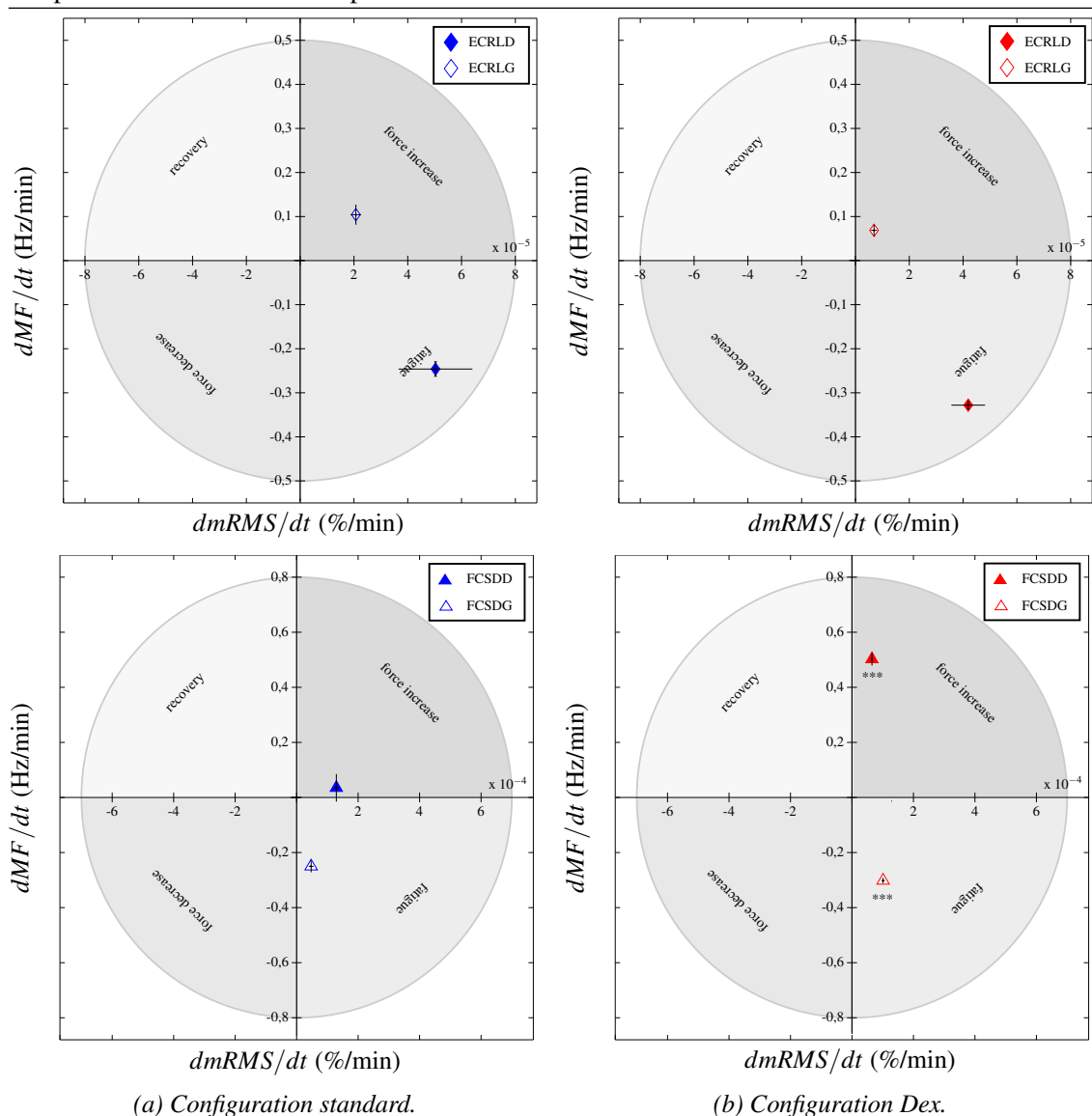


Figure 3.35 – Etats musculaires en fin d’anastomose vésico-urétrale pour les extensor carpi radialis longus et fléchisseurs communs superficiels des doigts du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail.

Enfin, pour les muscles abducteurs du pouce, il est possible de voir que le pouce droit fatigue en configuration standard alors que ce n’est pas le cas en configuration Dex (Figure 3.36). Cela peut être justifié par un actionnement nécessitant moins d’effort mécanique pour commander les articulations distales ainsi que l’ouverture/fermeture des mors du Dex avec les systèmes de joystick et boutons. En effet, le système de fermeture à crémaillère de l’instrument standard est difficile à actionner et le ressort d’ouverture génère une impulsion contre laquelle le pouce doit résister pour assurer une bonne stabilité de l’instrument.

A la lecture des différents diagrammes, il est possible de conclure qu’il y a amélioration du confort opératoire par réduction du risque d’apparition des TMS notamment au niveau du trapèze supérieur (site reconnu de douleur pour les urologues) et du pouce dans la configuration Dex en comparaison de la configuration standard. Néanmoins, la significativité des résultats n’est pas établie dans la plupart des cas. Ainsi, les résultats montrant que les trapèzes et le pouce ne présentent pas de fatigue musculaire en configuration Dex ne peuvent être complètement validés.

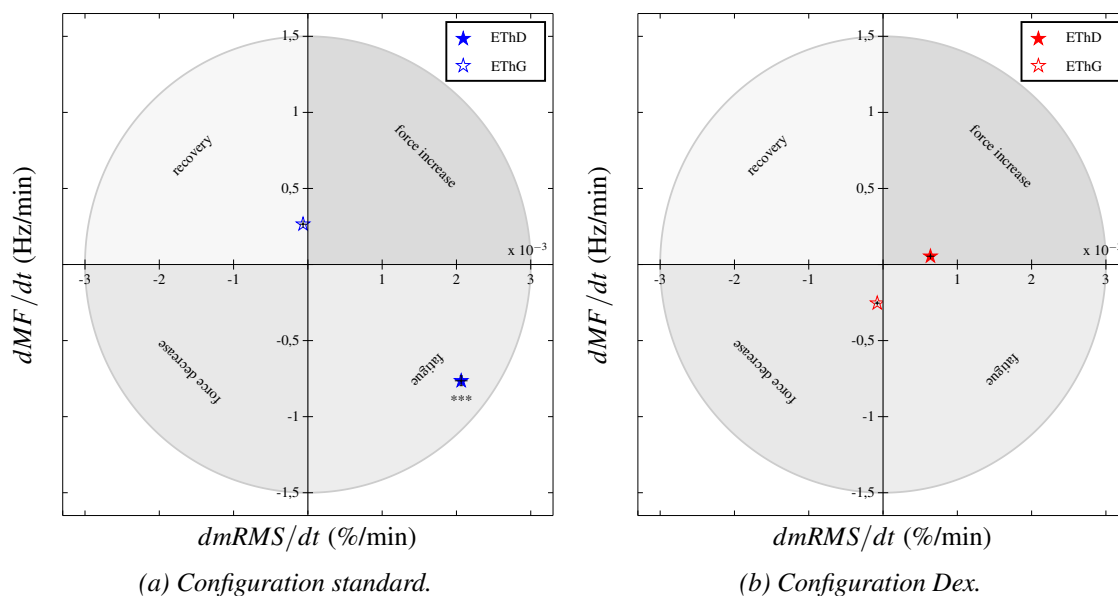


Figure 3.36 – Etats musculaires en fin d’anastomose vésico-urétrale pour les éminences thénar du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail.

D’autre part, cette photographie de l’état musculaire sur l’exercice complet ne fait pas état des évolutions qui peuvent survenir au sein de chaque muscle au cours d’un exercice telles que le recrutement de nouvelles fibres suite à l’extinction de certaines autres, le recrutement d’autres muscles pour permettre à celui sollicité de récupérer ou encore le passage par des états successifs au cours du geste.

C’est pour chercher à répondre à ce manque, que deux variantes de la méthode *JASA* sont proposées et appliquées à l’analyse du trapèze supérieur. Notre choix se porte sur ce muscle car il a une contraction quasi-statique du fait de son positionnement à la racine du membre. Il est donc peu sujet aux phases d’étirement qui accompagnent les mouvements de grandes amplitudes et qui peuvent permettre une récupération, même partielle, des fibres musculaires. Ainsi, l’influence de l’instrument sur un muscle à contraction isométrique est étudiée. L’analyse peut être menée également sur les autres muscles, afin de voir si l’amplitude des mouvements a une influence sur la récupération musculaire. Cela constitue des perspectives de ce travail de thèse.

#### 3.4.2.2.2 JASA "évolutif"

Le diagramme *JASA* évolutif est mis à jour toutes les 30 s en incluant tous les points de mesure depuis le début de l’exercice pour les trapèzes supérieurs droit et gauche. Ce temps a été fixé arbitrairement en vue d’optimiser le temps de calcul tout en ayant l’information la plus fine possible. Sur les premiers temps d’analyse, l’incertitude sur les pentes calculées à partir des graphiques  $NmRMS = f(t)$  et  $MF = f(t)$  est élevée du fait du nombre réduit de données pour la détermination de la régression linéaire. Nous avons donc choisi de débiter l’analyse lorsque l’incertitude relative la plus élevée sur les quatre points représentés sur les diagrammes *JASA* (pour les deux trapèzes dans les deux configurations de travail) est inférieure à 50 %. Pour la série de mesure considérée, ce premier point correspond au temps  $t = 330$  s (soit 5 min 30s). Il est mis en évidence sur le diagramme *JASA* par un cercle pour chaque muscle. Un tracé du diagramme *JASA*



est ensuite effectué pour  $t$  incrémenté de 30 s. Cela représente 11 intervalles de temps d'analyse soit 33 points sur le tracé  $mNRMS = f(t)$  et 66 points sur le tracé  $MF = f(t)$ . Le temps de fin de l'analyse est identique pour les deux configurations (19 min), avec une absence de données pour l'instrument standard entre 14 et 16,5 min du fait d'un problème à l'enregistrement. Aucune extrapolation n'a été faite sur ces données manquantes, un vecteur vide est utilisé pour réaliser l'analyse avec MATLAB. Sur le diagramme présenté Figure 3.37, la significativité des points n'est pas considérée. Il permet de voir l'évolution du tracé lors des analyses successives au cours du temps. Le dernier point est matérialisé par une flèche.

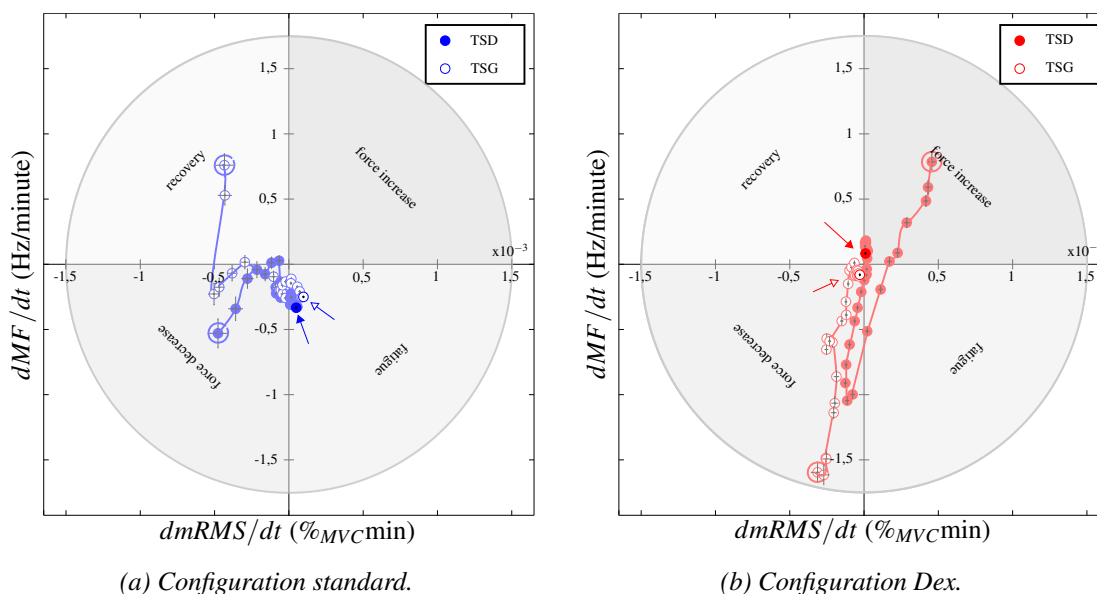


Figure 3.37 – Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (JASA évolutif).

Pour le premier point, les muscles présentent des états musculaires différents. Chacun des deux exercices est réalisé sans contrainte spatiale (position de chaque point de suture) ou temporelle (temps de réalisation de chaque point de suture). Il n'est donc pas possible de comparer deux à deux chaque état musculaire des diagrammes *JASA* obtenus en configuration standard et Dex. Néanmoins, il est possible, puisque la tâche a la même finalité dans les deux configurations de travail, de comparer la globalité des tracés évolutifs des états musculaires.

Ici, l'analyse est faite pour des durées équivalentes entre les configurations (19 min) et non pas sur la globalité des deux exercices.

En configuration standard, chaque trapèze passe par des états musculaires successifs. Le trapèze supérieur droit qui se situe après 5 min 30 s de suture, en état de force décroissante et le trapèze supérieur gauche, qui est en phase de récupération, tendent progressivement vers une fatigue musculaire.

En configuration Dex, l'étude de l'état musculaire du trapèze supérieur gauche (bras manipulant l'instrument standard) reste en état de force décroissante tout au long de l'intervalle de temps choisi pour l'analyse. Il tend à se rapprocher progressivement du cadran correspondant à un état de fatigue musculaire (avec une augmentation de la pente  $dmNRMS/dt$ ) sans jamais atteindre cet état sur l'intervalle de temps étudié. Ainsi, la configuration Dex a clairement un impact sur le bras

manipulant l'instrument standard en retardant l'apparition de la fatigue musculaire. Ceci peut être lié au fait que le chirurgien expert a recours davantage à l'instrument articulé et motorisé pour effectuer certains gestes, notamment ceux contraignants pour le membre supérieur.

Suite à l'observation des évolutions de l'état musculaire en configuration standard pour les deux bras et en configuration Dex pour le bras gauche, un état de force décroissante semble être le précurseur de l'instauration de la fatigue musculaire. Cette hypothèse est corroborée a posteriori par la publication de Nocella *et al.* qui indique que la fatigue est précédée d'une phase initiale caractérisée par un déclin de force de 10-15 %, puis d'une période de temps où la force reste constante avant de chuter fortement [Nocella2011]. Les auteurs indiquent que la raison physiologique sous-jacente est une diminution de force des liaisons actine-myosine au cours de la première phase alors que c'est une réduction de nombre de liaisons entre ces molécules qui conduit à une réduction forte de la force dans un second temps. La diminution de vitesse de conduction et le rôle de filtre passe-bas de la peau entraîne progressivement une augmentation de l'amplitude mesurée (cf. partie 3.1.4.1.2). De ce fait, malgré une diminution de la force générée par le muscle, le point sur le diagramme JASA tend à atteindre progressivement le cadran correspondant à une variation positive de l'amplitude, c'est-à-dire un état de fatigue musculaire.

Pour le trapèze supérieur droit, le comportement musculaire est assez spécifique avec un passage successif par des états de force croissante, fatigue, force décroissante, fatigue puis à nouveau force croissante. Ce phénomène est probablement lié à la poignée articulée qui permet à la fois de réduire l'abduction et l'élévation de l'épaule. Cela limite, d'une part, la sollicitation musculaire et, d'autre part, l'adoption d'une posture statique en favorisant la mobilité du bras tout au long de l'exercice. Ces deux actions contribuent à relâcher les fibres musculaires, à en solliciter de nouvelles voire à les solliciter différemment selon le geste à effectuer permettant ainsi de ne pas dégrader leurs capacités. Il est indiqué par ailleurs, par Burton *et al.*, qu'un exercice requérant une augmentation de force recrute des fibres de type II [Burton2004]. Ces fibres à vitesse de conduction rapide et capables de générer une force importante sont, comme il a été vu lors de l'étude de leurs propriétés (Tableau 3.1), ont une faible résistance à la fatigue. Si avec le Dex, une force croissante est encore possible en fin d'exercice, c'est que ces fibres ont été peu recrutées au cours de l'exercice ou en tout cas que toutes ces fibres n'ont pas été fatiguées au cours de l'exercice. Un exercice nécessitant une activité peu importante recrute principalement des fibres de type I, endurantes. Cela connote un impact positif du Dex qui permet de recruter pour une tâche spécifique particulièrement contraignante des fibres pouvant produire une force importante car elles ne sont pas en état de fatigue musculaire. Les états successifs de fatigue puis de force croissante montrent donc probablement un recrutement de nouvelles fibres rapides (II) après fatigue et extinction d'une cohorte donnée au cours d'un geste spécifique de l'exercice.

Cette force requise accrue peut aussi être liée au poids du Dex, plus important que le standard, qui impose une contraction plus forte pour effectuer un geste mais ceci est à mettre en balance avec l'absence de fatigue pour certaines fibres jusqu'en fin d'exercice permettant de conserver une réactivité et une disponibilité musculaire pour effectuer des tâches complexes sur toute la durée de la procédure.

Du fait de la méthode proposée pour traiter les données, la variation de la pente de chaque tracé (*mNRMS* et *MF*) est de plus en plus faible. Le poids donné à chaque point du tracé est de plus en plus faible au fur et à mesure de leur inclusion dans l'analyse. Une vraie continuité est

visible sur le diagramme *JASA* avec une évolution de la pente représentant l'évolution de l'état musculaire sur l'ensemble de l'exercice jusqu'au point d'analyse.

Cette analyse est à mettre en balance avec la significativité de chaque point, évaluée par la *p*-value. Sur la Figure 3.38, les points pour lesquels  $p \leq 0,1$  (avec des niveaux de significativité allant de \* à \*\*\* appelés par la suite (s)) sont en surbrillance. Le dernier point est matérialisé par une flèche afin de l'identifier même si sa significativité est inférieure au seuil choisie.

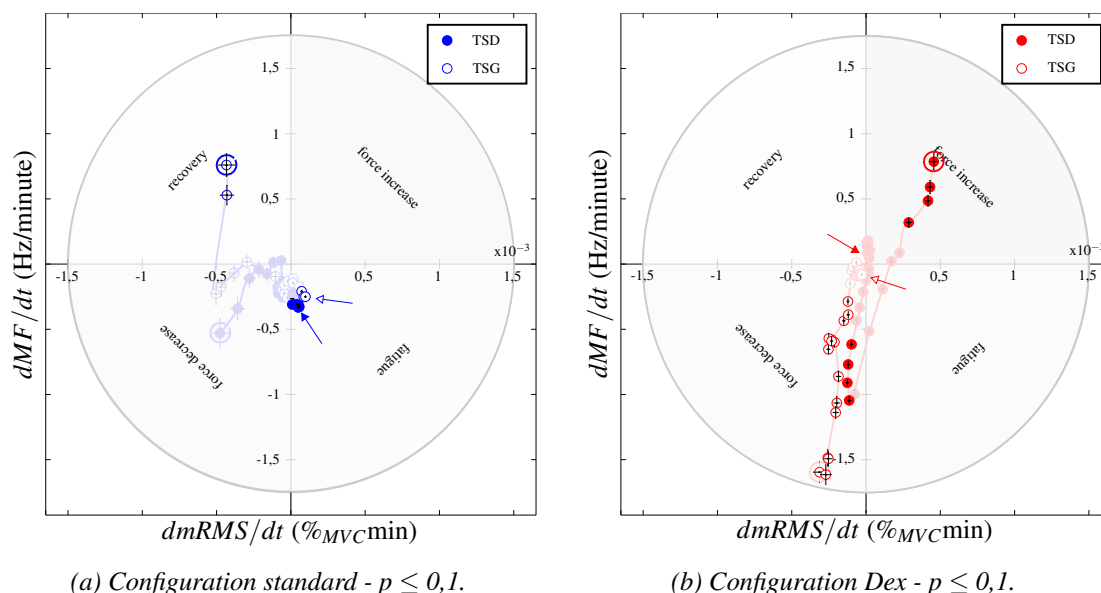


Figure 3.38 – Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (*JASA* évolutif).

L'analyse menée précédemment ne peut être validée que pour les points qui sont significatifs. C'est à dire une fatigue en fin d'exercice en configuration standard et une absence de fatigue, pour les premiers temps d'analyse, en configuration Dex. Pour les prochaines analyses réalisées avec les méthodes *JASA* segmentaires, seuls les graphiques intégrant les niveaux de significativité seront présentés. A noter que la fin d'analyse en standard est soumise à une perte de données au cours de l'enregistrement qui peut mettre à mal la significativité du résultat mais que cela n'est pas pris en compte dans les diagrammes qui suivent.

### 3.4.2.2.3 *JASA* "séquentiel"

Des analyses *JASA* et *JASA* évolutive, il a été déduit qu'il est nécessaire de faire l'analyse sur un nombre suffisant de points des tracés  $mNRMS = f(t)$  et  $MF = f(t)$  pour limiter l'incertitude sur la position de chaque point sur le diagramme *JASA*. Une durée de 4,5 min correspond à 27 points et 54 points traités respectivement ce qui est statistiquement suffisant pour une bonne estimation des paramètres.

Les diagrammes présentés Figure 3.39 correspondent au séquençage de l'analyse par intervalle de temps de 4,5 min avec un glissement des fenêtres temporelles de 30 s entre chaque analyse et non pas 5 min comme souhaité initialement du fait d'une perte de données lors de l'enregistrement. L'évolution temporelle entre chaque point est représentée par un dégradé de couleur du fait de fortes variations entre chaque analyse qui ne permet pas de relier les points sans dégrader la lecture de la figure. Les premiers et derniers points sont matérialisés par une cible et une flèche

respectivement. Le dernier point d'analyse en configuration standard est de 13 min pour éviter la zone de perte de données d'enregistrement et de 17 min en configuration Dex.

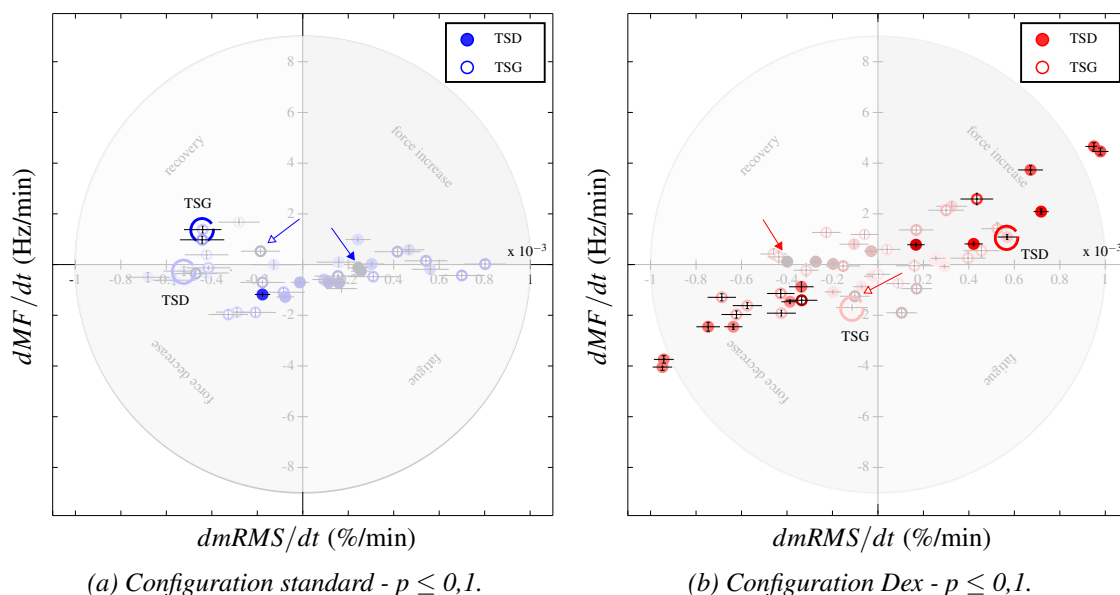


Figure 3.39 – Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (JASA séquentiel).

La méthode JASA séquentielle montre qu'en configuration standard le trapèze supérieur gauche semble présenter un état de fatigue musculaire sur une portion de l'exercice avant d'être en phase de récupération. En revanche, le trapèze supérieur droit semble tendre vers un état de fatigue en fin d'exercice. En configuration Dex, le trapèze supérieur gauche reste peu de temps en zone de fatigue au cours de l'exercice alors que le trapèze supérieur droit ne semble pas présenter cet état musculaire au cours du geste pratiqué. Ces résultats corroborent ceux obtenus à partir des autres méthodes décrites précédemment. Néanmoins, ils devront être vérifiés sur des analyses complémentaires et notamment avec des intervalles de temps d'analyse différents. La significativité des résultats obtenus en configuration standard est plus faible qu'en configuration Dex. Ce phénomène peut être lié à un geste plus saccadé (variations fortes des positions des points sur la courbe  $NmRMS = f(t)$ ). A noter que le tracé du diagramme JASA séquentiel pour le Dex est moins chaotique qu'en configuration standard avec une trajectoire plus lissée de points sur le diagramme, connotant là-encore possiblement un geste plus continu.

Il convient de discuter et de conclure sur l'apport de chaque méthode en regard de l'analyse à effectuer et des informations que l'on souhaite recueillir.

#### 3.4.2.2.4 Conclusion sur les méthodes proposées

La première méthode utilisée pour traiter les données de l'exercice correspond à la méthode JASA appliquée à la globalité de la tâche réalisée qui permet d'analyser une tendance de l'état musculaire au cours d'une tâche professionnelle. Celle-ci est appliquée pour des périodes de temps croissantes incluant de nouveaux points à chaque analyse et donne l'état musculaire moyen sur cette durée d'analyse. La seconde méthode analyse l'état musculaire sur des portions de l'exercice et le risque d'apparition de fatigue est donc corrélé directement au geste effectué ou à l'ensemble

des gestes effectués pendant un intervalle donné de temps. Cette méthode permet de comprendre quelle partie de la tâche va imposer une contrainte musculaire forte ou au contraire permettre une récupération des fibres.

Une perspective de ce travail est de déterminer le temps optimal d'analyse pour la procédure étudiée et ensuite de chercher à généraliser la méthode de détermination de cet intervalle pour tout type de tâche professionnelle qui pourrait être étudiée à l'aide des méthodes *JASA* segmentaires.

### 3.4.2.3 Conclusion sur l'influence de l'instrument sur le confort opératoire

Quelle que soit la méthode d'analyse de la fatigue choisie, il est visible sur tous les diagrammes *JASA* présentés que l'exercice réalisé dans les deux configurations de travail n'a pas le même impact sur l'état musculaire de chaque muscle. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3.7.

Muscle	Configuration	<i>JASA</i>	<i>JASA</i> évolutif	<i>JASA</i> séquentiel
TSD	standard	fatigue	fin en fatigue (s ?)	fin en fatigue (∅)
	Dex	récupération (∅)	incursion en fatigue (∅)	absence de fatigue
ECRLD	standard	fatigue (∅)	-	-
	Dex	fatigue (∅)	-	-
FCSDD	standard	augmentation de force (∅)	-	-
	Dex	augmentation de force (s)	-	-
EThD	standard	fatigue (s)	-	-
	Dex	augmentation de force (∅)	-	-
TSG	standard	fatigue (s)	fin en fatigue (s ?)	incursion en fatigue (∅)
	Dex	diminution de force (∅)	absence de fatigue	incursion en fatigue (∅)
ECRLG	standard	augmentation de force (∅)	-	-
	Dex	augmentation de force (∅)	-	-
FCSDG	standard	fatigue (∅)	-	-
	Dex	fatigue (s)	-	-
EThG	standard	récupération (∅)	-	-
	Dex	diminution de force (∅)	-	-

Tableau 3.7 – Bilan des résultats en terme d'état musculaire avec (s) : significatif, (∅) : non significatif, (?) : soumis à une perte de données.

Chaque instrument impose une posture et des gestes particuliers du fait de son architecture, de sa longueur et de la présence ou non d'articulations. Le système de commande a également une influence et notamment sur les muscles responsables des mouvements du pouce. La poignée articulée du Dex permet au chirurgien d'adopter une posture plus ergonomique, et plus particulièrement au niveau des épaules qui sont abaissées, et avec une adduction plus marquée.

Sur les analyses globales des exercices (JASA et JASA évolutif), comme sur l'analyse plus détaillée (JASA séquentielle), il apparaît que le Dex permet de réduire le risque d'apparition de fatigue musculaire.

Le poids plus important de l'instrument motorisé n'est pas un inconvénient puisque, malgré 400 g d'écart avec l'instrument standard, la sollicitation musculaire est plus faible en configuration Dex pour la majorité des muscles étudiés. L'apport positif des articulations, et notamment de celle de la poignée, sur la réduction de la sollicitation musculaire est donc largement supérieur à l'impact négatif du poids du bloc moteur. De plus, l'insertion de l'instrument étant ponctuelle, le patient, via l'appui dans le trocart, supporte une partie du poids de l'instrument. La répercussion du poids supplémentaire pour le chirurgien n'est donc pas aussi importante que la différence entre les masses des instruments. On peut néanmoins supposer qu'une réduction du poids ne pourrait qu'améliorer encore l'impact positif de l'instrument sur la sollicitation musculaire. Ceci corrobore les résultats de l'analyse subjective du poids du Kymerax (sensiblement similaire à celui de Dex) qui ne semble pas être une gêne à la réalisation des tâches demandées aux volontaires de l'étude [Sieber2017].

Enfin, il a été noté un temps de réalisation plus long de l'exercice en configuration Dex qu'en configuration standard. Il serait nécessaire de réaliser une étude de répétabilité des exercices qui n'a pas pu être menée dans le cadre de ces travaux pour valider cette observation. Chaque exercice ayant été effectué une seule fois dans chaque configuration, une différence de 16 % entre les temps de réalisation n'est donc pas significative.

### 3.4.3 Comparaison des niveaux d'expertise

Avec la pratique, chaque chirurgien développe des stratégies visant à atteindre le geste opératoire optimal. Néanmoins, la question se pose de savoir si cette expertise acquise a une influence sur leur confort opératoire via l'adoption de postures et attitudes qui permettent une économie des muscles sollicités au cours de leur tâche professionnelle.

#### 3.4.3.1 Résultats en termes de geste opératoire

En fin de séance, il a été demandé aux deux chirurgiens d'apprécier la qualité du résultat de chaque exercice. Une note, de 1 à 5, est donnée sur le résultat visuel de chaque anastomose, une fois que tous les points sont passés et les fils noués, sans prendre en compte de la technique mise en œuvre pour la réaliser. L'aspect de la suture est observé en externe mais également en intravésical pour vérifier le bon accolement des tissus et la bonne répartition des points, limitant ainsi les risques de fuites. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3.8.

De manière globale, les notes données par le chirurgien expert sont supérieures à celles données par le chirurgien intermédiaire. Le fait que l'évaluation du résultat de la tâche ne soit pas

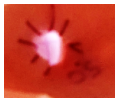



Configuration	Photo	Note donnée par l'expert	Note donnée par l'intermédiaire
Standard - Expert		4/5	4/5
Dex - Expert		4/5	3/5
Standard - Intermédiaire		3,5/5	2/5
Dex - Intermédiaire		2/5	1/5

Tableau 3.8 – Notation des anastomoses réalisées par chaque chirurgien et photographies de la vue intra-vésicale de chaque suture.

réalisée en aveugle, mais que chaque chirurgien sache qui a réalisé chaque suture, peut introduire un biais dans la notation.

Les moyennes des notes données pour les sutures réalisées en configuration standard sont plus élevées que celles évaluant les sutures réalisées en configuration Dex pour les deux chirurgiens.

Les notes attribuées à chaque suture sont globalement moyennes. Elles sont à mettre en balance avec le fait que la suture sur *pelvitrainer*, si elle est représentative en terme de gestes à réaliser présente quelques lacune de représentativité des propriétés physiques des structures anatomiques (état de surface, comportement mécanique, mobilité). Ceci entraîne un glissement de l'aiguille au moment de la planter qui peut gêner son insertion et des déchirures des structures en matériaux fantômes qui ne se produiraient pas lors d'une anastomose réelle. Les notes obtenues ne sont donc pas complètement représentatives de la pratique réelle de chaque chirurgien mais sont le résultat d'un exercice simulé dans des conditions particulières.

### 3.4.3.2 Résultats en termes de confort opératoire

Dès les premières observations de la pratique professionnelle des chirurgiens recrutés en tant qu'expert et intermédiaire, la différence de posture est identifiable. Alors que le chirurgien intermédiaire travaille avec les épaules relâchées et modifie régulièrement la position de ses appuis au sol, le chirurgien expert fait preuve d'une rectitude importante avec un maintien statique de sa posture tout au long de la procédure.

Du fait du protocole de détermination des contractions maximales volontaires différent pour les deux chirurgiens, puisque le chirurgien intermédiaire n'a pas participé à la session 4, les comparaisons des activités musculaires entre les chirurgiens ne peuvent être réalisées directement pour chaque configuration. Les taux d'exposition obtenus pour les contractions volontaires maximales du chirurgien intermédiaire sont issus du premier protocole qui a été jugé non "fiable". Ainsi, il n'est pas possible de comparer les deux configurations expert-standard et intermédiaire-standard entre elles ni expert-Dex et intermédiaire-Dex entre elles. D'un point de vue fatigue musculaire,

l'impact de la méthode de détermination des contractions maximales volontaires est faible ne modifiant pas l'analyse qui peut être faite. Il est donc possible de comparer les chirurgiens entre eux. L'analyse portera tout d'abord sur l'utilisation de l'instrument motorisé, pour lequel le niveau d'expertise n'est pas le même, puis sur celle des instruments standards, pour voir s'il existe une influence de chaque stratégie en terme de confort opératoire.

### 3.4.3.2.1 Activité musculaire

Comme cela a été vu en partie 3.4.1, la méthode de détermination des contractions maximales volontaires a une forte influence sur la valeur du taux d'exposition obtenue et donc sur le calcul de l'activité musculaire de chaque muscle.

La méthode de mesure par opposition manuelle, utilisée pour le chirurgien intermédiaire, est considérée comme peu fiable et peut induire des erreurs dans l'interprétation au moment de la comparaison avec le chirurgien expert. Néanmoins, comparer les variations entre chacune des deux configurations standard et Dex selon les niveaux d'expertise est possible. Pour cela, la formule des écarts relatifs est utilisée (Equation 3.9), la configuration standard étant considérée comme configuration de référence.

$$\varepsilon_{rel} = \frac{NE_{rate_{standard}} - NE_{rate_{Dex}}}{NE_{rate_{standard}}} \times 100 \quad (3.9)$$

Les incertitudes sont calculées en utilisant la loi de propagation et sont donc proportionnelles à l'écart relatif. Plus cet écart est important entre les activités correspondant aux deux configurations de travail, plus l'incertitude sur la valeur est importante.

Les graphiques présentés Figure 3.40 font donc état des écarts relatifs entre la configuration Dex et la configuration standard pour chaque muscle en fonction du niveau d'expertise. Cela permet de s'affranchir de la méthode de mesure des contractions maximales volontaires selon le même principe que dans l'Equation 3.8.

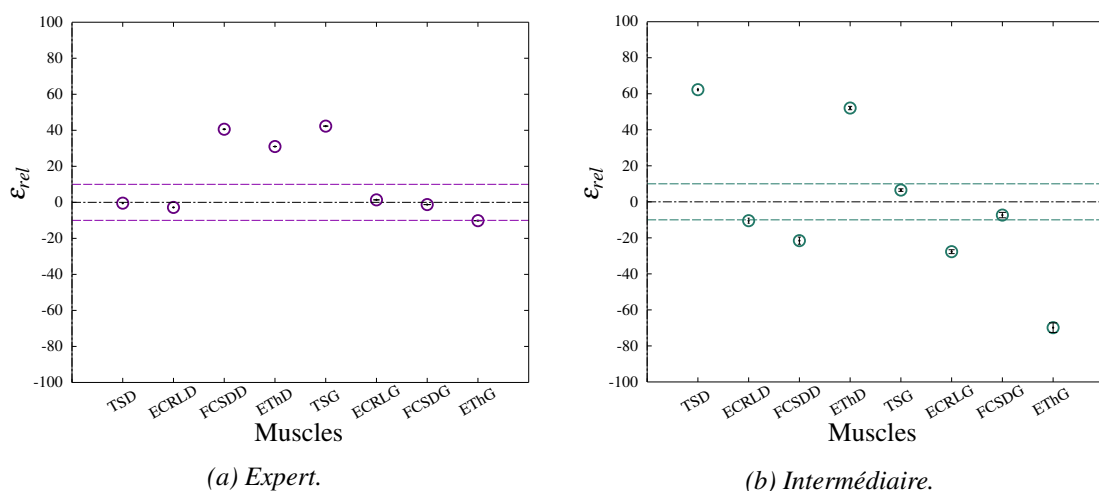


Figure 3.40 – Écarts relatifs entre les configurations standard et Dex pour chaque chirurgien.

Les variations positives indiquent une configuration Dex plus favorable en termes d'activité musculaire. Une variation inférieure à 10 % n'est pas considérée comme significative en physiologie, d'où la mise en évidence de ce seuil sur les graphiques de la Figure 3.40.



Chez le chirurgien expert, les variations significatives sont en faveur du Dex tel que cela a été décrit dans la partie 3.4.2.1.

Pour le chirurgien intermédiaire, les variations sont significatives pour cinq muscles. La configuration standard sollicite davantage le trapèze supérieur droit et l'éminence thénar droite que la configuration Dex. A gauche, l'éminence thénar se trouve être davantage sollicitée en configuration Dex ce qui montre que le chirurgien utilise davantage sa main gauche que lors de la configuration standard pour réaliser cette tâche. Il semble plus à l'aise pour manipuler l'instrument standard même avec sa main non-dominante que de recourir au Dex pour certains gestes, ce qui explique aussi l'économie observée à droite. Ainsi le système d'actionnement du Dex est moins contraignant que le standard et est moins utilisé ce qui entraîne une réduction forte des muscles de la colonne du pouce.

Ce recours à la main non-dominante est visible dans l'Annexe A où chaque geste est détaillé. Il est évident que le chirurgien intermédiaire, même s'il a été formé sur le Dex est plus à l'aise avec l'instrument standard et va avoir tendance à privilégier son utilisation.

Les incertitudes sur ces écarts relatifs sont plus faibles pour le chirurgien expert que pour le chirurgien intermédiaire, notamment pour les activités musculaires des pouces pour lesquelles des variations importantes sont relevées entre les configurations standard et Dex.

Alors que le chirurgien expert a recours aux fonctionnalités du Dex, notamment les apports sur la mobilité intracorporelle, pour la réalisation du geste, ce qui lui permet d'améliorer son confort opératoire, le chirurgien intermédiaire a tendance à recourir davantage à l'instrument standard controlatéral. Il est à ce titre intéressant de voir si cette réorganisation du geste conduit à un risque d'apparition de fatigue musculaire dans les zones davantage sollicitées.

### 3.4.3.2.2 Fatigue musculaire

Comme cela a été vu précédemment, plusieurs variantes de la méthode *JASA* peuvent être appliquées pour déterminer la survenue d'une fatigue musculaire au cours d'un exercice. Les deux configurations de travail ne peuvent être comparées que dans la globalité de l'exercice, les gestes des chirurgiens n'étant pas synchronisés au cours des différents exercices. Néanmoins, il est possible de comparer la manière dont évolue l'état de chaque muscle au cours de la tâche.

Chaque configuration de travail est analysée. L'attention est tout d'abord portée sur la comparaison des états musculaires en configuration standard pour chaque chirurgien pour voir l'apport de leurs stratégies personnelles sur la sollicitation musculaire, puis nous nous intéresserons à la configuration Dex qui constitue l'analyse pour laquelle les deux chirurgiens n'ont pas le même niveau d'expertise.

#### Configuration standard

Les premiers muscles de l'analyse sont les trapèzes supérieurs. Les états musculaires calculés à partir de la méthode *JASA* associés à chaque chirurgien sont visibles Figure 3.41. L'analyse *JASA* complète pour le chirurgien intermédiaire porte sur une durée de 24 min environ en configuration standard.

Il est possible de noter que les deux trapèzes du chirurgien expert présentent un état de fatigue à l'issue de l'exercice. Pour le chirurgien intermédiaire, le trapèze supérieur droit présente une

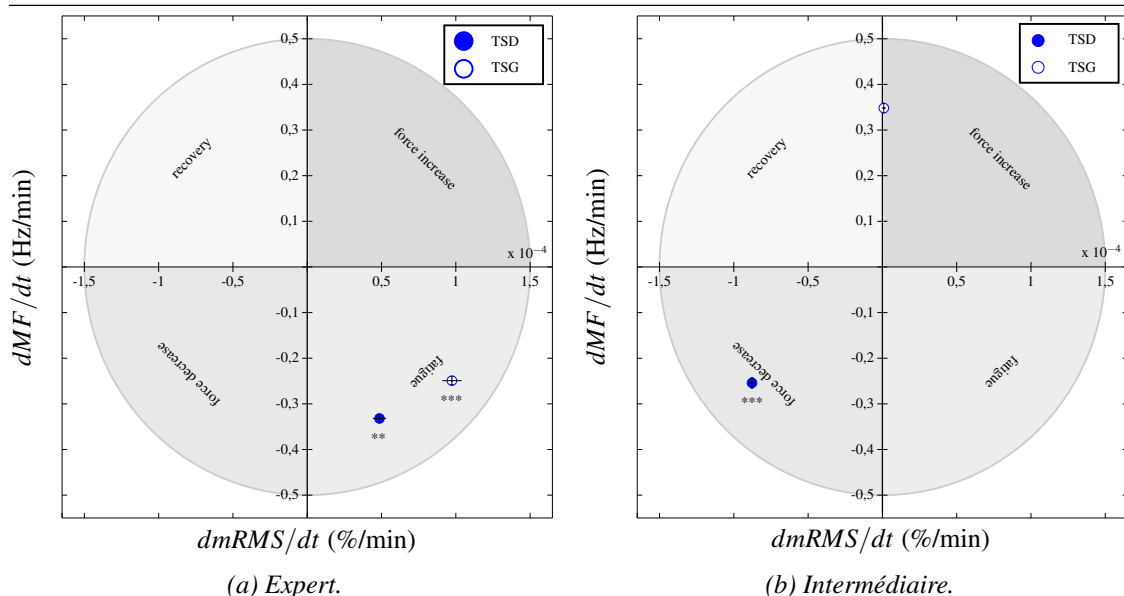


Figure 3.41 – Etats musculaires en fin d’anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs en configuration standard comparés entre deux chirurgiens.

diminution de force tandis que le faisceau supérieur du trapèze gauche est à la limite de la récupération et de la force croissante. A noter que la significativité du point correspondant au trapèze supérieur gauche n’est pas avérée. Néanmoins, l’analyse de l’évolution de l’état musculaire (début du temps d’analyse : 240 s) montre que le bras droit du chirurgien intermédiaire présente un état de fatigue au cours de l’exercice mais que celui-ci ne perdure pas (Figure 3.42). Si l’on ne s’intéresse qu’aux points dont la p-value est significative, il est possible de noter qu’en fin d’exercice, les deux muscles ne sont pas en état de fatigue. Il est difficile de conclure sur les changements d’état au cours de l’exercice pour lesquels les p-value sont supérieures au seuil de significativité fixé à 0,1. Le temps de fin d’analyse est de 24 min.

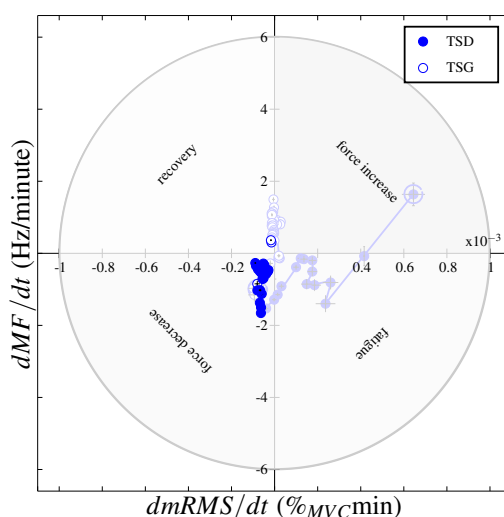


Figure 3.42 – Evolution de l’état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d’exercice d’anastomose vésico-urétrale en configuration standard pour le chirurgien intermédiaire (JASA évolutif).

Cela est également visible sur le diagramme séquentiel implémenté toutes les 4,5 min avec un glissement de 30 s entre chaque point du diagramme (Figure 3.43). Le temps de fin de l’analyse est de 22 min.

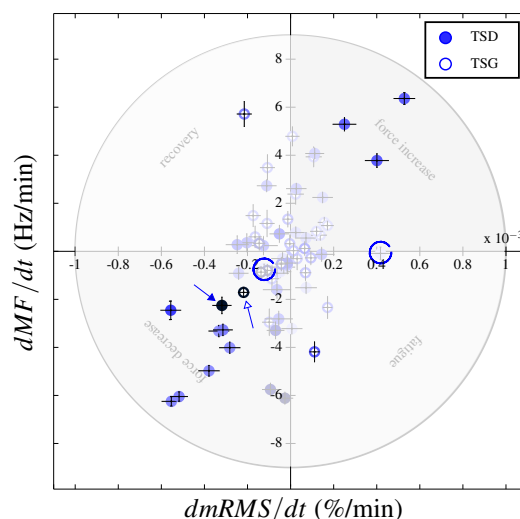


Figure 3.43 – Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en configuration standard pour le chirurgien intermédiaire (JASA séquentiel).

Sur cette analyse par portion d'exercice, chaque trapèze présente, sur un laps de temps plus ou moins long, un état de fatigue musculaire. Néanmoins, celui-ci ne perdure en fin d'exercice ni pour le trapèze gauche ni pour le trapèze droit en configuration standard. Cela peut connoter un recrutement de nouvelles fibres musculaires ou une récupération des fibres contractées.

La différence observée entre le chirurgien expert et le chirurgien intermédiaire en termes de survenue de fatigue musculaire peut être liée à deux phénomènes. D'une part, le chirurgien intermédiaire a développé une technique ou une attitude qui lui permet de soulager ses épaules au cours de sa pratique chirurgicale notamment en adoptant une posture relâchée. D'autre part, il bénéficie des effets de sa taille qui lui permet de surplomber la table opératoire et donc d'avoir les épaules abaissées au cours du geste. Il y a donc couplage de la stratégie et de la morphologie.

Les autres muscles sont ensuite comparés entre les deux chirurgiens (Figure 3.44). Pour les muscles du carpe, il est possible de voir que des états musculaires similaires sont observés entre les deux chirurgiens avec une absence de fatigue pour le poignet situé dans l'axe de l'avant-bras (gauche) et une fatigue pour le poignet droit qui est généralement fléchi au cours de l'exercice. L'extenseur du carpe est alors sollicité comme stabilisateur de l'articulation.

Pour les fléchisseurs superficiels des doigts, des états musculaires inversés sont observés entre les deux chirurgiens. Une fatigue est présente au niveau de la main gauche du chirurgien expert et droite du chirurgien intermédiaire. Cela peut provenir de la prise en main de chaque instrument qui dépend du chirurgien. Pour les éminences thénar, le même comportement est observé avec une fatigue sur le pouce droit uniquement. Il s'agit du pouce correspondant à l'instrument le plus manipulé en configuration standard.

Pour conclure, en configuration standard, deux chirurgiens experts dans cette technique chirurgicale présentent des états musculaires différents liés à leur pratique mais également à leur posture. Le niveau d'expertise n'intervient pas dans cette analyse puisque les deux chirurgiens sont experts en laparoscopie standard. La comparaison des activités et de la fatigue musculaires qu'ils présentent à l'issue d'une configuration de travail pour laquelle leurs niveaux d'expertise ne sont pas les mêmes permet de comprendre comment celui-ci influe sur le risque d'apparition de TMS.

Ceci fait l'objet de la partie suivante, qui étudie la configuration Dex pour laquelle les chirurgiens ont des profils expert ou intermédiaire.

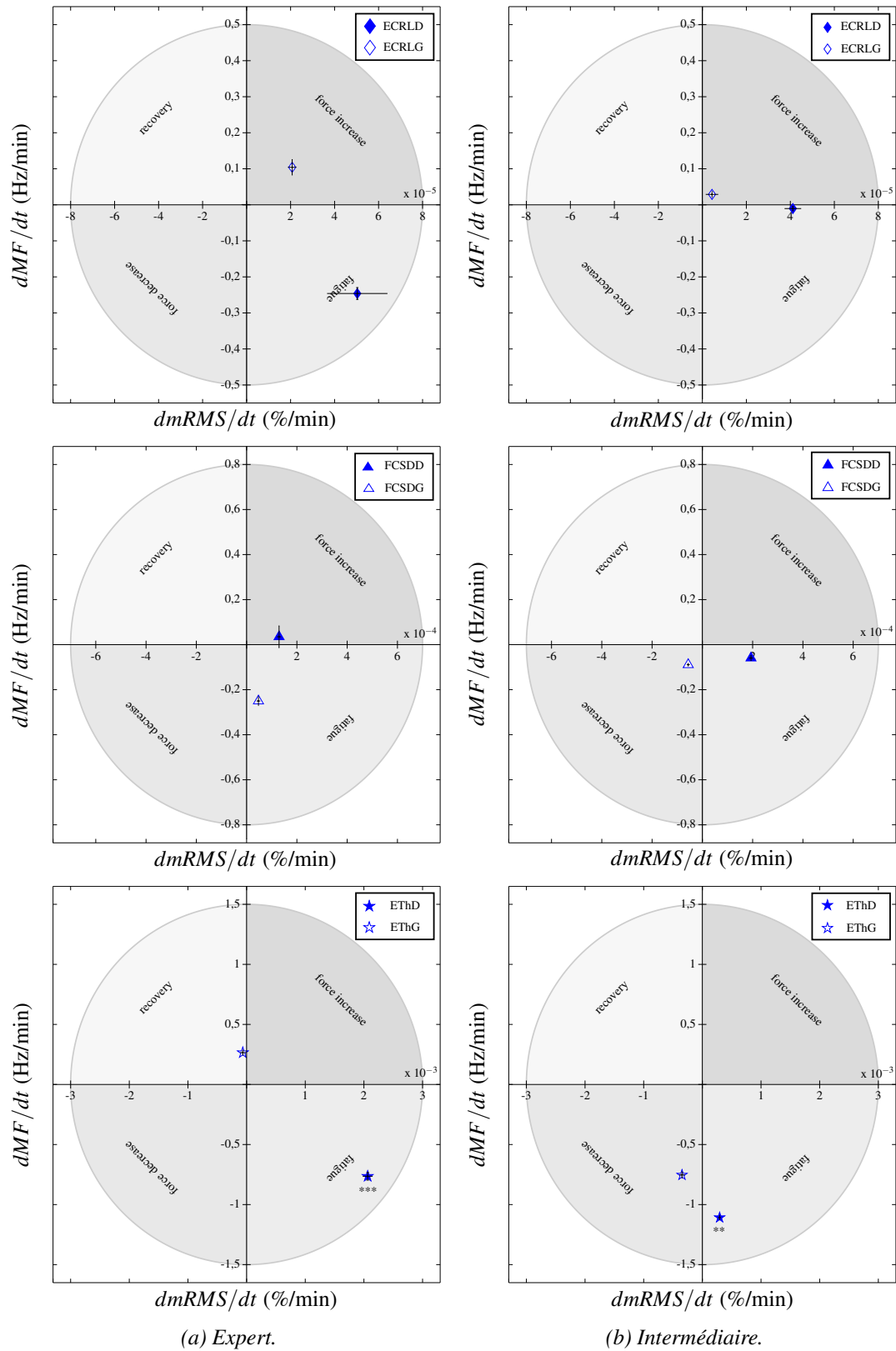


Figure 3.44 – Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les extensor carpi radialis longus, les fléchisseurs communs superficiels des doigts et la colonne du pouce en configuration standard comparés entre deux chirurgiens.

### Configuration Dex

L'exercice réalisé en configuration Dex par le chirurgien intermédiaire dure environ 31 min. L'écart relatif sur les durées de réalisation des exercices est de moins de 23 % entre les deux configurations. Pour le chirurgien intermédiaire, seul le fléchisseur commun superficiel des doigts droit présente une fatigue. Cela peut être lié au fait qu'il a une prise en main forte sur l'instrument motorisé dont il ne maîtrise pas encore complètement la manipulation et les commandes. Les résultats obtenus sur l'exercice de suture par la méthode JASA sont présentés sur les Figures 3.45 et 3.46.

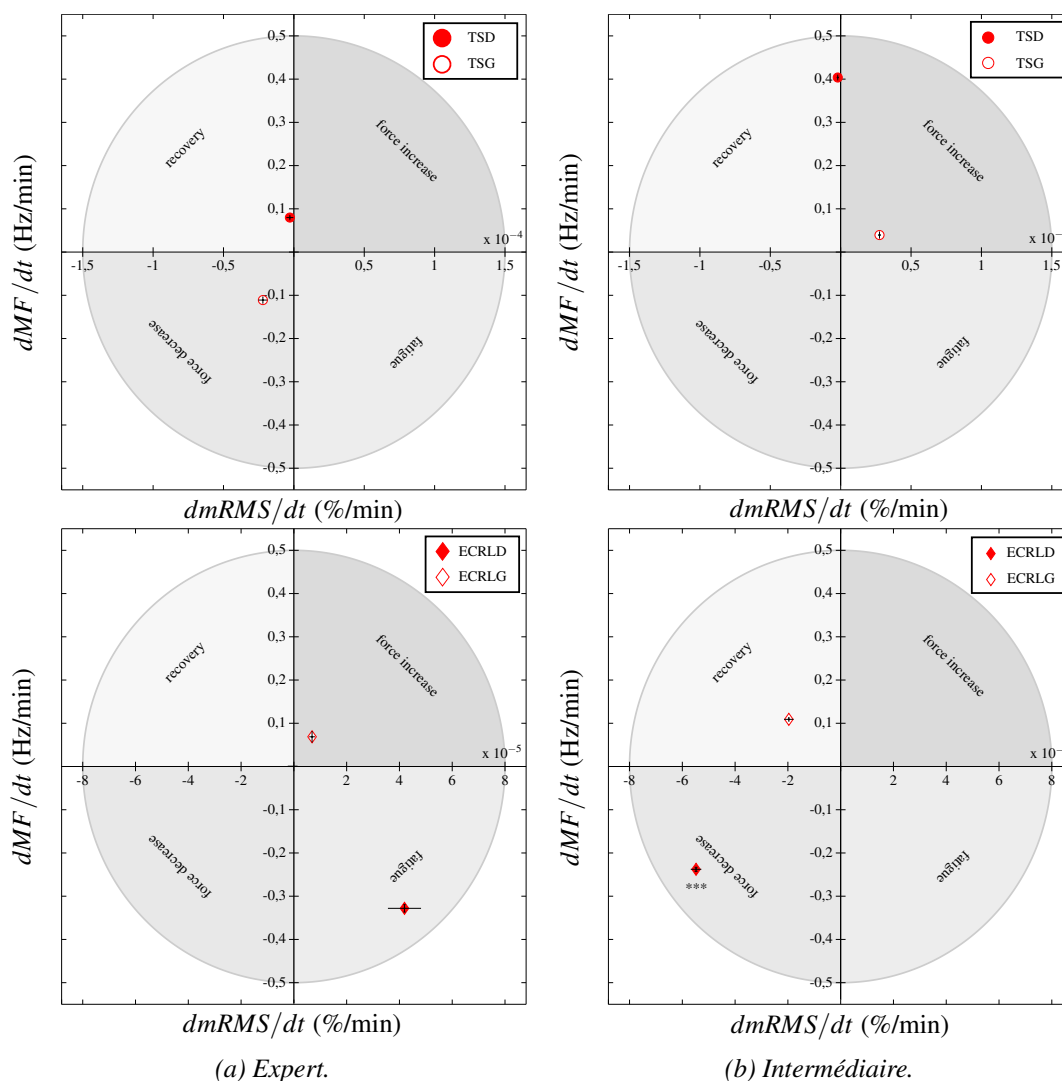


Figure 3.45 – Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs et des extensor carpi radialis longus en configuration Dex comparés entre deux chirurgiens.

A partir de l'analyse JASA totale on dispose de l'état moyen de chaque muscle mais on ne sait pas à quel moment de la tâche le processus de fatigue survient, si c'est le cas. Une analyse complémentaire en JASA séquentiel permet de le voir (Figure 3.47). Cette analyse est conduite sur 22 min.

Bien que le chirurgien intermédiaire utilise davantage son instrument gauche au cours de cet exercice qu'en configuration standard, il ne présente pas de fatigue sur les muscles de son côté non-dominant.

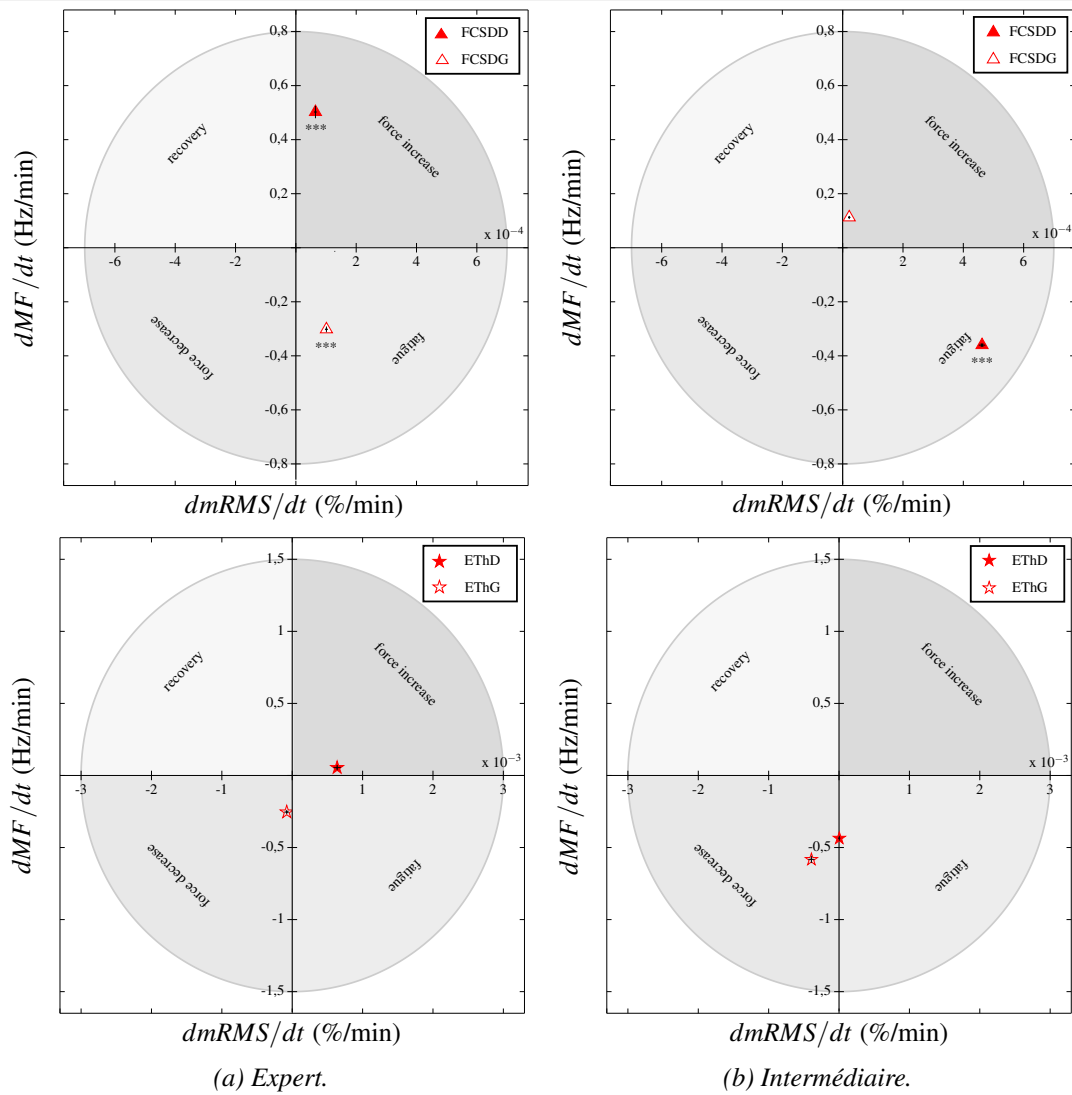


Figure 3.46 – Etats musculaires en fin d’anastomose vésico-urétrale pour les fléchisseurs communs superficiels des doigts et la colonne du pouce en configuration Dex comparés entre deux chirurgiens.

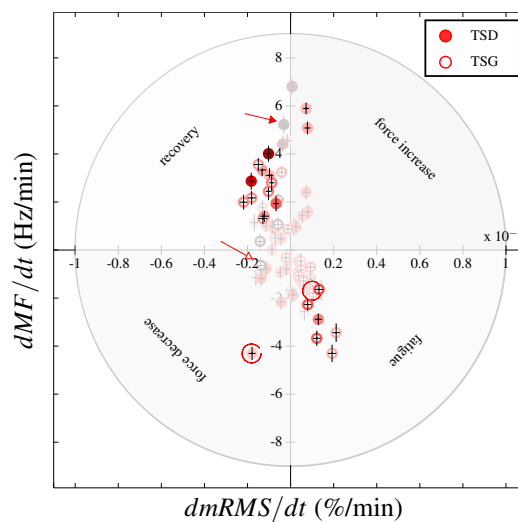


Figure 3.47 – Evolution de l’état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d’exercice d’anastomose vésico-urétrale en configuration Dex pour le chirurgien intermédiaire (JASA séquentiel).

### 3.4.3.3 Conclusion sur l'influence de l'expertise sur le geste et le confort

Pour des niveaux d'expertise différents dans une configuration de travail donnée, ici la configuration Dex, les comportements diffèrent en fonction du chirurgien. Le chirurgien expert utilise davantage l'instrument motorisé pour effectuer son geste. Il bénéficie donc des apports de l'instrument en termes de mobilité distale et de positionnement du membre supérieur favorisé par la poignée articulée. Le chirurgien intermédiaire recourt davantage à l'instrument standard montrant qu'il est plus à l'aise dans une stratégie de travail ambidextre que d'emploi des commandes du nouvel instrument pour effectuer sa suture.

#### 3.4.3.3.1 Geste opératoire

Comme cela a été vu dans le Tableau 3.8, l'expertise a une influence sur la réalisation des exercices et notamment sur le résultat obtenu en fin de suture. Une tendance montre des notes supérieures en configuration standard qu'en configuration Dex et supérieures pour le chirurgien expert que le chirurgien intermédiaire.

Le chirurgien expert, du fait de son appartenance longue au projet, a davantage l'habitude du travail sur ce *pelvitrainer* ; cela peut expliquer le fait qu'il a réalisé des sutures plus régulières que le chirurgien intermédiaire. Ce dernier a rencontré des difficultés au moment de l'insertion de l'aiguille dans le matériau fantôme qui ne réagit pas de la même manière que le tissu humain (glissement de l'aiguille en surface, déchirement du tissu), ce qui explique les scores bas obtenus.

Les écarts relatifs entre les notes obtenues pour un même chirurgien, dans les deux configurations de travail, sont analysés, faisant ainsi abstraction de la difficulté liée au *pelvitrainer* rencontrée au cours de l'exercice, qui est la même pour les deux configurations. Le cas standard est considéré comme la configuration de référence. L'écart relevé entre les configurations de travail pour le chirurgien expert est plus faible (12,5%) que celui relevé pour le chirurgien intermédiaire (45%). Cela montre que, comme cela est supposé en début d'analyse, le niveau d'expertise joue sur la réalisation du geste et notamment sur le résultat obtenu. Le système de notation permet d'identifier le travail du chirurgien non expérimenté pour lequel effectuer la suture avec un instrument dont il a une maîtrise incomplète complexifie sa tâche et le conduit à un résultat moins bon.

#### 3.4.3.3.2 Confort opératoire

Les niveaux d'expertise dans une technique particulière influent sur le confort opératoire pour un même chirurgien si deux configurations de travail sont comparées.

En termes d'activité musculaire, le chirurgien expert sollicite moins les muscles étudiés en configuration Dex qu'en configuration standard alors que le chirurgien intermédiaire montre une augmentation des sollicitations sur son membre non-dominant. Ces derniers résultats montrent le fait que le chirurgien intermédiaire est plus à l'aise avec l'instrument standard qu'avec l'instrument à actionnement mécatronique et qu'il va davantage développer son ambidextrie dans une configuration qu'il maîtrise moins. Cela corrobore également les commentaires faits au cours de la séance.

Pour le chirurgien expert, la fatigue musculaire observée pour la plupart des muscles en configuration standard n'est pas présente en fin d'exercice en configuration Dex. Ainsi, il y a réduction

du risque de développement de TMS en configuration Dex. Le chirurgien intermédiaire, quant à lui, ne développe pas de fatigue quelle que soit sa configuration de travail. Le relâchement de sa posture observée au cours de sa pratique professionnelle a donc une influence bénéfique confirmée par l'analyse *JASA*.

Si les chirurgiens sont comparés entre eux pour la configuration de travail standard, le chirurgien expert présente une fatigue qui n'est pas retrouvée chez le chirurgien intermédiaire. En plus d'une rectitude marquée au cours de la réalisation de sa tâche professionnelle, non observée chez le chirurgien intermédiaire, dont la posture est relâchée, le chirurgien expert est de plus petite taille ce qui lui impose de surélever ses membres supérieurs pour effectuer le geste opératoire pour une même hauteur du poste de travail. Ceci contraint davantage ses muscles. Pour le chirurgien de plus petite taille, le Dex semble apporter une solution concrète à son confort en compensant les contraintes morphologiques pesant sur ses groupes musculaires.

L'influence des dimensions anthropométriques (taille, longueurs des membres et des segments de membres) sur le confort du chirurgien en laparoscopie a été discutée par différents auteurs et notamment la hauteur relative de la table qui influence son positionnement et sa posture [Matern2001] [Van Veelen2002]. Des hauteurs de travail optimales ont été préconisées en tenant compte du type de poignée. En pratique, elles ne sont pas ou peu appliquées car les tables ne sont pas toujours adaptées à la chirurgie laparoscopique, notamment pour les personnels de bloc (chirurgiens et assistants) de petites tailles [Matern2009]. Nous souhaitons compléter ces études en appliquant le même protocole pour le Dex et ainsi proposer des solutions applicables dans les conditions du bloc.

### 3.4.4 Comparaison de différentes hauteurs de travail pour le chirurgien expert

L'analyse de l'influence de la hauteur de travail sur le confort du chirurgien a fait l'objet de la quatrième session de mesure. A l'issue de cette session, pour laquelle les exercices sont très courts (5 min), seule l'activité musculaire est évaluée.

#### 3.4.4.1 Activité musculaire

La mise en place de différentes hauteurs de travail correspondant à  $50\%h_{\text{coude}}$ ,  $60\%h_{\text{coude}}$ ,  $70\%h_{\text{coude}}$ ,  $80\%h_{\text{coude}}$  et  $90\%h_{\text{coude}}$ , comme décrit dans la partie 3.2.2.1.1, impose au chirurgien d'adopter différentes postures et donc de solliciter différemment ses membres supérieurs. Les Figures 3.48 et 3.49 montrent les postures du chirurgien expert pour les différentes hauteurs et pour les deux configurations de travail proposées. A noter que le chirurgien est davantage penché vers l'avant lors de l'exécution de l'exercice en configuration Dex pour la hauteur de travail minimale mise en œuvre. Nous observons que l'augmentation de la hauteur de table en configuration standard conduit (1) à l'élévation des épaules, (2) à une abduction de plus en plus forte du côté dominant ainsi que (3) à une rétropulsion pour limiter la flexion du poignet liée à l'inclinaison et la longueur de l'instrument et enfin (4) à une flexion de coude en rotation interne pour le bras controlatéral plus marquée. En configuration Dex, la poignée articulée permet de fléchir le coude tout en conservant la supination de la main et ainsi de limiter l'abduction de l'épaule.





Figure 3.48 – Postures du chirurgien pour des hauteurs de travail de 50, 60, 70 et 90 % $h_{coude}$ .



Figure 3.49 – Postures du chirurgien pour des hauteurs de travail en standard de 60, 70, 80 et 90 % $h_{coude}$  et en Dex de 50, 60, 70 et 80 % $h_{coude}$ .

Ces observations sont cohérentes avec les résultats des mesures sEMG traitées en termes d'activité musculaire (graphiques des Figures 3.50 et 3.51).

La Figure 3.50 présente l'activité musculaire des trapèzes supérieurs gauche et droit en fonction de la hauteur de la partie haute du *pelvitruiner* exprimée en pourcentage de la hauteur du coude pour le chirurgien expert. Si la tendance globale est une augmentation de l'activité avec la hauteur du champ opératoire, il existe des observations particulières pour chaque muscle et chaque configuration de travail.

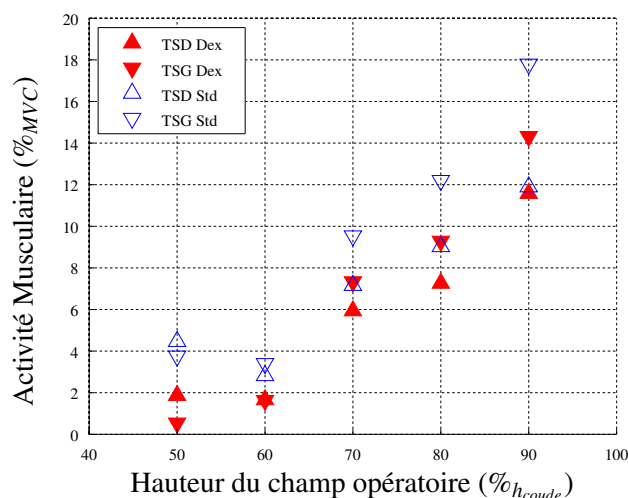


Figure 3.50 – Activités musculaires du faisceau supérieur des trapèzes droit et gauche pour différentes hauteurs de travail pour le chirurgien expert.

En configuration standard, pour le chirurgien expert, droitier, l'activité musculaire minimale des trapèzes est observée pour une hauteur de travail de  $60\%h_{coude}$ . A noter que les deux faisceaux supérieurs des trapèzes ont une activité quasi-équivalente pour cette hauteur de travail, puis plus la table est haute, plus l'activité musculaire relevée est forte, avec un écart qui se creuse entre les activités des muscles gauche et droit. La sollicitation musculaire des trapèzes est plus forte pour une hauteur de  $50\%h_{coude}$  que pour  $60\%h_{coude}$  mais reste faible car elle ne dépasse pas  $5\%MVC$ . Le trapèze supérieur droit a une activité musculaire plus forte que celle du gauche pour cette hauteur de travail, phénomène qui s'inverse lorsque la hauteur de travail augmente.

Avec l'instrument motorisé, l'activité du trapèze supérieur droit diminue très légèrement entre les hauteurs de travail  $50\%h_{coude}$  et  $60\%h_{coude}$ . Le trapèze supérieur gauche montre une activité croissante sur toute la plage des hauteurs de travail proposées pour la réalisation de l'exercice. Pour une hauteur de travail normalisée de  $60\%h_{coude}$ , les activités des deux muscles sont égales puis plus la hauteur de travail augmente plus l'activité des trapèzes est importante, celle du trapèze supérieur gauche augmentant plus fortement que celle du droit.

Quelle que soit la hauteur de travail, l'activité mesurée pour chaque muscle avec le Dex est inférieure à celle mesurée en configuration standard. Pour une hauteur de travail non favorable de  $90\%h_{coude}$ , les activités calculées pour le trapèze supérieur droit sont équivalentes. Néanmoins, l'apport pour le muscle controlatéral à cette hauteur de travail est nettement visible avec une réduction de l'activité musculaire d'environ  $20\%$  en écart relatif.

Ainsi, en laparoscopie standard, l'écart relatif en termes d'activité musculaire entre la hauteur de travail la moins favorable ( $90\%h_{coude}$ ) et la plus favorable ( $60\%h_{coude}$ ), est d'environ  $80\%$  pour le trapèze supérieur gauche et  $75\%$  pour le droit. En configuration Dex, l'écart relatif est de  $85\%$  pour le trapèze supérieur droit voire près de  $90\%$  pour le gauche entre ces mêmes hauteurs de travail.

Pour le faisceau latéral du deltoïde droit, la hauteur de travail optimale, c'est-à-dire celle sollicitant le moins les fibres musculaires, est de  $60\%h_{coude}$  dans les deux configurations de travail (Figure 3.51). Pour le faisceau antérieur, la hauteur de travail optimale en configuration standard est également de  $60\%h_{coude}$  contre  $70\%h_{coude}$  en configuration Dex.

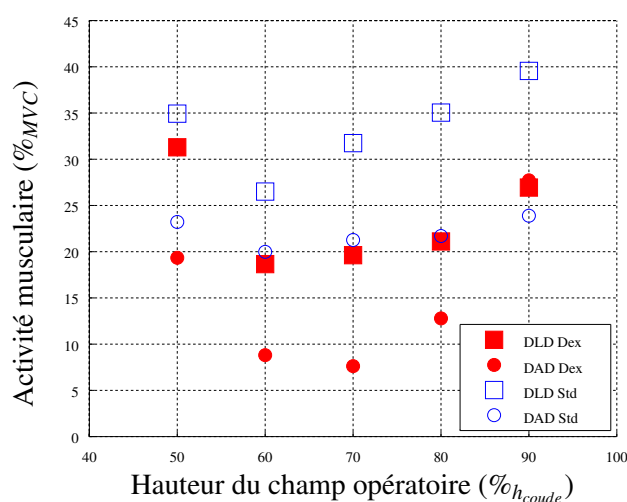


Figure 3.51 – Activités musculaires des faisceaux antérieur et latéral du deltoïde droit pour différentes hauteurs de travail.

Pour l'extenseur du carpe, les activités musculaires relevées sont toutes comprises entre 12 % $MVC$  et 20 % $MVC$  et ne semblent pas impactées par la hauteur de travail. Une activité élevée correspond à une sollicitation du poignet en extension. L'activité la plus faible en configuration standard est observée pour une hauteur de travail de 70 % $h_{coud\grave{e}}$  et 60 % $h_{coud\grave{e}}$  en configuration Dex.

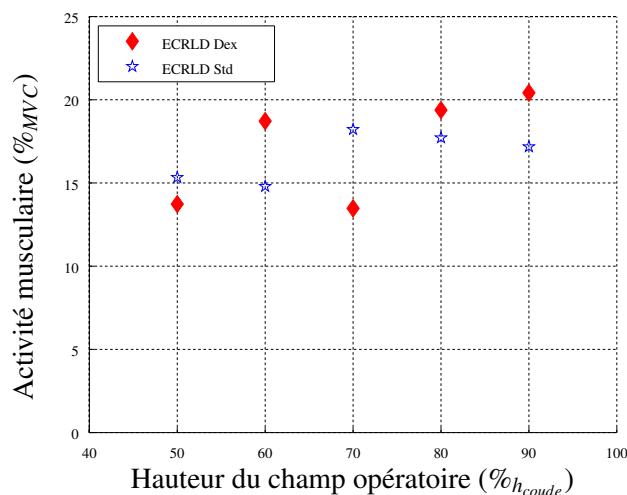


Figure 3.52 – Activités musculaires de l'extenseur du poignet pour différentes hauteurs de travail.

L'étude des séquences vidéo permet d'expliquer certains des résultats détaillés précédemment par l'analyse de la posture du chirurgien expert. Ainsi, en configuration standard, si le mur abdominal est placé à 50 % $h_{coud\grave{e}}$ , le chirurgien expert a tendance à se pencher en avant et donc à redresser la tête pour avoir une vision optimale de l'écran. Cette extension de la nuque sollicite les faisceaux supérieurs des muscles trapèzes gauche et droit du chirurgien, ce qui peut expliquer la différence d'activité musculaire des trapèzes observée sur la Figure 3.50 avec la hauteur de travail 60 % $h_{coud\grave{e}}$ . En configuration Dex, le chirurgien expert n'incline pas autant sa nuque qu'en configuration standard pour cette hauteur de travail minimale. La contraction du trapèze dépend donc dans ce cas principalement de la sollicitation de l'épaule plus importante à droite qu'à gauche. Ce phénomène peut être lié à l'action antagoniste du muscle à l'abaissement de l'épaule.

Pour les deux instruments, le chirurgien expert adopte une position neutre de la tête (hormis pour la position la plus basse comme vu précédemment), ou du moins similaire entre les essais. Une élévation des épaules est observée lorsque la hauteur de travail augmente. Au niveau du bras droit elle est concomitante à une abduction et donc moindre en regard du bras gauche qui est plaqué le long du corps et donc mobile uniquement dans l'axe vertical. Pour permettre un bon alignement de l'instrument avec le trocart lorsque la hauteur de travail augmente, le chirurgien a tendance à élever l'épaule gauche sollicitant fortement le faisceau supérieur du trapèze.

Lorsque les configurations standard et Dex sont comparées, pour les différentes hauteurs de travail, la sollicitation du bras droit en configuration Dex est toujours inférieure à celle observée en configuration standard. Ceci montre que les conclusions tirées lors de la session 3 sont valables même lorsque l'environnement de travail est modifié. Ce phénomène est notamment dû à la poignée articulée du Dex qui permet au chirurgien de positionner son membre supérieur en adduction, épaule abaissée et en antépulsion réduite lorsqu'il manipule l'instrument et ce quelle que soit la hauteur de table. Le bras gauche, manipulant un instrument standard quelle que soit la configuration de travail, est quant à lui moins sollicité en configuration Dex qu'en configuration

standard car le chirurgien expert recourt principalement à l'instrument articulé pour effectuer son geste. C'est donc son bras dominant qui va réaliser la majorité des gestes nécessaires à l'exécution de l'exercice. Malgré cela, comme vu précédemment, l'activité musculaire du bras dominant du chirurgien expert reste inférieure en configuration Dex par rapport à la configuration standard.

L'élévation de la table, couplée à la position pelvienne du chirurgien vis-à-vis du *pelvitrainer*, impose une abduction de l'épaule de plus en plus forte sur le bras droit entraînant une augmentation de l'activité musculaire du faisceau latéral du deltoïde aussi bien en configuration standard qu'en configuration Dex. Néanmoins, la sollicitation reste inférieure en Dex car l'articulation de la poignée favorise l'adduction de l'épaule du chirurgien quelle que soit la hauteur de travail.

L'augmentation de l'activité musculaire du deltoïde latéral pour une hauteur de travail moindre ( $50 \%_{h_{coudée}}$ ) est concomitante à une posture particulière du chirurgien : flexion du tronc vers l'avant avec le bras très latéralisé. Ce phénomène est observé à la fois pour les deux configurations de travail.

La posture pelvienne impose au chirurgien une abduction de son bras dominant principalement dans son plan frontal. Cependant, pour certaines hauteurs de travail, une antépulsion plus ou moins importante est observée. Cette antépulsion correspond à une activité musculaire du deltoïde antérieur de l'ordre de 20 à 25  $\%_{MVC}$  en standard quelle que soit la hauteur de travail avec une augmentation néanmoins progressive à partir de 60  $\%_{h_{coudée}}$ . Avec l'instrument motorisé, une antépulsion est observée pour la hauteur de travail la plus faible. L'activité du deltoïde antérieur diminue fortement, pour atteindre son minimum à 70  $\%_{h_{coudée}}$  avant d'augmenter fortement au point de dépasser l'activité musculaire mesurée en configuration standard pour une hauteur de travail de 90  $\%_{h_{coudée}}$ . Selon les recommandations faites en ergonomie, une sollicitation musculaire en antépulsion inférieure à 60° est moins délétère qu'une posture maintenue en abduction à plus de 60° et notamment pour les muscles de la coiffe des rotateurs, zone anatomique souvent atteinte par les TMS chez les chirurgien laparoscopistes (cf. Figure 3.3). Il est donc recommandé d'utiliser un instrument qui limitera l'abduction, même s'il induit une antépulsion, qui devra rester en dessous d'une certaine limite, pour accroître le confort opératoire.

Une activité musculaire forte du long extenseur radial du carpe peut être liée à une mobilité accrue du poignet ou à une contraction continue, imposée inversement par un manque de mobilité positionnant le poignet en extension. La poignée type *axial handle* de l'instrument standard place le poignet dans l'axe de l'avant-bras alors que la poignée articulée du Dex offre lui plus de mobilité permettant ainsi au chirurgien de mouvoir sa main dans un plus large spectre d'orientations. Pour disposer d'une déflexion droite-gauche de l'outil en intracorporelle, la poignée est positionnée avec les commandes vers le haut ou vers l'arrière plaçant le poignet en extension, ce qui peut expliquer une sollicitation importante du muscle correspondant. Cela va dans le sens des conclusions tirées à l'issue de la session 3. Pour la hauteur de travail que le chirurgien adopte généralement au bloc opératoire, estimée d'après ses indications à 70  $\%_{h_{coudée}}$ , l'activité musculaire du poignet est moindre en Dex.

Pour conclure, au vu des écarts relatifs importants relevés (plus de 80 %), notamment pour le trapèze, entre les activités musculaires mesurées pour différentes hauteurs de travail, nous préconisons de régler la hauteur de table en fonction de la taille du chirurgien en amont de l'intervention et au besoin en cours d'intervention pour réduire les sollicitations musculaires et accroître le confort opératoire.

### 3.4.4.2 Proposition d'une hauteur de travail optimale

Pour l'instrument standard, les conclusions de notre étude montrent que la hauteur de table optimale est celle qui permet un positionnement du mur abdominal du patient à 60 % de la hauteur du coude du praticien. Les activités musculaires les plus basses sont relevées pour les trapèzes supérieurs, et les faisceaux latéral et antérieur du deltoïde dominant, pour cet environnement de travail.

Van Veelen *et al.* indiquent une hauteur de travail optimale telle que le champ opératoire se situe entre 70 % et 80 % de la hauteur du coude du praticien, ce qui diffère légèrement de nos résultats. Ils utilisent un diamètre abdominal du patient compris entre 31 et 36 cm pour leur analyse, alors que dans nos expériences la profondeur du *pelvitainer* n'est que de 18 cm. La hauteur relative du site opératoire, situé au fond du *pelvitainer*, par rapport au coude du chirurgien est cohérente entre les deux approches comme l'attestent les hauteurs de table équivalentes (cf. Figure 3.53).

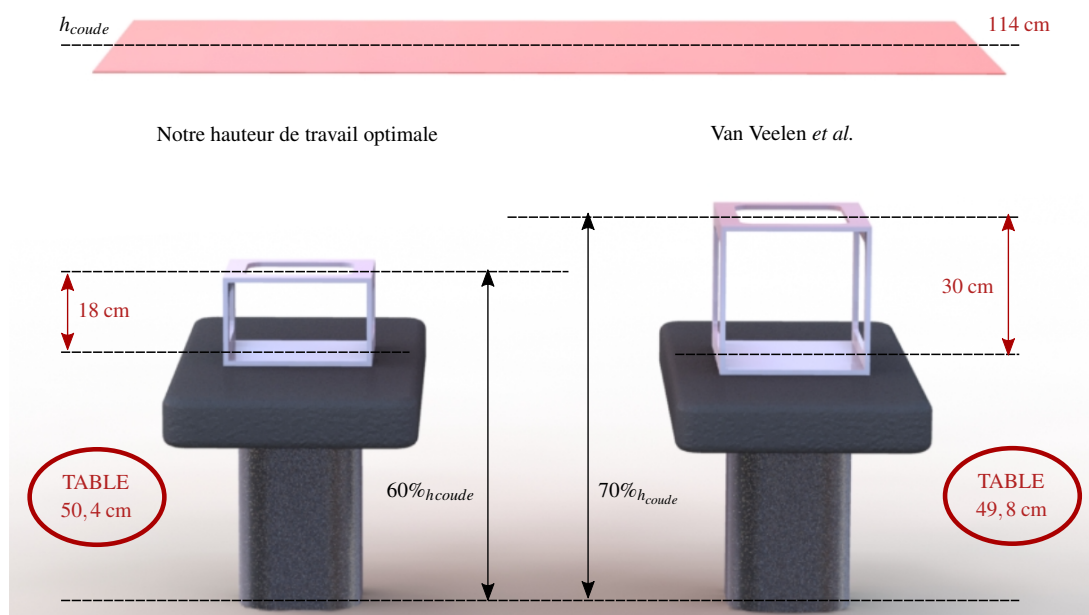


Figure 3.53 – Equivalence entre les recommandations faites pour les hauteurs de travail.

Pour la configuration Dex, la hauteur optimale qui minimise l'activité musculaire n'est pas la même pour chaque muscle. Pour les trapèzes supérieurs, l'activité est minimale lorsque le mur abdominal est placé à 50 % voire 60 % de la hauteur du coude du chirurgien alors que pour les faisceaux latéral et antérieur du deltoïde, les valeurs 60 % et 70 % respectivement sont obtenues.

Comme il vaut mieux privilégier une réduction de l'abduction que de l'antépropulsion, pour moins solliciter la coiffe des rotateurs, la hauteur de travail optimale en configuration Dex (pour un *pelvitainer* de 18 cm de haut) est préconisée à 60 % de la hauteur du coude. Cela correspond à une hauteur de table de 50 cm pour le chirurgien expert. Cette préconisation n'est pas compatible avec la plupart des tables disponibles au bloc opératoire.

### 3.4.4.3 Conclusion

Dans chacune des situations de travail mise en œuvre, correspondant à des hauteurs de mur abdominal allant de 50 % à 90 % de la hauteur du coude, l'analyse des mesures sEMG pour le chirurgien expert montre que la configuration standard sollicite davantage les muscles que la configuration Dex en termes d'activité musculaire, hormis pour le deltoïde antérieur droit pour la hauteur de travail la plus élevée. Néanmoins, une antépulsion étant moins délétère qu'une abduction pour la coiffe des rotateurs, le recours à l'instrument articulé et motorisé dans cet environnement de travail reste plus bénéfique pour le chirurgien que la configuration standard.

Enfin, nous avons préconisé une hauteur de travail optimale pour la pratique chirurgicale avec le Dex comme cela a déjà été fait dans la littérature pour d'autres instruments de laparoscopie standard selon l'orientation de leur poignée.

## 3.5 Conclusion

Nous avons choisi d'étudier le confort opératoire au travers de méthodes permettant d'analyser la fatigue musculaire en nous focalisant sur le poste de travail, notamment en ce qui concerne l'instrument et la hauteur de travail.

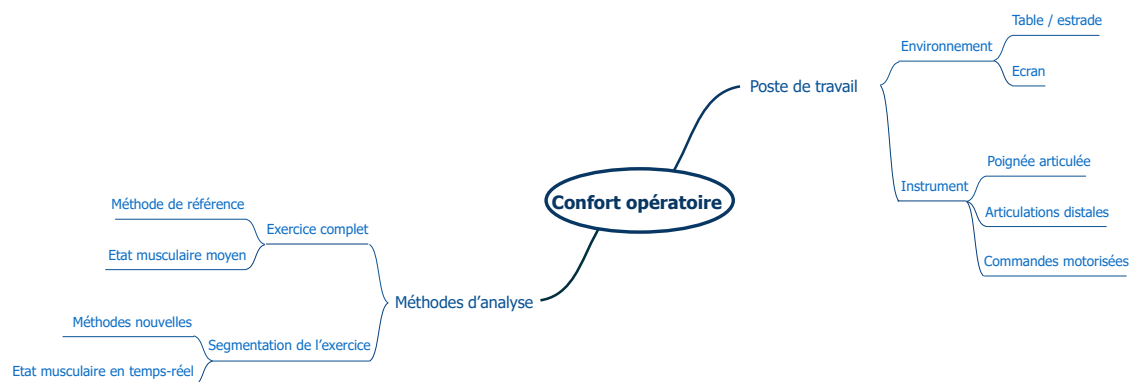


Figure 3.54 – Carte heuristique de caractérisation du confort opératoire.

### 3.5.1 Conclusion sur les méthodes proposées

La méthode *JASA* telle que décrite par Hägg *et al.*, s'intéresse à l'état musculaire sur la globalité d'une tâche professionnelle. Dans le but d'observer plus finement l'influence d'une configuration de travail et notamment dans les réarrangements successifs qui se produisent pour maintenir une sollicitation musculaire suffisante à l'exécution de la tâche, nous avons proposé deux méthodes. La première dite *JASA* évolutive, réalisée dans notre étude toutes les 30 s, permet de considérer l'intégralité de l'exercice depuis son commencement et donc d'obtenir l'état muscu-

laire moyen de chaque muscle. C'est une information intéressante en clinique, qui intègre tout l'exercice et permet de signaler en temps-réel l'apparition d'un phénomène de fatigue musculaire. Cependant, elle ne permet pas d'étudier finement ce qu'il se passe au niveau du muscle. Pour ce faire, une seconde méthode, dite *JASA* séquentielle, qui étudie l'exercice par portion sur des intervalles glissants, a été proposée. Elle permet de décrire l'évolution probable de l'état musculaire au cours d'un exercice (augmentation de force, diminution de force, fatigue). Il est donc possible de faire un parallèle entre les résultats obtenus grâce à cette méthode, sous la forme de diagrammes *JASA* séquentiels, et les phénomènes physiologiques survenant au niveau du muscle au cours de l'exercice et menant ou non à l'apparition de fatigue. Ce parallèle est représenté dans la Figure 3.55.

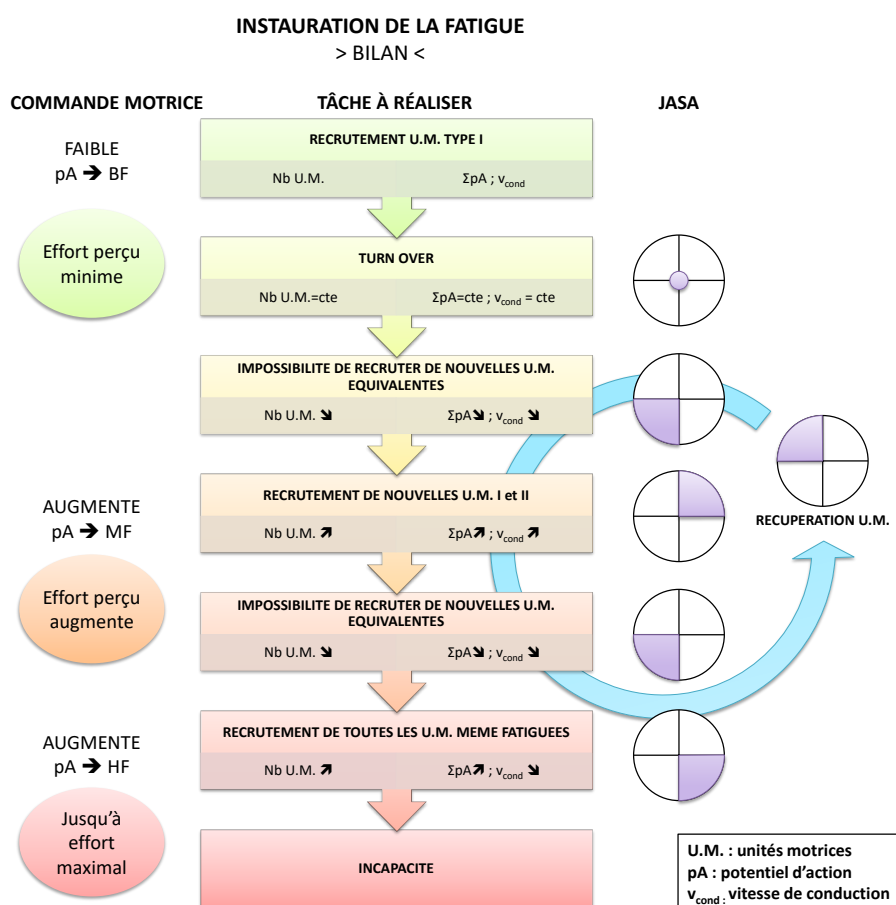


Figure 3.55 – Instauration des différents états musculaires et apparition de la fatigue - bilan *JASA* segmentaire / recrutement des fibres.

Une meilleure visibilité de l'influence de l'instrument sur la sollicitation musculaire au cours de l'exercice est donc permise par cette méthode séquentielle. Implémentée en temps-réel, elle permet des calculs plus rapides que la précédente mais les variations des états sont très rapides, ne permettant pas forcément de conclure à une fatigue du muscle sur un seul point. Une analyse groupée évolutive, moyennant l'intégralité de l'exercice depuis son début, et séquentielle, fournissant l'état musculaire pour la portion temporelle de l'exercice en cours, permettrait d'indiquer au chirurgien de procéder à des exercices favorisant la récupération et donc limitant les effets délétères de l'instauration de fatigue, tels que les TMS.

### 3.5.2 Conclusion sur le Dex comme vecteur d'ergonomie

Le Dex permet de réduire la sollicitation musculaire et l'apparition de fatigue pour la plupart des muscles dans la totalité des exercices mis en place au cours de ces travaux de thèse. Il semble donc que le recours à un instrument motorisé et articulé présente des avantages en termes de confort opératoire. Pour accroître l'apport du Dex d'un point de vue du confort, il est nécessaire d'en avoir une bonne maîtrise comme le montre l'étude comparative entre les chirurgiens expert et intermédiaire.

Les estrades classiquement disponibles sur le marché mesurent entre 15 et 20 cm. Lorsque le chirurgien expert utilise une estrade de 20 cm, il réduit sa hauteur de travail relative d'environ  $20\%_{h_{coudée}}$ . Ainsi, il est possible de comparer l'influence de l'utilisation du Dex et de celle d'une estrade sur la sollicitation musculaire (Figure 3.56).

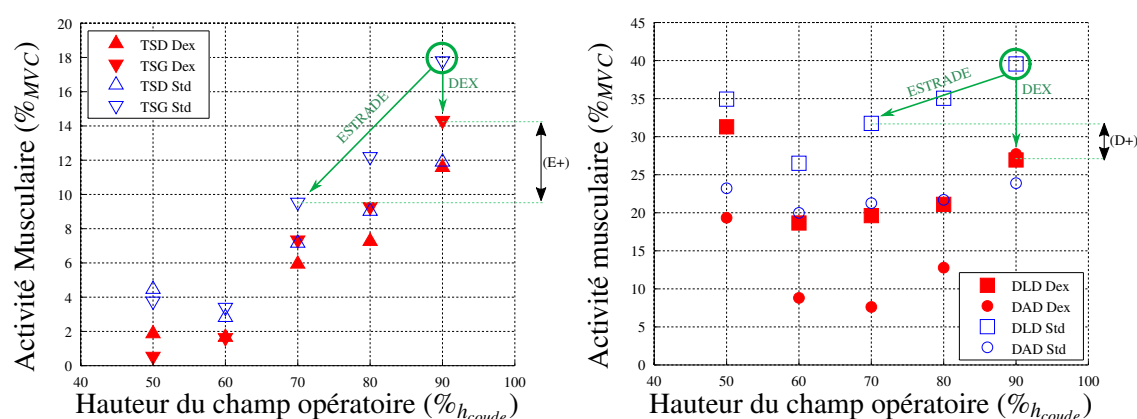


Figure 3.56 – Comparaison d'activité musculaire lors de l'utilisation d'une estrade ou du Dex avec E+ : comparaison en faveur de l'estrade, D+ : comparaison en faveur du Dex.

A partir des résultats obtenus pour le chirurgien expert, nous pouvons conclure que pour réduire les sollicitations des trapèzes supérieurs, il est préférable d'avoir recours à une estrade plutôt qu'à un nouveau type d'instrument, le cas optimal étant de pouvoir bénéficier des deux simultanément. En revanche, pour réduire les activités musculaires du faisceau latéral du deltoïde du côté dominant, il est préférable d'utiliser le Dex qui offre, du fait de sa poignée articulée, la possibilité de réduire fortement l'abduction et donc de diminuer les contraintes s'exerçant sur la coiffe des rotateurs souvent siège de douleurs chez le chirurgien laparoscopiste. La même conclusion peut être tirée pour le faisceau antérieur hormis pour la hauteur de travail maximale. Il est à noter que le profil d'activités musculaires obtenu pour les muscles des épaules est cohérent avec les profils de douleurs et d'efforts perçus au cours des différents exercices pratiqués avec l'instrument Dex (Tableau B.4). Pour l'instrument standard, il est difficile d'extrapoler car les scores VAS et Borg n'ont pas été relevés pour deux des exercices.

Les résultats présentés dans ce chapitre ont été vérifiés sur un voire deux chirurgiens selon les sessions de mesure et doivent être corroborés par d'autres campagnes de mesures sur des chirurgiens de profils variés et de morphologies différentes.





## AELI : nouvel instrument de laparoscopie

*Change en fonction de ton adversaire...*

Gichin Funakoshi, Précepte 13

*... ou comment concevoir un instrument pour qu'il s'adapte à chaque situation.*

### Sommaire

---

<b>4.1</b>	<b>Etude cinématique de l'instrument Dex™</b>	<b>135</b>
4.1.1	Instrument actuel	135
4.1.2	Proposition d'évolution de cet instrument	135
<b>4.2</b>	<b>Conception d'un nouvel instrument</b>	<b>135</b>
4.2.1	Cinématique	135
4.2.2	Interface utilisateur	135
4.2.3	Mise en œuvre du modèle	135
<b>4.3</b>	<b>Mise en œuvre du nouvel instrument</b>	<b>135</b>
4.3.1	Etude de faisabilité	135
4.3.2	Vers le prototype fonctionnel	136
<b>4.4</b>	<b>Conclusion</b>	<b>136</b>

---



## **4.1 Etude cinématique de l'instrument Dex™**

[...confidentiel...]

### **4.1.1 Instrument actuel**

[...confidentiel...]

### **4.1.2 Proposition d'évolution de cet instrument**

[...confidentiel...]

## **4.2 Conception d'un nouvel instrument**

[...confidentiel...]

### **4.2.1 Cinématique**

[...confidentiel...]

### **4.2.2 Interface utilisateur**

[...confidentiel...]

### **4.2.3 Mise en œuvre du modèle**

[...confidentiel...]

## **4.3 Mise en œuvre du nouvel instrument**

[...confidentiel...]

### **4.3.1 Etude de faisabilité**

[...confidentiel...]

### **4.3.2 Vers le prototype fonctionnel**

[...confidentiel...]

## **4.4 Conclusion**

[...confidentiel...]

## Conclusion générale et perspectives

La chirurgie mini-invasive offre des pistes de recherche nombreuses afin de proposer des environnements de travail optimisés aux praticiens. En effet, au cours des procédures effectuées en utilisant cette technique chirurgicale, les gestes intracorporels sont contraints par l'insertion ponctuelle de l'instrument dans le patient, par la mobilité limitée de sa partie distale non-articulée, par la visibilité restreinte et indirecte du site opératoire et par la hauteur de table non-adaptée pour la majorité des praticiens. Ces limites sont autant d'enjeux et de verrous scientifiques, techniques mais aussi ergonomiques, à lever pour les concepteurs de dispositifs médicaux.

La dimension technique s'attache à proposer des instruments offrant un gain de mobilité et d'intuitivité. Des instruments mécaniques articulés, offrant un espace de travail plus important mais avec des prises en main peu ergonomiques, aux plateformes télémanipulées, permettant des gestes opératoires d'une grande précision mais coûteuses et encombrantes, les évolutions techniques ont été nombreuses. Elles ont été permises notamment par les progrès de la micro-mécanique et de la robotique, par la miniaturisation des composants et par l'essor des télécommunications. Chacune présente ses avantages, ses inconvénients et ses spécificités [Anderson2016] [Zahraee2012]. Des solutions mécatroniques articulées et motorisées sont progressivement apparues sur le marché, offrant l'avantage de la maniabilité des outils distaux par des commandes motorisées à un coût réduit, tout en permettant au chirurgien de rester localisé au pied du patient.

La dimension ergonomique, quant à elle, s'intéresse plutôt à la pratique professionnelle dans son ensemble. L'objectif est d'offrir au chirurgien un confort accru en lui apportant des instruments et matériels adaptés à son poste de travail. En lui procurant une posture moins délétère pour ses structures musculosquelettiques ainsi que davantage de liberté de mouvement, ces dispositifs contribuent à réduire le risque de développement de TMS [INRS2015]. Ainsi, par exemple, la littérature préconise au chirurgien d'utiliser une estrade, lors de sa pratique au bloc afin d'éviter l'adoption de la posture *chicken-wings*, si la table sur laquelle il opère n'est pas adaptée à sa morphologie.

Au cours de ces travaux de thèse, ces deux dimensions ont été considérées. A partir de l'état de l'art des instruments développés pour répondre aux problématiques opératoires rencontrées par les chirurgiens laparoscopistes, décrit dans le Chapitre 2, nous nous sommes intéressés à la pratique chirurgicale avec le Dex. Cet instrument pluri-articulé et motorisé présente, en effet, des avantages

par rapport à ses concurrents directs, notamment une poignée articulée, qui favorise un positionnement du membre supérieur avec des inclinaisons articulaires non-délétères et une mobilité accrue. L'étude porte sur un geste de suture pratiqué au cours d'une anastomose vésico-urétrale. Ce geste est particulièrement contraignant à effectuer du fait des orientations à donner à l'outil distal et parce qu'il est réalisé en fin de procédure [Rosset-Lanchet2010]. Deux problématiques de travail ont été au cœur de l'étude : (1) quantifier le confort opératoire apporté par l'utilisation de cet instrument par rapport à un instrument classique, en se basant sur des critères d'analyse objectifs, et (2) optimiser les fonctions de l'instrument pour offrir au chirurgien [...confidentiel...] ce qui permettrait, en outre, de réduire ses sollicitations musculaires.

Dans le Chapitre 3, les méthodes d'analyse de l'activité et de la fatigue musculaires relevées dans la littérature ont été référencées, et certaines d'entre elles mises en œuvre, en vue de quantifier le confort opératoire de chirurgiens lors de leur pratique professionnelle. Des mesures sEMG ont été réalisées sur des exercices conçus pour représenter la pratique opératoire. La méthode *JASA*, destinée à caractériser l'état musculaire, a été décrite au début des années 2000 mais est encore peu utilisée en pratique [Hägg2000]. L'analyse de nos mesures sEMG à l'aide de cette méthode aboutit à des résultats intéressants mais dont la significativité statistique n'est pas toujours avérée ( $p\text{-value} > 0,1$ ). Il convient d'étudier de manière plus approfondie cette méthode afin de vérifier qu'elle est effectivement applicable à des gestes de longues durées non isométriques. Des méthodes alternatives, basées sur la même évaluation de l'état musculaire, sont proposées dans la littérature mais elles semblent plus complexes à mettre en œuvre et n'ont pas encore été utilisées par d'autres auteurs du domaine [Potes2008].

Nous avons proposé alors des évolutions de la méthode *JASA* en réalisant une analyse temporelle de l'état musculaire soit en incrémentant progressivement le nombre de points de mesures (*JASA* évolutif), soit en traitant des portions successives d'exercice (*JASA* séquentiel). Ces évolutions permettent de comprendre de quelle manière l'instrument contribue à la survenue de fatigue ou, au contraire, à la récupération des fibres musculaires au cours d'un exercice conçu pour représenter la pratique opératoire. En perspective de ce travail, nous souhaitons proposer une méthode d'optimisation des paramètres d'analyse temporels pour ces méthodes *JASA* segmentaires.

Une étude comparative, basée sur la mesure des taux d'exposition et sur les méthodes *JASA* a été réalisée sur deux configurations de travail : standard, d'une part, et utilisant le Dex, d'autre part. Elle a permis de montrer que le Dex est une solution technique avantageuse pour réduire la sollicitation musculaire du chirurgien et notamment le risque de survenue de la fatigue [Dufaug2015].

Au delà de l'analyse de l'apparition de fatigue, la méthode *JASA* séquentielle permet également d'étudier les transitions entre les états musculaires au cours de l'exercice. Ces transitions peuvent correspondre à des gestes saccadés, rapides ou dont la force nécessaire pour l'exécution de la tâche varie. Elle a permis de montrer que la continuité du geste effectué en configuration Dex semble plus importante que celle observée lors de la manipulation d'instruments standards, avec des variations de cadrans moins chaotiques. Plusieurs causes sont possibles comme le poids plus important de l'instrument motorisé qui entraîne une certaine inertie du geste, la poignée articulée qui assure un mouvement continu et les commandes digitales qui limitent l'amplitude de mouvements des doigts. Cette absence de rupture dans le geste est décrite par la notion de fluidité. Des méthodes de quantification de la fluidité sont décrites dans la littérature, comme la définition

du vecteur *jerk*, ou vecteur d'à-coup, qui consiste à dériver l'accélération [Mazzarino2009]. Nous avons mis en œuvre cette méthode sur des mesures préliminaires réalisées en disposant un accéléromètre sur l'articulation du coude du praticien. Les résultats tendent à montrer un geste plus fluide lorsqu'il est réalisé avec l'instrument motorisé [Dufaug2016]. Cet aspect sera à approfondir à travers la recherche d'un seuil de fluidité du geste. D'autres méthodes ont été répertoriées dans la littérature comme la méthode SPARC, décrite par Balasubramanian *et al.*, qui se base sur une analyse spectrale pour mesurer ce critère [Balasubramanian2012] [Balasubramanian2015]. Le fait d'appliquer cette méthode à notre étude semble prometteur et fait l'objet de perspectives pour la suite de ce projet.

Nous avons pu également montrer que l'abaissement de la hauteur de table lors de l'utilisation du Dex réduit de façon significative la sollicitation musculaire du chirurgien. Les effets obtenus sont complémentaires car ces deux éléments du poste de travail contribuent à diminuer l'activité musculaire du trapèze et du deltoïde respectivement.

Le Chapitre 4 présente [...confidentiel...].

Enfin, une analyse de la courbe d'apprentissage en fonction de l'instrument utilisé devra être réalisée afin de valider le gain d'intuitivité de la prise en main d'AELI par rapport aux instruments de laparoscopie standard et au Dex, ainsi que l'apport des nouvelles fonctions sur l'appropriation du geste chirurgical.





## Bibliographie

- [A3DL2012] Anatomie 3D Lyon A3DL. *L'épaule : antepulsion ou élévation antérieure du bras - YouTube*, 2012.
- [Abaza2009] Ronney Abaza. *The robotic surgery era and the role of laparoscopy training*. Therapeutic advances in urology, vol. 1, no. 3, pages 161–5, August 2009.
- [ADInc2005] Analog Devices Inc. ADInc. *Op Amp Applications Handbook*. Elsevier Newnes, 2005.
- [Agha2003] Riaz Agha et Gordon Muir. *Does laparoscopic surgery spell the end of the open surgeon ?* Journal of the Royal Society of Medicine, vol. 96, no. 11, pages 544–6, November 2003.
- [Albayrak2008] Aramgân Albayrak. *ERGONOMICS IN THE OPERATING ROOM TRANSITION FROM OPEN TO IMAGE-BASED SURGERY*. Thèse de Doctorat, 2008.
- [Alleblas2015] Chantal C J Alleblas, Simone Velthuis, Theodoor E Nieboer, Colin Sietses et Dick F Stegeman. *The Physical Workload of Surgeons : A Comparison of SILS and Conventional Laparoscopy*. Surgical innovation, pages 1553350615577480–, March 2015.
- [ALPHA2011] ALPHA. *Musculoskeletal Disorders as a Public Health Concern*, 2011.
- [Anderson2016] Patrick L. Anderson, Ray A. Lathrop et Robert J. Webster III. *Robot-like dexterity without computers and motors : a review of hand-held laparoscopic instruments with wrist-like tip articulation*. Expert Review of Medical Devices, vol. 13, no. 7, pages 661–672, July 2016.
- [Andreff2013] Nicolas Andreff. *Robotique. Notes de cours*, 2013.
- [ANM2016] Académie Nationale de Médecine ANM. *Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine*, 2016.

- [Aptel2000] M. Aptel, S Faraudie, L Tronchet et J.J. Atain-Kouadio. *OREGE Un outil simple d'évaluation de facteurs de risques biomécaniques de TMS du membre supérieur*. Rapport technique, 2000.
- [Arata2015] Jumpei Arata, Shinya Kogiso, Masamichi Sakaguchi, Ryu Nakadate, Susumu Oguri, Munenori Uemura, Cho Byunghyun, Tomohiko Akahoshi, Tetsuo Ikeda et Makoto Hashizume. *Articulated minimally invasive surgical instrument based on compliant mechanism*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, vol. 10, no. 11, pages 1837–1843, November 2015.
- [Atkinson1996] G Atkinson et T Reilly. *Circadian variation in sports performance*. Sports medicine (Auckland, N.Z.), vol. 21, no. 4, pages 292–312, April 1996.
- [Awtar2010] Shorya Awtar, Tristan T Trutna, Jens M Nielsen, Rosa Abani et James Geiger. *FlexDex™ : A Minimally Invasive Surgical Tool With Enhanced Dexterity and Intuitive Control 2 State-of-the-Art in Minimally Invasive Surgical Tools*. Journal of Medical Devices, vol. 4, 2010.
- [Balasubramanian2012] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon et E. Burdet. *A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 59, no. 8, pages 2126–2136, August 2012.
- [Balasubramanian2015] Sivakumar Balasubramanian, Alejandro Melendez-Calderon, Agnes Roby-Brami et Etienne Burdet. *On the analysis of movement smoothness*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 12, no. 1, page 112, December 2015.
- [Barré2014a] Christian Barré. *Les résultats sur la guérison du cancer - préambule - Le cancer de la prostate*, 2014.
- [Barré2014b] Christian Barré, Matthieu Thoulouzan, Geneviève Aillet et Jean-Michel Nguyen. *Assessing the extirpative quality of a radical prostatectomy technique : categorisation and mapping of technical errors*. BJU International, vol. 114, no. 4, pages 522–531, October 2014.
- [Barthod2013] Christine Barthod. *Systèmes mécatroniques : du principe physique au capteur, de la mesure à l'assistance au geste*, 2013.
- [BDSP] Banque de Données en Santé Publique BDSP. *BDSP - Glossaire Européen en Santé Publique - Echelle visuelle analogique (EVA)*.
- [Belleau2001] Nathalie Belleau, Jean-Marc Robert et Sophie Lerouge. *Etude ergonomique des activités de travail dans les salles de chirurgie laparoscopique*. In Proceedings of the SELF-ACE 2001 Conference, pages 14–20, 2001.

- 
- [Bensignor2015] Thierry Bensignor, Guillaume Morel, David Reversat, David Fuks et Brice Gayet. *Evaluation of the effect of a laparoscopic robotized needle holder on ergonomics and skills*. *Surgical endoscopy*, vol. 30, no. 2, pages 446–454, May 2015.
- [Berber2014] Eren Berber, Muhammet Akyuz, Federico Aucejo, Shamil Aliyev, Erol Aksoy, Onur Birsen et Eren Taskin. *Initial experience with a new articulating energy device for laparoscopic liver resection*. *Surgical Endoscopy*, vol. 28, no. 3, pages 974–978, 2014.
- [Berguer1997] R. Berguer, G. T. Rab, H. Abu-Ghaida, A. Alarcon et J. Chung. *A comparison of surgeons' posture during laparoscopic and open surgical procedures*. *Surgical Endoscopy*, vol. 11, no. 2, pages 139–142, April 1997.
- [Berguer1998] R. Berguer. *Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments*. *Surgical Endoscopy*, vol. 12, no. 5, pages 458–462, April 1998.
- [Berguer1999] R. Berguer, D. L. Forkey et W. D. Smith. *Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery*. *Surgical Endoscopy*, vol. 13, no. 5, pages 466–468, February 1999.
- [Berguer2001a] R. Berguer, D. L. Forkey et W. D. Smith. *The effect of laparoscopic instrument working angle on surgeons' upper extremity workload*. *Surgical Endoscopy*, vol. 15, no. 9, pages 1027–1029, 2001.
- [Berguer2001b] R. Berguer, W.D. Smith et Y.H. Chung. *Performing laparoscopic surgery is significantly more stressful for the surgeon than open surgery*. *Surgical Endoscopy*, vol. 15, no. 10, pages 1204–1207, October 2001.
- [Berguer2003] R. Berguer, J. Chen et W. D. Smith. *A comparison of the physical effort required for laparoscopic and open surgical techniques*. *Archives of Surgery*, vol. 138, no. 9, pages 967–970, 2003.
- [Berkelman2009] Peter Berkelman et Ji Ma. *A Compact Modular Teleoperated Robotic System for Laparoscopic Surgery*. *The International journal of robotics research*, vol. 28, no. 9, pages 1198–1215, September 2009.
- [Berquer2002] R Berquer, W D Smith et S Davis. *An ergonomic study of the optimum operating table height for laparoscopic surgery*. *Surgical endoscopy*, vol. 16, no. 3, pages 416–21, March 2002.
- [Biondi2013] Antonio Biondi, Giuseppe Grosso, Antonio Mistretta, Stefano Marventano, Chiara Toscano, Salvatore Gruttadauria et Francesco Basile. *Laparoscopic-assisted versus open surgery for colorectal cancer : short- and long-term outcomes comparison*. *Journal of laparoendoscopic & advanced surgical techniques. Part A*, vol. 23, no. 1, pages 1–7, January 2013.
-

- [Bittner2008] James G Bittner, Christopher A Hathaway et James A Brown. *Three-dimensional visualisation and articulating instrumentation : Impact on simulated laparoscopic tasks*. Journal of Minimal Access Surgery, vol. 4, no. 2, pages 31–38, 2008.
- [Bozzini2016] Giorgio Bozzini, Stefano Gidaro et Gianluigi Taverna. *Robot-Assisted Laparoscopic Partial Nephrectomy with the ALF-X Robot on Pig Models*. 2016.
- [Braire2014] Pierre Braire. *Actualisation des critères de choix des fils de sutures en parodontologie*. Thèse de Doctorat, Université de Nantes, 2014.
- [Burton2004] Deborah Anne Burton, Keith Stokes et George M Hall. *Physiological effects of exercise*. Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain, vol. 4, no. 6, pages 185–188, December 2004.
- [CADTH2011] Canadian Agency CADTH et Technologies in Health. *Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health Agence canadienne des médicaments et des technologies de la santé CADTH Technology Report*. Rapport technique, 2011.
- [Camarillo2004] David B. Camarillo, Thomas M. Krummel et J.Kenneth Salisbury. *Robotic technology in surgery : Past, present, and future*. The American Journal of Surgery, vol. 188, no. 4, pages 2–15, 2004.
- [Carradot2006] B Carradot et J.L. Mavet. *Les systèmes de positionnement*. In 7ème rencontre nationale des mécaniciens du CNRS, 2006.
- [Castoro2007] Carlo Castoro, Luigi Bertinato, Ugo Baccaglioni, Christina A Drace et Martin Mckee. *Policy Brief Day Surgery : Making it Happen International Association for Ambulatory Surgery*, 2007.
- [Çavuşoğlu2003] M. Cenk Çavuşoğlu, Winthrop Williams, Frank Tendick et S Shankar Sastry. *Tutorial Robotics for telesurgery : second generation Berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications*. industrial Robot : An international Journal, vol. 30, no. 1, pages 22–29, 2003.
- [CDC2016] Centers for Disease Control CDC et Prevention. *Work-Related Musculoskeletal Disorders & Ergonomics | Workplace Health Strategies by Condition | Workplace Health Promotion | CDC*, 2016.
- [Chaffanjon2011a] Philippe Chaffanjon. *Reins et vaisseaux - Anatomie du rétropéritoine*. 2011.
- [Chaffanjon2011b] Philippe Chaffanjon. *Vessie urinaire - Anatomie du pelvis*. 2011.
- [Choi2012] Sang D. Choi. *A Review of the Ergonomic Issues in the Laparoscopic Operating Room*. Journal of Healthcare Engineering, vol. 3, no. 4, pages 587–603, 2012.
- [Cifrek2009] Mario Cifrek, Vladimir Medved, Stanko Tonković et Sa\va Ostojjić. *Surface {EMG} based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. Clinical Biomechanics, vol. 24, no. 4, pages 327–340, 2009.

- 
- [Coeugnet2011] S. Coeugnet, C. Charron, C. Van De Weerd, F. Anceaux et J. Naveteur. *La pression temporelle : un phénomène complexe qu'il est urgent d'étudier*. Le travail humain, vol. 74, no. 2, page 157, 2011.
- [Coleman2016] Kristin A. Coleman, Sean Adams, Daniel D. Smeak et Eric Monnet. *Laparoscopic Gastropexy Using Knotless Unidirectional Suture and an Articulated Endoscopic Suturing Device : Seven Cases*. Veterinary Surgery, vol. 45, no. S1, pages O95–O101, November 2016.
- [Cooper2015] Michol A. Cooper, Andrew Ibrahim, Heather Lyu et Martin A. Makary. *Underreporting of Robotic Surgery Complications*. Journal for Healthcare Quality, vol. 37, no. 2, pages 133–138, 2015.
- [Cram1998] Jeffrey R. Cram, Glenn S Kasman et Jonathan Holtz. *Introduction to Surface Electromyography*. Aspen Publishers, Inc., 1998.
- [de Araújo2009] Rodrigo Cappato de Araújo, Helga Tatiana Tucci, Rodrigo de Andrade, Jaqueline Martins, Débora Bevilaqua-Grossi et Anamaria Siriani de Oliveira. *Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces*. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 19, no. 4, pages 685–94, August 2009.
- [De Luca1984] Carlo J. De Luca. *Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans*. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 11, no. 4, 1984.
- [De Mathelin2017] Michel De Mathelin. *Robotic Assistance to endoluminal and trans-luminal endoscopic surgery*. In RITS 2017, 2017.
- [DeLuca2002] Carlo J. DeLuca. *Surface electromyography : detection and recording*, 2002.
- [Denavit1955] J. Denavit et R.S. Hartenberg. *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*. ASME Journal of Applied Mechanics, vol. 23, page 215\_221, 1955.
- [Dhumane2011] Parag W Dhumane, Michele Diana, Joel Leroy et Jacques Marescaux. *Minimally invasive single-site surgery for the digestive system : A technological review*. Journal of minimal access surgery, vol. 7, no. 1, pages 40–51, January 2011.
- [Di Lorenzo2007] N. Di Lorenzo, I. Camperchioli et A.L. Gaspari. *Radius surgical system and conventional laparoscopic instruments in abdominal surgery : Application, learning curve and ergonomics*. Surgical Oncology, vol. 16, pages 69–72, 2007.
-

- [Dombre2008] Etienne Dombre, Jacques Gangloff, Guillaume Morel et Marie-Christine Pouchelle. *Robotique chirurgicale au Japon*. Rapport technique, Ambassade de France au Japon, 2008.
- [Drust2005] B Drust, J Waterhouse, G Atkinson, B Edwards et T Reilly. *Circadian rhythms in sports performance - an update*. *Chronobiology international*, vol. 22, no. 1, pages 21–44, 2005.
- [Dufaug2015] Amandine Dufaug, Laurent Goujon, Christine Barthod, Forestier Nicolas et Olivier Skowron. *An Innovative Laparoscopic Instrument Evaluated by SEMG Analysis*. In 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Milan, 2015.
- [Dufaug2016] Amandine Dufaug, Christine Barthod, Laurent Goujon et Nicolas Forestier. *Ergonomic Surgical Practice Analysed Through {sEMG} Monitoring of Muscular Activity*. In 2016 IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom) (IEEE Healthcom 2016), Munich, Germany, 2016.
- [Dufaug2017] Amandine Dufaug, Laurent Goujon et Christine Barthod. *Définition d'un Nouvel Espace de Travail pour un Instrument Laparoscopique Motorisé Pluri-articulé*. In RITS2017, page 101, 2017.
- [Eker2013] Hasan H. Eker, Bibi M. E. Hansson, Mark Buunen, Ignace M. C. Janssen, Robert E. G. J. M. Pierik, Wim C. Hop, H. Jaap Bonjer, Johannes Jeekel et Johan F. Lange. *Laparoscopic vs Open Incisional Hernia Repair*. *JAMA Surgery*, vol. 148, no. 3, page 259, March 2013.
- [Engberg1969] I. Engberg et A. Lundberg. *An Electromyographic Analysis of Muscular Activity in the Hindlimb of the Cat during Unrestrained Locomotion*. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 75, no. 4, pages 614–630, April 1969.
- [Esposito2013] Ciro Esposito, Alaa El Ghoneimi, Atsuyuki Yamataka, Steve Rotherberg, Marcela Bailez, Marcelo Ferro, Piergiorgio Gamba, Marco Castagnetti, Girolamo Mattioli, Pascale Delagausie, Dimitris Antoniou, Philippe Montupet, Antonio Marte, Amulya Saxena, Mirko Bertozzi, Paul Philippe, François Varlet, Hubert Lardy, Antony Caldamone, Alessandro Settini, Gloria Pelizzo, Francois Becmeur, Maria Escolino, Teresa De Pascale, Azad Najmaldin et Felix Schier. *Work-related upper limb musculoskeletal disorders in paediatric laparoscopic surgery. A multicenter survey*. *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 48, no. 8, pages 1750–1756, 2013.
- [Ferrarese2016] Alessia Ferrarese, Giada Pozzi, Felice Borghi, Alessandra Marano, Paola Delbon, Bruno Amato, Michele Santangelo, Claudio Buccelli, Massimo Niola, Valter Martino et Emanuele Capasso. *Malfunctions of robotic system in surgery : role and responsibility of*

- 
- surgeon in legal point of view*. Open Med, vol. 11, pages 286–291, 2016.
- [Fiard2012] Gaëlle Fiard, Jean-Jacques Rambeaud, Jean-Luc Descotes, Bernard Boillot, Nicolas Terrier, Caroline Thuillier, Marine Chodez, Olivier Skowron, Alexis Arvin Berod, Valentin Arnoux et Jean-Alexandre Long. *Long-Term Renal Function Assessment With Dimercapto-Succinic Acid Scintigraphy After Conservative Treatment of Major Renal Trauma*. The Journal of Urology, vol. 187, no. 4, pages 1306–1309, April 2012.
- [Fitch2015] Kathryn Fitch, Tyler Engel et Andrew Bochner. *Cost Differences Between Open and Minimally Invasive Surgery*. Managed Care Magazine Online, 2015.
- [Fitts2008] Robert H. Fitts. *The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue*. Journal of Applied Physiology, vol. 104, no. 2, 2008.
- [Forestier2016] Nicolas Forestier. *Le système neuromusculaire*, 2016.
- [Françoise2013] Vincent Françoise. *Assistance au fraisage par comanipulation en chirurgie orthopédique*. Thèse de Doctorat, 2013.
- [Frede2007] Thomas Frede, Ahmed Hammady, Jan Klein, Dogu Teber, Noriyuki Inaki, Masahiro Waseda, Gerhard Buess et Jens Rassweiler. *The Radius Surgical System – A New Device for Complex Minimally Invasive Procedures in Urology ?* European Urology, vol. 51, no. 4, pages 1015–1022, 2007.
- [Fujii2013] Masahiro Fujii, Naohiko Sugita, Tetsuya Ishimaru, Tadashi Iwanaka et Mamoru Mitsuishi. *A novel approach to the design of a needle driver with multiple DOFs for pediatric laparoscopic surgery*. Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, vol. 22, no. 1, pages 9–16, February 2013.
- [Giannotti2011] Domenico Giannotti, Giovanni Casella, Gregorio Patrizi, Giorgio Di Rocco, Lidia Castagneto-Gissey, Alessio Metere, Maria Giulia Bernieri, Anna Rita Vestri et Adriano Redler. *Spider surgical system versus multiport laparoscopic surgery : performance comparison on a surgical simulator*. BMC Surgery, vol. 15, 2011.
- [GIE2007] GIE Santé & Retraite GIE. *Chirurgie Mini Invasive - Définition*, 2007.
- [Godin-Ribuot2011] Diane Godin-Ribuot. *La filtration glomérulaire et sa régulation - Physiologie rénale*. 2011.
- [Gofrit2008] Ofer N. Gofrit, Albert A. Mikahail, Kevin C. Zorn, Gregory P. Zagaja, Gary D. Steinberg et Arie L. Shalhav. *Surgeons' Perceptions and Injuries During and After Urologic Laparoscopic Surgery*. Urology, vol. 71, no. 3, pages 404–407, 2008.
-



- [González2015] A G González, J García Sanz-Calcedo, O López, D R Salgado, I Cambero et J M Herrera. *Guide design of precision tool handle based on ergonomics criteria using parametric CAD software*. *Procedia Engineering*, vol. 132, pages 1014–1020, 2015.
- [Guébert2011] Christophe Guébert. *Suture en chirurgie virtuelle : simulation interactive et modèles hétérogènes*. Thèse de Doctorat, Université des Sciences et Technologies de Lille, 2011.
- [Guissard2007] Nathalie Guissard. *L'étirement musculaire : mise au point*. *Revue de l'Education Physique*, vol. 47, no. 3, 2007.
- [Guyton2002] Steven W Guyton. *Robotic surgery : the computer-enhanced control of surgical instruments*. *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 35, no. 6, pages 1303–16, viii, December 2002.
- [Hackethal2012] A Hackethal, M Koppan, K Eskef et H.-R Tinneberg. *Handheld articulating laparoscopic instruments driven by robotic technology. First clinical experience in gynecological surgery*. *Gynecological Surgery*, vol. 9, pages 203–206, 2012.
- [Hägg2000] Göran M. Hägg, Alwin Luttmann et Matthias Jäger. *Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pages 301–312, 2000.
- [Hagn2010] Ulrich Hagn, · R Konietzschke, A Tobergte, M Nickl, S Jörg, · B Kübler, G Passig, M Gröger, F Fröhlich, U Seibold, · L Le-Tien, A Albu-Schäffer, A Nothhelfer, F Hacker, M Grebenstein, G Hirzinger, U Hagn et R Konietzschke. *DLR MiroSurge : a versatile system for research in endoscopic telesurgery*. *Int J CARS*, vol. 5, pages 183–193, 2010.
- [Hallbeck2017] M. Susan Hallbeck, Bethany R. Lowndes, Bernadette McCrory, Melissa M. Morrow, Kenton R. Kaufman et Chad A. LaGrange. *Kinematic and ergonomic assessment of laparoendoscopic single-site surgical instruments during simulator training tasks*. *Applied Ergonomics*, vol. 62, pages 118–130, July 2017.
- [Harada2010] Kanako Harada, Denny Oetomo, Ekawahyu Susilo, Arianna Menciassi, David Daney, Jean-Pierre Merlet et Paolo Dario. *A reconfigurable modular robotic endoluminal surgical system : vision and preliminary results*. *Robotica*, vol. 212, no. 28, pages 171–183, 2010.
- [HAS2012] Haute Autorité de Santé HAS. *Cancer de la prostate : identification des facteurs de risque et pertinence d'un dépistage par dosage de l'antigène spécifique prostatique (PSA) de populations d'hommes à haut risque ? Rapport technique*, 2012.

- 
- [Heers2003] Guido Heers, Thomas Jenkyn, M. Alex Dresner, Marc-Oliver Klein, Jeffrey R Basford, Kenton R Kaufman, Richard L Ehman et Kai-Nan An. *Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography*. *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 6, pages 537–542, July 2003.
- [Herman2014] B. Herman, A. Devreker, F. Richer, A. Hassan Zahraee et J. Szewczyk. *An articulated handle to improve the ergonomic performance of robotic dextrous instruments for laparoscopic surgery*. *Mechanical Sciences*, vol. 5, no. 1, pages 21–28, 2014.
- [Hermens2000] Hermie J. Hermens, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug et Günter Rau. *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, pages 361–374, 2000.
- [Hermens2006] H.J. Hermens et B. Freriks. *SENIAM*, 2006.
- [Hiemstra2011] Ellen Hiemstra, Magdalena K Chmarra, Jenny Dankelman et Frank Willem Jansen. *Chapter 5 Intracorporeal Suturing : Economy of Movements in a Box Trainer Model*. In Adapted from JMIG, volume 18, pages 494–9. 2011.
- [Hillel2008] Alexander T Hillel, Ankur Kapoor, Nabil Simaan, Russell H Taylor et Paul Flint. *Applications of robotics for laryngeal surgery*. *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 41, no. 4, pages 781–91, vii, August 2008.
- [Houdart2015] Rémi Houdart. *Chirurgie par cœlioscopie*, 2015.
- [Hu2009] Jim C. Hu, Xiangmei Gu, Stuart R. Lipsitz, Michael J. Barry, Anthony V. D’Amico, Aaron C. Weinberg et Nancy L. Keating. *Comparative Effectiveness of Minimally Invasive vs Open Radical Prostatectomy*. *JAMA*, vol. 302, no. 14, page 1557, October 2009.
- [Hubert2010] Nicolas Hubert. *Analyse ergonomique de la charge de travail physique du chirurgien en coeliochirurgie standard et assistée par robot. Une évaluation subjective, musculaire et posturale*. Thèse de Doctorat, Université Henri Poincaré, Nancy 1, October 2010.
- [INC2016] Institut National du Cancer INC. *Epidémiologie des cancers - Les chiffres du cancer en France | Institut National Du Cancer*, 2016.
- [INRS2000] Institut National de Recherche et de Sécurité INRS. *Méthode de prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur et outils simples*, 2000.
- [INRS2015] Institut National de Recherche et de Sécurité INRS. *Troubles Musculosquelettiques (TMS)*, 2015.
- [Ishikawa2012] Norihiko Ishikawa, Go Watanabe, Noriyuki Inaki, Hideki Moriyama, Masanari Shimada et Masahiko Kawaguchi. *The da Vinci*
-

- Surgical System versus the Radius Surgical System.* Surgical Science, vol. 3, pages 358–361, 2012.
- [Ishimaru2013] Tetsuya Ishimaru, Shinya Takazawa, Hiroo Uchida, Hiroshi Kawashima, Masahiro Fujii, Kanako Harada, Naohiko Sugita, Mamoru Mitsuishi et Tadashi Iwanaka. *Development of a Needle Driver with Multiple Degrees of Freedom for Neonatal Laparoscopic Surgery.* Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques, vol. 23, no. 7, pages 644–648, July 2013.
- [ISO2012] International Organisation for Standardisation ISO. *ISO 8373 :2012, Robots et composants robotiques — Vocabulaire*, 2012.
- [Jaillette2016] Emmanuelle Jaillette, Christophe Girault, Guillaume Brunin, Farid Zerimech et Arnaud Chiche. *French Intensive Care Society, International congress - Réanimation 2016.* Annals of Intensive Care, vol. 6, no. 1, page 50, 2016.
- [JMH2015] Johnson Memorial Health JMH. *Recovery Benefits of Laparoscopic Surgery*, 2015.
- [Jonkers2004] I Jonkers, G Nuyens, J Seghers, M Nuttin et A Spaepen. *Muscular effort in multiple sclerosis patients during powered wheelchair manoeuvres.* Clinical biomechanics (Bristol, Avon), vol. 19, no. 9, pages 929–38, November 2004.
- [Justia Patent] Justia Patent. *Patents by Assignee DEXTERITE SURGICAL.*
- [Kapitaniak] Bronislaw Kapitaniak. *Ergonomie et analyse du travail - ergonomie de conception de produit.*
- [Kassner2009] S Kassner, A Röse, R Werthschützky et H Schlaak. *IFMBE Proceedings 2506 - Operational Concept for a Handheld Laparoscopic Telemanipulation System : Design and Animal Experiment.* 2009.
- [Kaur2008] Gurvinder Kaur. *Role of OT Table Height on the Task Performance of Minimal Access Surgery.* World Journal of Laparoscopic Surgery, vol. 1, no. 1, pages 49–55, 2008.
- [Khalil1986] W. Khalil et J. Kleinfinger. *A new geometric notation for open and closed-loop robots.* In Proceedings. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 3, pages 1174–1179. Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1986.
- [Khalil2012] Wisama Khalil et Etienne Dombre. *Bases de la modélisation et de la commande des robots-manipulateurs de type série*, 2012.
- [Kim2014] Yong-Jae Kim, Shanbao Cheng, Sangbae Kim et Karl Iagnemma. *A Stiffness-Adjustable Hyperredundant Manipulator Using a Variable Neutral-Line Mechanism for Minimally Invasive Surgery.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 30, no. 2, 2014.

- 
- [Kollmitzer1999] Josef Kollmitzer, Gerold R. Ebenbichler et Andreas Kopf. *Reliability of surface electromyographic measurements*. Clinical Neurophysiology, vol. 110, no. 4, pages 725–734, April 1999.
- [Kumar2008] Shrawan. Kumar. *Biomechanics in ergonomics*. Taylor & Francis, 2008.
- [Larousse2016] Larousse. *Dictionnaire Larousse Poche*. 2016.
- [Laurila2009] Timo A.J. Laurila, Wei Huang et David F. Jarrard. *Robotic-assisted laparoscopic and radical retropubic prostatectomy generate similar positive margin rates in low and intermediate risk patients*. Urologic Oncology : Seminars and Original Investigations, vol. 27, no. 5, pages 529–533, 2009.
- [LCC2004] La Ligue contre le Cancer LCC. *Le cancer de la prostate*, 2004.
- [Lee2014] Gyusung I. Lee, Mija R. Lee, Tameka Clanton, Erica Sutton, Adrian E. Park et Michael R. Marohn. *Comparative assessment of physical and cognitive ergonomics associated with robotic and traditional laparoscopic surgeries*. Surgical Endoscopy, vol. 28, no. 2, pages 456–465, February 2014.
- [Lévêque2014] Marc Lévêque. *La composante émotionnelle comme cible de la chirurgie de la douleur : une série de patients traités par stimulation cérébrale profonde du cortex cingulaire antérieur*, 2014.
- [Liang2013] B. Liang, Lin Qi, Jinrui Yang et Al. *Ergonomic Status of Laparoscopic Urologic Surgery : Survey Results from 241 Urologic Surgeons in China*. PLoS One, 2013.
- [Lin2004] Ming-I Lin, Huey-Wen Liang, Kwan-Hwa Lin et Yaw-Huei Hwang. *Electromyographical assessment on muscular fatigue—an elaboration upon repetitive typing activity*. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 14, no. 6, pages 661–9, December 2004.
- [Lindgren1995] L. Lindgren, A.-M. Koivusalo et I. Kellokumpu. *Conventional pneumoperitoneum compared with abdominal lift for laparoscopic cholecystectomy*. British Journal of Anaesthesia, vol. 75, pages 567–572, 1995.
- [Long2006a] Jean-Alexandre Long, Philippe Cinquin, Jocelyne Troccaz, Jean-Jacques Rambeaud, Olivier Skowron, Peter Berkelman, Christian Letoublon, Pierre Cadi, Frédéric Bocqueraz, Sandrine Voros et Jean-Luc Descotes. *Robot coelioscopique porte-endoscope miniaturisé LER (lightendoscopyrobot) : développement pré-clinique*. Progrès en Urologie, vol. 16, pages 45–51, 2006.
- [Long2006b] Jean-Alexandre Long, Jean-Luc Descotes, Olivier Skowron, Jocelyne Troccaz, Philippe Cinquin, Bernard Boillot, Nicolas Terrier et
-

- Jean-Jacques Rambeaud. *Utilisation de la robotique en chirurgie laparoscopique urologique : état de l'art*. Progrès en Urologie, vol. 16, pages 3–11, 2006.
- [Long2013] Jean-Alexandre Long, Gaëlle Fiard, Jean-Luc Descotes, Valentin Arnoux, Alexis Arvin-Berod, Nicolas Terrier, Bernard Boillot, Olivier Skowron, Caroline Thuillier et Jean-Jacques Rambeaud. *High-grade renal injury : non-operative management of urinary extravasation and prediction of long-term outcomes*. BJU International, vol. 111, no. 4b, pages E249–E255, April 2013.
- [Lorin2016] Fabrice Lorin. *Composante psychologique de la douleur chronique*, 2016.
- [Lum2006] Mitchell J H Lum, Jacob Rosen, Mika N Sinanan et Blake Hannaford. *Optimization of a Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot : Theoretical and Experimental Approaches*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 53, no. 7, 2006.
- [Luttmann2000] Alwin Luttmann, Matthias Jäger et Wolfgang Laurig. *Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 25, pages 645–660, 2000.
- [Luttmann2013] Alwin Luttmann, Jens Joachim Phillipp, Klaus Hecktor, Fabian Houchangnia, Michael Spallek et Matthias Jäger. *Erfassung und Beurteilung von Muskelermüdung bei beruflichen Tätigkeiten*. Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie, vol. 63, no. 5, pages 276–280, September 2013.
- [Ma2007] Ji Ma et Peter Berkelman. *Task Evaluations of a Compact Laparoscopic Surgical Robot System*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, CA, pages 398–403, 2007.
- [Marescaux2002] J Marescaux. *Nom de code : « Opération Lindbergh »*. Annales de Chirurgie, vol. 127, no. 1, pages 2–4, 2002.
- [Marguet2012a] Pierre-Olivier Marguet. *Fiche de veille technologique sur les innovations en santé*. Rapport technique, ETSAD, 2012.
- [Marguet2012b] Pierre-Olivier Marguet. *Fiche de veille technologique sur les innovations en santé*. Rapport technique, ETSAD, 2012.
- [Matern2001] U Matern, P Waller, C Giebmeier, K D Rückauer et E H Farthmann. *Ergonomics : requirements for adjusting the height of laparoscopic operating tables*. JSLS : Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons / Society of Laparoendoscopic Surgeons, vol. 5, no. 1, pages 7–12, January 2001.

- 
- [Matern2009] Ulrich Matern. *Ergonomic deficiencies in the operating room : Examples from minimally invasive surgery*. Work, vol. 33, no. 2, pages 165–168, 2009.
- [Mazzarino2009] Barbara Mazzarino et Maurizio Mancini. *THE NEED FOR IMPULSIVITY & SMOOTHNESS Improving HCI by qualitatively measuring new high-level human motion features*. In SIGMAP Signal Processing and Multimedia Applications, Milan, Italy, 2009.
- [McCormack2003] Kirsty McCormack, Neil Scott, Peter M.N.Y.H Go, Sue J Ross, Adrian Grant et EU Hernia Trialists Collaboration. *Laparoscopic techniques versus open techniques for inguinal hernia repair*. In Kirsty McCormack, editeur, Cochrane Database of Systematic Reviews, numéro 1, page CD001785. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK, January 2003.
- [McGill] McGill. *Le Cerveau à tous les Niveaux! Copyleft*.
- [Meeusen2006] Romain Meeusen, Philip Watson, Hiroshi Hasegawa, Bart Roelands et Maria F Piacentini. *Central fatigue : the serotonin hypothesis and beyond*. Sports medicine (Auckland, N.Z.), vol. 36, no. 10, pages 881–909, 2006.
- [Mencaglia2013] L Mencaglia, L Mereu, G Carri, I Arena, H Khalifa, S Tateo et S Angioni. *Single port entry – Are there any advantages ?* Best Practice & Research Clinical Obstetrics and Gynaecology, vol. 27, pages 441–455, 2013.
- [Merletti1990] Roberto Merletti, Marco Knafitz et Carlo J De Luca. *Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions*. Journal of Applied Physiology, vol. 69, no. 5, pages 1810–20, 1990.
- [Merletti1991] R. Merletti, L.R. Lo Conte et C. Orizio. *Indices of muscle fatigue*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 1, no. 1, pages 20–33, January 1991.
- [Meyer2014] J.P. Meyer. *Évaluation subjective de la charge de travail. Utilisation des échelles de Borg*. Références en santé au travail, vol. 139, 2014.
- [Minor Martínez2013] Arturo Minor Martínez, Ricardo Ordorica Flores, Alfredo Vázquez Huerta et José Luis Ortiz Simón. *Preliminary analysis of a new ergonomic system for surgical instruments used in laparoscopy*. Journal of Surgery, vol. 1, no. 2, pages 28–31, 2013.
- [Mitonneau2014] Grégoire Mitonneau. *Plaidoyer pour l'intégration des sciences de la motricité dans la démarche de prévention des troubles musculo-squelettiques : le cas précis de l'épaule*. Thèse de Doctorat, 2014.
- [Monster1978] A W Monster, H Chan et D O'Connor. *Activity patterns of human skeletal muscles : relation to muscle fiber type composition*.
-

- Science (New York, N.Y.), vol. 200, no. 4339, pages 314–7, April 1978.
- [Morel] Guillaume Morel. *Les robots chirurgiens d'aujourd'hui : la téléopération | Dossier*.
- [Mosafer2009] S. Mosafer, S. Najarian, S. Hajizadeh et N. Simforoosh. *Design motorized hand held flexible instrument for minimally invasive surgery (MIS)*. In 2009 IEEE Symposium on Industrial Electronics & Applications, pages 934–937. IEEE, 2009.
- [Moshou2005] Dimitrios Moshou, Ivo Hostens, George Papaioannou et Herman Ramon. *Dynamic muscle fatigue detection using self-organizing maps*. Applied Soft Computing, vol. 5, no. 4, pages 391–398, July 2005.
- [Mouchet2011] Patrick Mouchet. *Bases physiologiques de la motricité somatique MOTRICITE SOMATIQUE : Plan d'ensemble*, 2011.
- [Ng2014] Simon S. M. Ng, Janet F. Y. Lee, Raymond Y. C. Yiu, Jimmy C. M. Li, Sophie S. F. Hon, Tony W. C. Mak, Wing Wa Leung et Ka Lau Leung. *Long-term Oncologic Outcomes of Laparoscopic Versus Open Surgery for Rectal Cancer*. Annals of Surgery, vol. 259, no. 1, pages 139–147, January 2014.
- [Nguan2008] Christopher Nguan, Andrew Girvan et Patrick P. Luke. *Robotic surgery versus laparoscopy ; a comparison between two robotic systems and laparoscopy*. Journal of Robotic Surgery, vol. 1, no. 4, pages 263–268, February 2008.
- [Nguyen2001] Ninh T. Nguyen, Hung S. Ho, Warren D. Smith, Constantine Philipps, Clare Lewis, Rodell M. De Vera et Ramon Berguer. *An ergonomic evaluation of surgeons' axial skeletal and upper extremity movements during laparoscopic and open surgery*. The American Journal of Surgery, vol. 182, no. 6, pages 720–724, 2001.
- [NML Lab] Mitsubishi Sugita Laboratory NML Lab. *The Univ. of Tokyo NML lab*.
- [Nocella2011] Marta Nocella, Barbara Colombini, Giulia Benelli, Giovanni Cecchi, M Angela Bagni et Joseph Bruton. *Force decline during fatigue is due to both a decrease in the force per individual cross-bridge and the number of cross-bridges*. J Physiol, vol. 589, no. 589, pages 3371–3381, 2011.
- [Novitsky2005] Yuri W. Novitsky, Kent W. Kercher, Donald R. Czerniach, Gordie K. Kaban, Samira Khera, Karen A. Gallagher-Dorval, Mark P. Callery, Demetrius E. M. Litwin et John J. Kelly. *Advantages of Mini-laparoscopic vs Conventional Laparoscopic Cholecystectomy*. Archives of Surgery, vol. 140, no. 12, page 1178, December 2005.

- 
- [Okamura2009] Allison M Okamura. *Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery*. Current opinion in urology, vol. 19, no. 1, pages 102–7, January 2009.
- [Ollivier2005] Karen Ollivier, Pierre Portero, Olivier Maïsetti et Jean-Yves Hogrel. *Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations*. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 15, no. 5, pages 466–73, October 2005.
- [Park2010] Adrian Park, Gyusung Lee, F. Jacob Seagull, Nora Meenaghan et David Dexter. *Patients Benefit While Surgeons Suffer : An Impending Epidemic*. Journal of the American College of Surgeons, vol. 210, no. 3, pages 306–313, 2010.
- [Passagia2006] Jean-Guy Passagia. *Histoire de la chirurgie*, 2006.
- [Payne2013] Christopher J Payne, Ka-Wai Kwok et Guang-Zhong Yang. *An Ungrounded Hand-Held Surgical Device Incorporating Active Constraints with Force-Feedback*. Proceedings of the ... IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, vol. 2013, pages 2559–2565, November 2013.
- [Payne2014] Christopher J Payne et Guang-Zhong Yang. *Hand-Held Medical Robots*. 2014.
- [Pessers2011] R.A.W.A Pessers. *Steerability and Stiffness Applied in minimally invasive instruments*. Rapport technique, Delft University of technology, 2011.
- [Petroni2013] G. Petroni, M. Niccolini, S. Caccavaro, C. Quaglia, A. Menciassi, S. Schostek, G. Basili, O. Goletti, M. O. Schurr et P. Dario. *A novel robotic system for single-port laparoscopic surgery : preliminary experience*. Surgical Endoscopy, vol. 27, no. 6, pages 1932–1937, June 2013.
- [Piccigallo2008] Marco Piccigallo, Francesco Focacci, Oliver Tonet, Giuseppe Megali, Claudio Quaglia et Paolo Dario. *Hand-held robotic instrument for dextrous laparoscopic interventions*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 4, no. 4, pages 331–338, December 2008.
- [Polychronidis2008] Alexandros Polychronidis, Prodromos Laftsidis, Anastasios Bou-novas et Constantinos Simopoulos. *Twenty Years of Laparoscopic Cholecystectomy : Philippe Mouret—March 17, 1987*. Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons, vol. 12, pages 109–111, 2008.
-



- [Potes2008] Cristhian Mauricio Potes. Assessment of Human Muscle Fatigue from Surface EMG Signals Recorded During Isometric Voluntary Contractions by Using a Cosine Modulated Filter Bank. ProQuest, 2008.
- [Quick2003] N. E. Quick, J. C. Gillette, R. Shapiro, G. L. Adrales, D. Gerlach et A. E. Park. *The effect of using laparoscopic instruments on muscle activation patterns during minimally invasive surgical training procedures*. Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques, vol. 17, no. 3, pages 462–465, 2003.
- [Rainoldi2001] A Rainoldi, J.E Bullock-Saxton, F Cavarretta et N Hogan. *Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 11, no. 6, pages 425–438, December 2001.
- [Rassweiler2016] Jens J. Rassweiler et Dogu Teber. *Advances in laparoscopic surgery in urology*. Nature Reviews Urology, vol. 13, no. 7, pages 387–399, May 2016.
- [Rettenmaier2009] Mark A Rettenmaier, Katrina Lopez, Cheri L Graham, John V Brown, Cameron R John, John P Micha et Bram H Goldstein. *Real-hand high dexterity instruments for the treatment of stage I uterine malignancy*. JSLS : Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons, vol. 13, no. 1, pages 27–31, 2009.
- [Rosset-Lanchet2010] Rémi Rosset-Lanchet, Christine Barthod, Jérémy Ollagnier, Max Giordano, Olivier Skowron et Mamadou Diouf. *Motion control of a multi-dof grasper manipulator for laparoscopic surgery*. In MECHATRONICS 2010, Nov 2010, Yokohama, Japan., page nc, 2010.
- [Rosset-Lanchet2011] Rémi Rosset-Lanchet. *Conception et réalisation d'un instrument motorisé à degrés de liberté multiples pour la chirurgie mini-invasive*. Thèse de Doctorat, 2011.
- [Sanchez2006] Dan Sanchez. *Surgical instrument with a universal wrist*, 2006.
- [Schollmeyer2013] Thoralf Schollmeyer, Liselotte Mettler et Ibrahim Ruther, Dawn Alkatout. Practical Manual for Laparoscopic & Hysteroscopic Gynecological Surgery. Second edi edition, 2013.
- [Seibold2012] Ulrich Stefan Seibold. *An Advanced Force Feedback Tool Design for Minimally Invasive Robotic Surgery*. Rapport technique, 2012.
- [Seigneurin2011] Daniel Seigneurin et Jean Boutonnat. *Tissu musculaire*, 2011.
- [Sholev2014] Mordehai Sholev. *MOTORIZED SURGICAL INSTRUMENTS*. 2014.

- 
- [Sieber2017] Marco Alain Sieber, Bernhard Fellmann-Fischer et Michael Mueller. *Performance of Kymerax® precision-drive articulating surgical system compared to conventional laparoscopic instruments in a pelvitrainer model*. *Surgical Endoscopy*, pages 1–11, March 2017.
- [Sieck1995] G. C. Sieck et Y. S. Prakash. *Fatigue at the Neuromuscular Junction*. pages 83–100. Springer US, 1995.
- [Solano2011] B. Solano et C. Rotinat-Libersa. *A new dexterous robotized instrument tip for mini-invasive surgery, based on flexible mechanisms and miniature hydraulic actuation*. In *EU-Robotics - Workshop on Surgical Robotics - Vasteras, Sweden, 6-8 April 2011*, pages 6–8, 2011.
- [SP2014] Snowden-Pencer® SP. *Snowden-Pencer ® ergonomic in-line and pistol-grip laparoscopic instruments*, 2014.
- [SSAM2016] Sécurité Sociale Assurance Maladie SSAM. *Épicondylite : définition, symptômes et facteurs de risque - ameli-santé*, 2016.
- [Steinhilber2015] Benjamin Steinhilber, Robert Seibt, Florian Reiff, Monika A Rieger, Bernhard Kraemer et Ralf Rothmund. *Effect of a laparoscopic instrument with rotatable handle piece on biomechanical stress during laparoscopic procedures*. *Surgical endoscopy*, April 2015.
- [Sung2001] Gyung Tak Sung et Inderbir S Gill. *Robotic laparoscopic surgery : a comparison of the da Vinci and Zeus systems*. *Urology*, vol. 58, no. 6, pages 893–898, 2001.
- [Supe2010] Avinash N Supe, Gaurav V Kulkarni et Pradnya A Supe. *Ergonomics in laparoscopic surgery*. *Journal of minimal access surgery*, vol. 6, no. 2, pages 31–6, April 2010.
- [Szeto2012] Grace P Y Szeto, Stephen W K Cheng, Jensen T C Poon, Albert C W Ting, Raymond C C Tsang et Pei Ho. *Surgeons' static posture and movement repetitions in open and laparoscopic surgery*. *The Journal of surgical research*, vol. 172, no. 1, pages e19–31, January 2012.
- [Szewczyk2014] Jérôme Szewczyk. *Instruments dextres de chirurgie mini-invasive*, 2014.
- [Tanigawa2009] Nobuhiko Tanigawa. *Advantages and Problems with Endoscopic Surgery*. *JMAJ*, vol. 52, no. 525, pages 330–334, 2009.
- [Thun2015] Eirunn Thun, Bjørn Bjorvatn, Elisabeth Flo, Anette Harris et Ståle Pallesen. *Sleep, circadian rhythms, and athletic performance*. *Sleep Medicine Reviews*, vol. 23, pages 1–9, 2015.
- [Tonelli2012] Andrea Tonelli, éditeur. *Laparoscopic Entry : Traditional Methods, New Insights and Novel Approaches*. 2012.
- [Tordi2013] Nicolas Tordi. *Assistance technique au handicap. Notes de cours*, 2013.
-

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [Torres Bermudez2009] J R Torres Bermudez, Ae G Buess, Ae M Waseda, Ae I Gacek, Ae F Becerra, Garcia Ae, G A Manukyan et Ae N Inaky. *Laparoscopic intracorporeal colorectal sutured anastomosis using the Radius Surgical System in a phantom model*. *Surgical Endoscopy*, vol. 23, pages 1624–1632, 2009.
- [Toussaint2011] Bertrand Toussaint. *Bioénergétique, introduction au métabolisme*, 2011.
- [TransEnterix2017] TransEnterix. *Robotic Precision - Senhance Surgery Benefits*, 2017.
- [UMVF2008a] Université Médicale Virtuelle Francophone UMVF. *Coelioscopie et coeliochirurgie : principes généraux et instrumentation*, 2008.
- [UMVF2008b] Université Médicale Virtuelle Francophone UMVF. *Matériel et principes d'électrochirurgie*, 2008.
- [UR2] Université Rennes 2 UR2. *Typologie des fibres musculaires*.
- [van der Schatte Olivier2009] R H van der Schatte Olivier, C D P Van't Hullenaar, J P Ruurda et I A M J Broeders. *Ergonomics, user comfort, and performance in standard and robot-assisted laparoscopic surgery*. *Surgical endoscopy*, vol. 23, no. 6, pages 1365–71, June 2009.
- [Van Liere2013] B.J. Van Liere. *Design of an injection moldable steerable tip for a laparoscopic instrument*. Rapport technique, Delt University of technology, 2013.
- [Van Veelen2002] M.A. Van Veelen, G. Kazemier, J. Koopman, R.H.M. Goossens et D.W. Meijer. *Assessment of the ergonomically optimal operating surface height for laparoscopic surgery*. *Journal of Laparoendoscopic and Advances Surgical Techniques*, vol. 12, no. 1, pages 47–52, 2002.
- [Velanovich2000] V Velanovich. *Surgical Endoscopy Laparoscopic vs open surgery A preliminary comparison of quality-of-life outcomes*. *Ultrasound and Interventional Techniques Surg Endosc*, vol. 14, pages 16–21, 2000.
- [Vertut1985] Jean. Vertut et Philippe. Coiffet. *Teleoperation and robotics : applications and technology*. Springer Netherlands, 1985.
- [Villa2011] Alessandro Villa et Alim Louis Benabid. *Le Neurone*, 2011.
- [Vischer2005] J.C. Vischer et G.N. Fischer. *User Evaluation of the Work Environment : a Diagnostic Approach*. *Le travail humain*, vol. 68, pages 73–96, 2005.
- [Vitiello2013] Valentina Vitiello, Su Lin Lee, Thomas P. Cundy et Guang Zhong Yang. *Emerging robotic platforms for minimally invasive surgery*. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 6, pages 111–126, 2013.

- [Wang2014] Yifan Wang, Simon Bergman, Sabrina Piedimonte et Tsafrir Vannounou. *Bridging the gap between open and minimally invasive pancreaticoduodenectomy : the hybrid approach*. Canadian journal of surgery. Journal canadien de chirurgie, vol. 57, no. 4, pages 263–70, August 2014.
- [WCRFI2015] World Cancer Research Fund International WCRFI. *Prostate cancer statistics | World Cancer Research Fund International*, 2015.
- [Winget1985] C M Winget, C W DeRoshia et D C Holley. *Circadian rhythms and athletic performance*. Medicine and science in sports and exercise, vol. 17, no. 5, pages 498–516, October 1985.
- [Yoshiki2016] Naoyuki Yoshiki. *Single-incision laparoscopic myomectomy : A review of the literature and available evidence*. Gynecology and Minimally Invasive Therapy, vol. 5, no. 2, pages 54–63, 2016.
- [Zahraee2012] Ali Hassan Zahraee. *Dexterous Serial Comanipulation for Minimally Invasive Surgery*. Thèse de Doctorat, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2012.
- [Zdichavsky2016] Marty Zdichavsky, Martina Krautwald, Maximilian V. Feilitzsch, Dörte Wichmann, Alfred Königsrainer et Marc Oliver Schurr. *Laparoscopic gastro-jejunal anastomosis using novel r2 deflectable instruments in an ex vivo model*. Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, vol. 25, no. 2, pages 91–98, March 2016.



## Table des figures

1	Abduction et adduction des doigts. Illustration de l'auteur à partir de <a href="http://clubortho.fr">clubortho.fr</a>	xiv
2	Comanipulateur série. Source : <a href="http://futura-sciences.com">futura-sciences.com</a>	xv
3	Comanipulateur parallèle. Source : <a href="http://futura-sciences.com">futura-sciences.com</a>	xv
4	Elévation du mur abdominal. Source : [Lindgren1995].	xv
1.1	Anatomie de l'appareil urinaire et détails du rein. Illustrations de l'auteur à partir de <a href="http://docteurcllic.com">docteurcllic.com</a> et <a href="http://futura-sciences.com">futura-sciences.com</a>	7
1.2	Sutures primitives avec mandibules de fourmis. Illustration de l'auteur.	8
1.3	Exemples d'interventions en chirurgie ouverte. Sources : <a href="http://youtube.com">youtube.com</a> et <a href="http://doctissimo.fr">doctissimo.fr</a>	9
1.4	Incisions en chirurgie ouverte : prostatectomie et néphrectomie. Illustration de l'auteur à partir de <a href="http://urologie-saintaugustin.com">urologie-saintaugustin.com</a> et <a href="http://bidmc.org">bidmc.org</a> .	10
1.5	Intervention en chirurgie mini-invasive. Source : <a href="http://mvistatic.com">mvistatic.com</a>	10
1.6	Incisions en chirurgie mini-invasive : prostatectomie et néphrectomie. Illustration de l'auteur à partir de <a href="http://urologie-saintaugustin.com">urologie-saintaugustin.com</a> et <a href="http://nickbrookurology.com">nickbrookurology.com</a> .	11
1.7	Types de montage de fil sur aiguille de suture chirurgicale. Illustration de l'auteur à partir de <a href="http://slideshare.net">slideshare.net</a> .	13
1.8	Anastomose vésico-urétrale. Illustration de l'auteur à partir d'une planche du site <a href="http://urologie-chu-mondor.aphp.fr">urologie-chu-mondor.aphp.fr</a> .	14
1.9	Posture dite <i>chicken wings</i> du chirurgien laparoscopiste. Source : <a href="http://chrcitadelle.be">chrcitadelle.be</a> et illustration de l'auteur.	14
1.10	Exemple de posture du chirurgien au cours d'une anastomose vésico-urétrale simulée. Illustration de l'auteur avec inclusion d'images issues de <a href="http://calamar.univ-ag.fr">calamar.univ-ag.fr</a>	15
1.11	Carte heuristique de l'étude.	17
2.1	Instrument standard, degrés de liberté et <i>fulcrum</i> . Illustration de l'auteur.	21
2.2	Profils des lames d'outils laparoscopiques. Sources : <a href="http://medicalexpo.fr">medicalexpo.fr</a> et <a href="http://carefusion.com">carefusion.com</a>	22
2.3	Types de poignées existants classiquement en laparoscopie. Illustration de l'auteur à partir de [Matern2001], <a href="http://shmedical.com">shmedical.com</a> et <a href="http://carefusion.com">carefusion.com</a>	23

2.4	Tenue en main des poignées de types <i>shank</i> et <i>axial</i> . Illustration de l’auteur. . . .	24
2.5	Tenue en main de la poignée à appui palmaire décrite par Minor Martinez <i>et al.</i> . Source : [Minor Martínez2013]. . . . .	24
2.6	Espaces de travail d’instruments de laparoscopie articulés. Illustration de l’auteur.	26
2.7	Carte cinématique des instruments articulés. Illustration de l’auteur. . . . .	27
2.8	Radius T Surgical System. Source : <a href="http://tuebingen-scientific.com">tuebingen-scientific.com</a> . . . . .	28
2.9	Dispositifs articulés avec pinces d’électrocautérisation. Sources : <a href="http://caiman-aesculap.com">caiman-aesculap.com</a> et <a href="http://relianceslbd.com">relianceslbd.com</a> . . . . .	29
2.10	RealHand™ High Dexterity Instrumentation. Source : <a href="http://youtube.com">youtube.com</a> . . . . .	30
2.11	Autonomy™ Laparo-Angle™ et SILS™ Hand Instruments Series. Sources : <a href="http://pa-&lt;br/&gt;reva.com">pa- reva.com</a> , <a href="http://medtronic.com">medtronic.com</a> . . . . .	30
2.12	V-Loc Wound Closure Reload system . Source : <a href="http://medicalexpo.com">medicalexpo.com</a> . . . . .	31
2.13	Instruments à 3 ddld r2 Drive et r2 Curve de Tuebingen Scientific Medical. Source : <a href="http://tuebingen-scientific.com">tuebingen-scientific.com</a> . . . . .	31
2.14	Spider Surgical System. Source : <a href="http://bariatricnews.net">bariatricnews.net</a> . . . . .	32
2.15	Système de préhension d’aiguille avec mors novateur. Source : [Fujii2013] . . . .	32
2.16	Plateforme Zeus, Computer Motion. Source : <a href="http://researchgate.net">researchgate.net</a> . . . . .	36
2.17	da Vinci : plateforme télé-manipulée chirurgicale. Source : <a href="http://urovar.fr">urovar.fr</a> . . . . .	37
2.18	Les outils EndoWrist® reproduisent parfaitement l’inclinaison des mains du chi- rurgien et le positionnement de ses doigts. Source : [Camarillo2004]. . . . .	37
2.19	Comparaison temporelle et en nombre d’erreurs d’une tâche de suture entre diffé- rents instruments. Source : A partir de [Nguan2008] . . . . .	38
2.20	Comparaison des ressentis en cours d’intervention dans différentes configurations : da Vinci et laparoscopie standard. Source : A partir de [Nguan2008] . . . . .	39
2.21	ALF-X : plateforme laparoscopique. Source : <a href="http://transenterix.com">transenterix.com</a> . . . . .	41
2.22	MiroSurge : plateforme de téléchirurgie. Source : <a href="http://schattenblick.de">schattenblick.de</a> . . . . .	41
2.23	Rosa® : robot neurochirurgical. Source : <a href="http://numerama.com">numerama.com</a> . . . . .	42
2.24	Prototype du CRIM Lab. Source : [Piccigallo2008] . . . . .	43
2.25	Inclinaisons possibles de l’instrument développé par les chercheurs de l’Université de Téhéran. Sources : Modélisation de l’auteur à partir de [Mosafer2009] . . . .	44
2.26	Human extensions : gant chirurgical bionique. Source : <a href="http://israel21c.org">israel21c.org</a> . . . . .	44
2.27	Illustration des mouvements distaux assurés par l’interface homme-machine du Human Extensions. Illustration de l’auteur en complément de <a href="http://google.com/patents">google.com/patents</a> . . . . .	45
2.28	Carte cinématique en miroir d’un dispositif à actionnement mécatronique pour un appui bouton ou un joystick 1 ddl. Illustration de l’auteur. . . . .	46
2.29	Kymerax®. Source : <a href="http://etsad.fr">etsad.fr</a> . . . . .	46
2.30	Aperçu de l’espace de travail du Kymerax®. Source : <a href="http://etsad.fr">etsad.fr</a> . . . . .	46
2.31	Jaimy®. Source : <a href="http://medicalexpo.fr">medicalexpo.fr</a> . . . . .	48
2.32	Commande des articulations distales de Jaimy®. Illustration de l’auteur à partir de [Bensignor2015] et <a href="http://axone-medical.fr">axone-medical.fr</a> . . . . .	48
2.33	Carte heuristique des critères d’étude de l’instrument. Illustration de l’auteur. . .	50
3.1	Echelle VAS. Source : <a href="http://smartfiches.fr">smartfiches.fr</a> . . . . .	54

3.2	Echelles CR10 et RPE. Source : <a href="http://inrs.fr">inrs.fr</a> . . . . .	54
3.3	Positions articulaires et confort. Source : [ <a href="#">Aptel2000</a> ] . . . . .	55
3.4	Chirurgien opérant en position pelvienne. Source : [ <a href="#">Rosset-Lanchet2011</a> ] et illustration de l'auteur d'après [ <a href="#">Hubert2010</a> ]. . . . .	57
3.5	Apparition des TMS. Schéma de l'auteur à partir de <a href="http://inrs.fr">inrs.fr</a> et <a href="http://cours-psycho.com">cours-psycho.com</a> .	57
3.6	Maladies professionnelles réglées par la Caisse Nationale d'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés. D'après [ <a href="#">INRS2015</a> ]. . . . .	58
3.7	Jonction neuro-musculaire entre un motoneurone et les fibres du deltoïde. Illustration de l'auteur d'après <a href="http://casimage.com">casimage.com</a> , <a href="http://ueu.co">ueu.co</a> , <a href="http://blogspot.com">blogspot.com</a> , <a href="http://slideplayer.fr">slideplayer.fr</a> et <a href="http://upload.wikimedia.org">upload.wikimedia.org</a> . . . . .	59
3.8	Caractérisation de l'activité musculaire au cours d'un exercice de chirurgie d'une durée de 40 minutes par la méthode EVA. Source : [ <a href="#">Hägg2000</a> ]. . . . .	64
3.9	Manifestation myo-électrique de la fatigue. Source : [ <a href="#">Cifrek2009</a> ]. . . . .	66
3.10	Méthode JASA. Source : [ <a href="#">Hägg2000</a> ]. . . . .	67
3.11	Diagramme JASA modifié - indices relatifs à la fréquence moyenne et à l'amplitude. Illustration de l'auteur d'après [ <a href="#">Potes2008</a> ]. . . . .	69
3.12	Exemple d'un capteur bipolaire (SX230-1000, Biometrics Ltd). Image modifiée par l'auteur d'après <a href="http://biometricsltd.com">biometricsltd.com</a> . . . . .	70
3.13	Placement des électrodes au niveau de quelques muscles du membre supérieur. Image modifiée par l'auteur d'après [ <a href="#">Cram1998</a> ]. . . . .	71
3.14	Carte heuristique des six critères d'analyse. . . . .	73
3.15	CAO du <i>pelvitrainer</i> et vue de la caméra intra-corporelle. Modélisation de l'auteur.	74
3.16	Installation des exercices dans le <i>pelvitrainer</i> . Sources : Illustration de l'auteur. .	75
3.17	Capteur SX230-1000. Image modifiée par l'auteur d'après <a href="http://biometricsltd.com">biometricsltd.com</a> . . .	76
3.18	Types de sutures : points séparés, surjet continu, surjet à points passés. Source : [ <a href="#">Guébert2011</a> ]. . . . .	78
3.19	Directions des sutures linéaires réalisées sur un support en mousse dense placé dans un plan parallèle au plan frontal du chirurgien au fond du <i>pelvitrainer</i> et trajectoire de l'aiguille. Modélisations de l'auteur. . . . .	78
3.20	Schéma des oppositions manuelles pour chaque muscle pour les sessions 2 et 3. Source : Illustration de l'auteur. . . . .	82
3.21	Schéma des oppositions à la contraction imposées par des sangles et capteurs de force. Source : Illustration de l'auteur. . . . .	83
3.22	Carte heuristique complète du contenu des sessions de mesures. . . . .	84
3.23	Carte heuristique de l'analyse professionnelle de la pratique. . . . .	85
3.24	Carte heuristique de la mise en place de l'évaluation de l'activité musculaire. . .	86
3.25	Environnement du chirurgien au cours de la session 2. Source : Photo de l'auteur	87
3.26	Carte heuristique de l'optimisation du protocole de mesure d'activité musculaire et de détermination de la fatigue musculaire. . . . .	88
3.27	Carte heuristique de l'étude de l'influence de la hauteur de travail. . . . .	89
3.28	Hauteurs du coude et du champ opératoire, correspondant au mur abdominal. Illustration de l'auteur à partir de : [ <a href="#">Van Veelen2002</a> ]. . . . .	90



3.29	Exemple de régression linéaire du tracé de la valeur <i>mRMS</i> normalisée par le taux d'exposition correspondant à la contraction maximale volontaire en fonction du temps. . . . .	92
3.30	Session 3 : MVC expert protocole par oppositions manuelles à la contraction. . .	97
3.31	Comparaison MVC max s3 et s4. . . . .	98
3.32	Composantes et facteurs d'influence de la performance [Winget1985]. . . . .	101
3.33	Activités musculaires de la session 3. . . . .	102
3.34	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail. . . . .	105
3.35	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les <i>extensor carpi radialis longus</i> et fléchisseurs communs superficiels des doigts du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail. . . . .	106
3.36	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les éminences thénar du chirurgien expert comparés entre deux configurations de travail. . . . .	107
3.37	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (JASA évolutif). . . . .	108
3.38	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (JASA évolutif). . . . .	110
3.39	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'anastomose vésico-urétrale pour le chirurgien expert (JASA séquentiel). . . . .	111
3.40	Ecarts relatifs entre les configurations standard et Dex pour chaque chirurgien. . .	115
3.41	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs en configuration standard comparés entre deux chirurgiens. . . . .	117
3.42	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'exercice d'anastomose vésico-urétrale en configuration standard pour le chirurgien intermédiaire (JASA évolutif). . . . .	117
3.43	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en configuration standard pour le chirurgien intermédiaire (JASA séquentiel). . . . .	118
3.44	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les <i>extensor carpi radialis longus</i> , les fléchisseurs communs superficiels des doigts et la colonne du pouce en configuration standard comparés entre deux chirurgiens. . . . .	119
3.45	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les trapèzes supérieurs et des <i>extensor carpi radialis longus</i> en configuration Dex comparés entre deux chirurgiens. . . . .	120
3.46	Etats musculaires en fin d'anastomose vésico-urétrale pour les fléchisseurs communs superficiels des doigts et la colonne du pouce en configuration Dex comparés entre deux chirurgiens. . . . .	121
3.47	Evolution de l'état musculaire des trapèzes supérieurs en cours d'exercice d'anastomose vésico-urétrale en configuration Dex pour le chirurgien intermédiaire (JASA séquentiel). . . . .	121
3.48	Postures du chirurgien pour des hauteurs de travail de 50, 60, 70 et 90 % $h_{coude}$ . Illustration de l'auteur. . . . .	124

---

3.49	Postures du chirurgien pour des hauteurs de travail en standard de 60, 70, 80 et 90 % $_{h_{coude}}$ et en Dex de 50, 60, 70 et 80 % $_{h_{coude}}$ . Illustration de l'auteur. . . . .	124
3.50	Activités musculaires du faisceau supérieur des trapèzes droit et gauche pour différentes hauteurs de travail pour le chirurgien expert. . . . .	124
3.51	Activités musculaires des faisceaux antérieur et latéral du deltoïde droit pour différentes hauteurs de travail. . . . .	125
3.52	Activités musculaires de l'extenseur du poignet pour différentes hauteurs de travail. 126	
3.53	Equivalence entre les recommandations faites pour les hauteurs de travail. Illustration de l'auteur. . . . .	128
3.54	Carte heuristique de caractérisation du confort opératoire. . . . .	129
3.55	Instauration des différents états musculaires et apparition de la fatigue - bilan <i>JASA</i> segmentaire / recrutement des fibres. . . . .	130
3.56	Comparaison d'activité musculaire lors de l'utilisation d'une estrade ou du Dex. .	131
A.1	Suture en configuration standard - chirurgien intermédiaire. Source : Illustration de l'auteur. . . . .	xlvi
A.2	Suture en configuration Dex - chirurgien intermédiaire. Source : Illustration de l'auteur. . . . .	li
B.1	Activités musculaires de la session 3. . . . .	lxi

## Liste des tableaux

2.1	Classification d'instruments de laparoscopie tenus en main. . . . .	34
3.1	Propriétés des fibres musculaires. . . . .	60
3.2	Muscles instrumentés pour l'étude de la sollicitation du membre supérieur. . . . .	79
3.3	Données morphologiques des chirurgiens. . . . .	80
3.4	Analyse des sources et causes d'erreurs observées au cours de la session 1. . . . .	86
3.5	Paramètres et coefficients fournis par la fonction <i>mdl</i> pour le fléchisseur commun superficiel des doigts gauche en configuration Dex. . . . .	93
3.6	p-value sur les valeurs de pente pour le tracé des diagrammes <i>JASA</i> associés aux configurations standard et Dex pour chaque muscle du chirurgien expert. . . . .	104
3.7	Bilan des résultats en terme d'état musculaire avec (s) : significatif, (∅) : non significatif, (?) : soumis à une perte de données. . . . .	112
3.8	Notation des anastomoses réalisées par chaque chirurgien et photographies de la vue intra-vésicale de chaque suture. . . . .	114
A.1	Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 1). . . . .	xlix
A.2	Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 2). . . . .	l
A.3	Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 3). . . . .	li
A.4	Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 1). . . . .	lii
A.5	Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 2). . . . .	liii
A.6	Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 3). . . . .	liv
A.7	Chirurgien expert - configuration standard (partie 1). . . . .	liv
A.8	Chirurgien expert - configuration standard (partie 2). . . . .	lv
A.9	Chirurgien expert - configuration standard (partie 3). . . . .	lvi
B.1	Forces maximales (exprimées en Newton) produites par chaque muscle d'intérêt au cours de contractions maximales volontaires enregistrées avec un capteur de force pour le chirurgien expert lors de la session 4. . . . .	lviii
B.2	Ecarts relatifs entre les activités musculaires calculées pour les configurations standard et Dex au cours d'un exercice d'anastomose vésico-urétrale. . . . .	lix

B.3 Durées d'analyse (en ms) des exercices traitées par la méthode <i>JASA</i> et ses évolutions. . . . .	lx
B.4 Evaluations subjectives du ressenti en douleur et en effort perçu par le chirurgien expert au cours de la session 4. . . . .	lxi

## Détail des exercices de la session 3

### A.1 Chirurgien intermédiaire - Configuration standard

Au cours de la session 3, le chirurgien intermédiaire réalise un premier exercice d'anastomose vésico-urétrale sur un modèle anatomique en configuration standard.

La durée de l'enregistrement EMG correspondant à cet exercice est de 23 min 50,883s.

L'exercice se décompose en phase d'approche, *A* (ou finalisation d'un point) et phase de passage de l'aiguille dans le tissu, *P*.

Pour chaque phase, les Tableaux A.1, A.2 et A.3 référencent sa nomenclature, les instruments effectuant le geste, la partie de l'hémi-surjet considérée, la structure anatomique support, des informations complémentaires, l'orientation du point et la durée.

La phase de passage de l'aiguille dans le tissu est elle-même découpée en trois étapes : planter (*jab*), tourner (*turn*), tirer (*pull*). Le fait d'avoir un maintien de l'aiguille ou d'une des structures anatomiques au cours de cette phase est également précisé.

L'orientation du point est donnée classiquement en heure. C'est la position du point sur l'urètre qui sert de référence. La même valeur sera indiquée pour la vessie, considérant un miroir.

La Figure A.1 montre le schéma de suture du chirurgien intermédiaire lors de l'anastomose vésico-urétrale pratiquée en configuration standard sur un modèle anatomique.

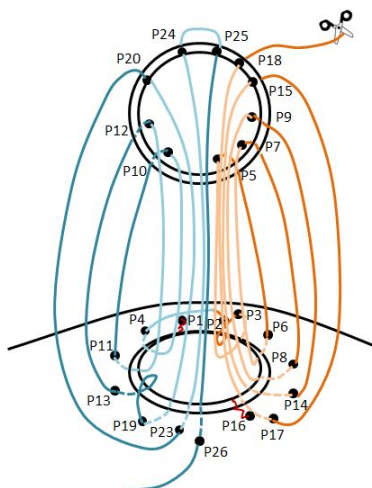


Figure A.1 – Suture en configuration standard - chirurgien intermédiaire.

## A.1. Chirurgien intermédiaire - Configuration standard

L'hémi-surjet gauche est représenté en bleu et le droit en orange. La nomenclature de chaque passage de point est reportée ainsi que les déchirures, en rouge.

Le temps moyen de réalisation d'un point (*jab*, *turn*, *pull*) est de 23 s dans cette configuration pour le chirurgien intermédiaire qui est considéré comme expert en laparoscopie standard.

Nomenclature	Jab	Turn	Maintien	Pull	Hémi-surjet	Struct. anat.	"Heure"	Informations	Durée (s)
A1	D/G				Non applicable (N/A)				66
P1	G	G	D aiguille	G/D	G	Vessie	5h55*	Déchiré	26
A2	G/D				(N/A)				69
P2	D	D	G aiguille	D	D	Vessie	6h05*		34
A3	G/D				(N/A)				87
P3	D	D	G aiguille	D	D	Vessie	6h10*		28
A4	D/G				(N/A)				164
P4	G	G	D aiguille	G	G	Vessie	5h45*		25
A5	G/D				(N/A)				41
P5	D	D	G urètre	D/G	D	Urètre	6h		29
A6	D/G				(N/A)				26
P6	D	G	/	D/G	D	Vessie	4h*		12
A7	G/D				(N/A)				9
P7	D	D	/	D	D	Urètre	4h		7
A8	G/D				(N/A)				13
P8	D	D	G aiguille	D/G	D	Vessie	3h*		15

Tableau A.1 – Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 1).

Annexe A. Détail des exercices de la session 3

Nomenclature	Jab	Turn	Maintien	Pull	Hémi-sujet	Struct. anat.	"Heure"	Informations	Durée (s)
A9	D					(N/A)			9
P9	D	D	/	D	D	Urètre	3h30		18
A10	G/D					(N/A)			44
P10	G	G	D urètre	G/D	G	Urètre	7h		15
A11	D/G					(N/A)			44
P11	G	G/D	/	D	G	Vessie	7h30*		12
A12	G/D					(N/A)			16
P12	D	D	/	D	G	Urètre	9h		19
A13	G/D					(N/A)			38
P13	G	G/D	/	D/G	G	Vessie	9h*		21
A14	G/D					(N/A)			70
P14	G	G	/	D/G	D	Vessie	2h*	Groupé	21
P15	G	D	/	D/G		Urètre	2h30		
A16	G/D					(N/A)			40
P16	G	G			D	Vessie		Déchiré	
P17	G	G	D aiguille		D	Vessie	2h*		
P18	G	G	D vessie	G/D	D	Urètre	1h30	Groupé	40
A19	D/G					(N/A)			38
P19	D	D	G vessie		G	Vessie	10h*		
P20	D	D	G vessie	D/G	G	Urètre	10h30	Groupé	21

Tableau A.2 – Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 2).

<i>Nomenclature</i>	<i>Jab</i>	<i>Turn</i>	<i>Maintien</i>	<i>Pull</i>	<i>Hémi-sujet</i>	<i>Struct. anat.</i>	<i>"Heure"</i>	<i>Informations</i>	<i>Durée (s)</i>
A21	G/D				(N/A)				66
P21	D	D	G vessie		G	Vessie	11h*	Déchiré	31
P22	D				G	Urètre	10h30		
P23	D	D			G	Vessie	11h*		
P24	D	D	G vessie	D/G	G	Urètre	11h30	Groupé	
A25	D/G				(N/A)				40
P25	D	D			G	Urètre	12h15	Groupé	35
P26	D	D	G aiguille	D/G	G	Vessie	11h30*		
N	G/D				3 nœuds successifs				175

Tableau A.3 – Chirurgien intermédiaire - configuration standard (partie 3).

## A.2 Chirurgien intermédiaire - Configuration Dex

La durée de l'enregistrement de l'exercice d'anastomose vésico-urétrale réalisé sur des modèles anatomiques en configuration Dex est de 29 min 18,697s.

Les temps approximatifs de chaque phase de passage de point, *P*, ou de préparation du geste, *A* sont référencés dans les Tableaux A.4, A.5 et A.6.

La Figure A.2 montre la trajectoire suivie par le chirurgien au cours du geste de suture.

Le temps moyen de réalisation d'un point (*jab*, *turn*, *pull*) est de 44 s dans cette configuration pour le chirurgien considéré comme ayant un niveau intermédiaire en laparoscopie motorisée. Il réalise moins de point en plus de temps, avec des intervalles plus longs entre deux passages de point.

**A.2.0.0.1 Remarques et observations** Le chirurgien, même s'il connaît chacune des commandes du Dex, n'est pas encore totalement familier de leur utilisation. Les hésitations dans l'actionnements des boutons expliquent en partie l'augmentation de la durée des intervalles entre deux passages de l'aiguille dans le tissu puisque le chirurgien a tendance à ouvrir les mors de l'instrument au lieu de les serrer ce qui entraîne une perte de l'aiguille. Pour deux passages il a tenu l'aiguille telle que son centre de rotation et celui de l'outil étaient opposés ce qui entraîne une trajectoire non optimale de l'aiguille dans le tissu. Il a cependant compenser cette rotation inverse par un mouvement de l'instrument : il n'y a pas eu de déchirement résultant de ces gestes inappropriés.



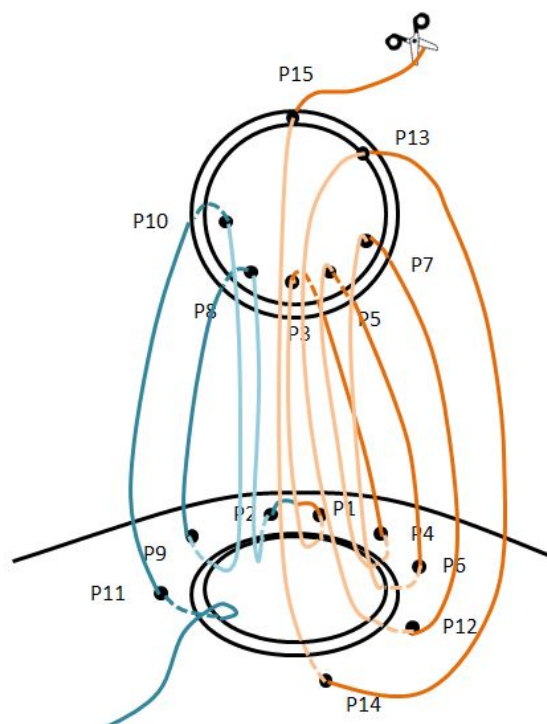


Figure A.2 – Suture en configuration Dex - chirurgien intermédiaire.

Il est à noter qu'aucune déchirure du tissu n'est observée sur cette suture alors qu'il y en a eu deux en configuration standard.

Nomenclature	Jab	Turn	Maintien	Pull	Hémi-sujet	Struct. anat.	"Heure"	Informations	Durée (s)
A1	D				Non applicable (N/A)				1
P1	D	D	G aiguille vessie	D/G	D	Vessie	5h30*	Ressorti car piqué à 12h*	182
P1 bis		D	G aiguille	D	D	Vessie	5h30*		
A2	G/D				(N/A)				44
P2	G	G	D vessie	G	G	Vessie	6h30*		53

Tableau A.4 – Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 1).

A.2. Chirurgien intermédiaire - Configuration Dex

<i>Nomenclature</i>	<i>Jab</i>	<i>Turn</i>	<i>Maintien</i>	<i>Pull</i>	<i>Hémi-sujet</i>	<i>Struct. anat.</i>	<i>"Heure"</i>	<i>Informations</i>	<i>Durée (s)</i>
A3	G/D					(N/A)			235
P3	D	D	G aiguille vessie	D/G	D	Urètre	6h		32
A4	D					(N/A)			52
P4	D	D/G/D	/	G	D	Vessie	5h30*		31
A5	D/G					(N/A)			46
P5	D	D	G aiguille	D/G	D	Urètre	5h		29
A6	G/D					(N/A)			63
P6	D	D/G	G vessie aiguille	G	D	Vessie	3h30*		32
A7	D/G					(N/A)			21
P7	D	D	G aiguille	D	D	Urètre	4h		21
A8	D/G					(N/A)			107
P8	D	D/G	G aiguille	G	G	Urètre	7h		66
A9	G/D					Non applicable (N/A)			46
P9	G	G	/	G	G	Vessie	8h*		17
A10	D/G					(N/A)			48
P10	D	D	/	G	G	Urètre	9h		19
A11	G/D					(N/A)			40
P11	G	G/D	D vessie	D/G	G	Vessie	9h*		21

Tableau A.5 – Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 2).

<i>Nomenclature</i>	<i>Jab</i>	<i>Turn</i>	<i>Maintien</i>	<i>Pull</i>	<i>Hémi-sujet</i>	<i>Struct. anat.</i>	<i>"Heure"</i>	<i>Informations</i>	<i>Durée (s)</i>
A12	G/D				(N/A)				208
P12	D	D			D	Vessie	2h30*	Groupé	42
P13	D	D/G	G aiguille	G	D	Urètre	2h30		
A14	D/G				(N/A)				134
P14	D	D	/		D	Vessie	1h*	Groupé	31
P15	D	D	G aiguille	D/G	D	Urètre	12h		

Tableau A.6 – Chirurgien intermédiaire - configuration Dex (partie 3).

### A.3 Chirurgien expert - configuration standard

La durée de l'enregistrement de l'exercice d'anastomose vésico-urétrale réalisé sur des modèles anatomiques en configuration standard par le chirurgien expert est de 19 min 1,818s.

Les temps approximatifs de chaque phase de passage de point, *P*, ou de préparation du geste, *A* sont référencés dans les Tableaux A.7, A.8 et A.9.

<i>Nomenclature</i>	<i>Jab</i>	<i>Turn</i>	<i>Maintien</i>	<i>Pull</i>	<i>Hémi-sujet</i>	<i>Struct. anat.</i>	<i>"Heure"</i>	<i>Informations</i>	<i>Durée (s)</i>
P1	D	D	/	D/G	G	Vessie	6h15*		14
A2	D/G				(N/A)				49
P2	G	G/D	D vessie	D/G	D	Vessie	5h45*		47
A3	G/D				(N/A)				98
P3	G	G	D vessie	G/D	G	Urètre	7h		36

Tableau A.7 – Chirurgien expert - configuration standard (partie 1).

A.3. Chirurgien expert - configuration standard

Nomenclature	Jab	Turn	Maintien	Pull	Hémi-sujet	Struct. anat.	"Heure"	Informations	Durée (s)
A4	G/D				(N/A)				13
P4	G	G	D aiguille vessie	G	G	Vessie	8h*		23
A5	D/G				(N/A)				5
P5	G	G/D/G	/	G/D	G	Urètre	8h30		20
A6	D/G				(N/A)				20
P6	D	D	G vessie		G	Vessie	10h*	glissement de l'aiguille	4 A6 bis 62
P6 bis	D	D/G/D	G/D vessie	D	G	Vessie	9h*		21
A7	D/G				(N/A)				25
P7	D	D	G vessie	D/G	G	Urètre	9h30		14
A8	G/D				(N/A)				54
P8	D	D	G vessie	D	G	Urètre	5h		10
A9	G/D				(N/A)				46
P9	D	D/G	G vessie D vessie	G	D	Vessie	4h*		16
A10	D/G				(N/A)				21
P10	D	D	G vessie	D	G	Urètre	4h		16
A11	G/D				(N/A)				75
P11	G	G/D	D/G/D vessie	D/G/D	D	Vessie	2h*		40

Tableau A.8 – Chirurgien expert - configuration standard (partie 2).

<i>Nomenclature</i>	<i>Jab</i>	<i>Turn</i>	<i>Maintien</i>	<i>Pull</i>	<i>Hémi-sujet</i>	<i>Struct. anat.</i>	<i>"Heure"</i>	<i>Informations</i>	<i>Durée (s)</i>
A12	G/D					(N/A)			23
P12	G	D	D vessie	D/G	D	Urètre	3h		21
A13	D/G					(N/A)			28
P13	G	G	D vessie		D	Vessie	1h30*	Groupé	25
P14	G	D	/	D/G	D	Urètre	2h		
A15	D/G					(N/A)			54
P15	D	D	G vessie		G	Vessie	11h30*	Groupé	16
P16	D	D	G vessie aiguille	D/G	G	Urètre	11h30		
A17	D/G					(N/A)			42
P17	D	D	G vessie		G	Urètre	12h	Groupé	36
P18	D	D	G vessie	D/G	G	Vessie	12h*		

Tableau A.9 – Chirurgien expert - configuration standard (partie 3).

#### A.4 Chirurgien expert - configuration Dex

Un problème d'enregistrement vidéo de la réalisation de geste dans le *pelvitainer* pour cette configuration de travail ne nous permet pas de présenter les résultats pour ce chirurgien avec le Dex.



## Données complémentaires au Chapitre 3

### B.1 Contractions maximales volontaires - session 4

Les valeurs de force mesurées au cours des enregistrements des contractions maximales volontaires sont répertoriées dans le Tableau B.1. Il y a eu trois mesures effectuées pour chaque muscle.

Muscles	Mesure 1	Mesure 2	Mesure 3
TSD	116,872	112,611	109,588
DAD	106,426	114,948	125,256
DLD	100,791	112,337	113,161
ECRLD	83,3358	111,237	120,308
ECSDD	55,7094	66,1552	47,6002
FCSDD	149,859	163,329	142,712
EThD	94,6062	106,564	109,175
TSG	130,892	131,166	132,541
ECRLG	171,163	171,300	176,523
ECS DG	65,3305	89,6582	97,35512
FCSDG	156,181	166,765	179,822
EThG	55,1596	51,5861	54,8847

Tableau B.1 – Forces maximales (exprimées en Newton) produites par chaque muscle d'intérêt au cours de contractions maximales volontaires enregistrées avec un capteur de force pour le chirurgien expert lors de la session 4.

## B.2 Ecarts relatifs - session 3

L'utilisation de l'instrument articulé et motorisé a un bilan bénéfiques/risques positif pour les sollicitations musculaires des pouces mais également sur les autres muscles étudiés comme cela est visible dans le Tableau B.2 où  $\epsilon_{rel}$  correspond à l'écart relatif entre les configuration standard et Dex, la configuration standard étant considérée comme référence, et  $u(\epsilon_{rel})$  à l'incertitude associée.

Muscles	$(\epsilon_{rel} \pm u(\epsilon_{rel}))\%$ *	Configuration favorable
TSD	$(0,460 \pm 0,001)\%$	Standard
ECRLD	$(2,823 \pm 0,004)\%$	Standard
FCSDD	$(40,580 \pm 0,001)\%$	Dex
EThD	$(30,985 \pm 0,003)\%$	Dex
TSG	$(42,310 \pm 0,001)\%$	Dex
ECRLG	$(1,374 \pm 0,002)\%$	Dex
FCSDG	$(1,240 \pm 0,003)\%$	Standard
EThG	$(10,186 \pm 0,005)\%$	Standard

\* il s'agit ici des valeurs absolues de l'écart relatif.

Tableau B.2 – Ecarts relatifs entre les activités musculaires calculées pour les configurations standard et Dex au cours d'un exercice d'anastomose vésico-urétrale.

## B.3 Durée d'analyse JASA - session 3

La durée des exercices conditionne le temps d'analyse de la méthode JASA complète alors que ce sont les intervalles de temps choisis entre chaque analyse et la durée choisie des portions d'exercices ainsi que leur recouvrement qui vont conditionner le traitement des données dans le cas de l'application des méthodes JASA évolutive et JASA séquentielle. Un problème lors de l'enregistrement de l'exercice standard du chirurgien expert a conduit à perdre des données entre les temps 840238 ms et 989397 ms. Le traitement se fera malgré cet incident.

Ainsi, du fait de l'absence de données sur un laps de temps en configuration standard expert, l'analyse JASA comme JASA évolutive se feront sur les deux intervalles de temps pour lesquels nous possédons des données. A.N qu'il existe une incertitude quand à ce qu'il s'est passé physiologiquement dans le muscle au cours de cette durée sans données et que la fin de l'analyse ne peut être qu'extrapolée. Ainsi, la significativité des résultats est à contrebalancer avec le fait que l'analyse est limitée par des données manquantes. Aucune extrapolation n'a été faite sur l'inter-



valle manquant, nous nous sommes contentés de le considérer comme existant mais vide. Pour la méthode *JASA* séquentielle, le fait de traiter les données sur des intervalles de temps de 270000 ms ne permet pas d'analyser les signaux au-delà de 780000 ms.

Pour les enregistrements en configuration Dex, lors du travail du chirurgien expert, le traitement s'effectue sur le même temps qu'en standard pour l'analyse *JASA* évolutive alors que le maximum de données est conservé pour l'analyse *JASA* séquentielle, puisque il y a une limite importante à l'analyse en standard.

Pour le chirurgien intermédiaire, l'analyse *JASA* complète est menée sur l'intégralité de l'exercice puis les mêmes durées d'analyses sont choisies pour les méthodes dérivées.

Configuration / chirurgien	Exercice complet	<i>JASA</i> évolutif	<i>JASA</i> séquentiel
standard / expert	[1 :840238] [989397 :1141818]	< 840000 990000 < < 1140000	780000
standard / intermédiaire	1445686	1440000	13200000
Dex / expert	1327520	1140000	1020000
Dex / intermédiaire	1876183	1440000	1320000

Tableau B.3 – Durées d'analyse (en ms) des exercices traitées par la méthode *JASA* et ses évolutions.

#### B.4 Mesures subjectives de la douleur et de l'effort - session 4

Lors de la dernière session de mesure, en fin de chaque exercice le chirurgien a évalué son ressenti en terme de douleur (échelle VAS - 0 à 10) et d'effort perçu (échelle Borg - 6 à 20). Les valeurs n'ont pas été relevées pour la première et la dernière situation de travail proposée. L'ordre de réalisation des exercices mixant les hauteurs de travail et les instruments utilisés pour effectuer le geste a été tiré au sort.

Pour les hauteurs de travail 70 et 80 % $h_{coude}$ , l'effort perçu en configuration standard est supérieur à celui perçu en configuration Dex, avec des écarts importants relevés. Pour une hauteur non-optimale de 90 % $h_{coude}$ , l'effort perçu est très important dans les deux configurations de travail et même légèrement supérieur pour le Dex. A noter que la pénibilité moindre est relevée en Dex pour la hauteur de travail avec laquelle le chirurgien a l'avantage l'habitude d'opérer au bloc.

Au niveau de l'évaluation de la douleur, il n'est pas possible de comparer les hauteurs les plus basses. Néanmoins si l'on se base sur le Dex uniquement, on remarque que la douleur est nulle en 60 et 70 % $h_{coude}$  alors qu'elle atteint déjà plus de la moitié de la plage pour 50 et 80 % $h_{coude}$  avec une douleur comprise entre 6 et 8. La douleur est quasi-maximale pour la hauteur de travail la plus importante. En standard, pour les trois hauteurs où les perceptions ont été demandées, la douleur

est élevée mais demeure dans la même plage comprise entre 6 et 8 même pour la hauteur de travail maximale.

Ordre de réalisation	Instrument	Hauteur de travail $\%h_{coude}$	VAS	Borg
1	standard	60	∅	∅
2	standard	90	7-8	18
3	standard	80	6-7	15-16
4	Dex	80	6	10
5	Dex	60	0	7
6	Dex	70	0	6
7	standard	70	8	16
8	Dex	90	9	19
9	Dex	50	7-8	15
10	standard	50	∅	∅

Tableau B.4 – Evaluations subjectives du ressenti en douleur et en effort perçu par le chirurgien expert au cours de la session 4.

### B.5 Incertitudes sur les valeurs d'activités musculaires - session 3

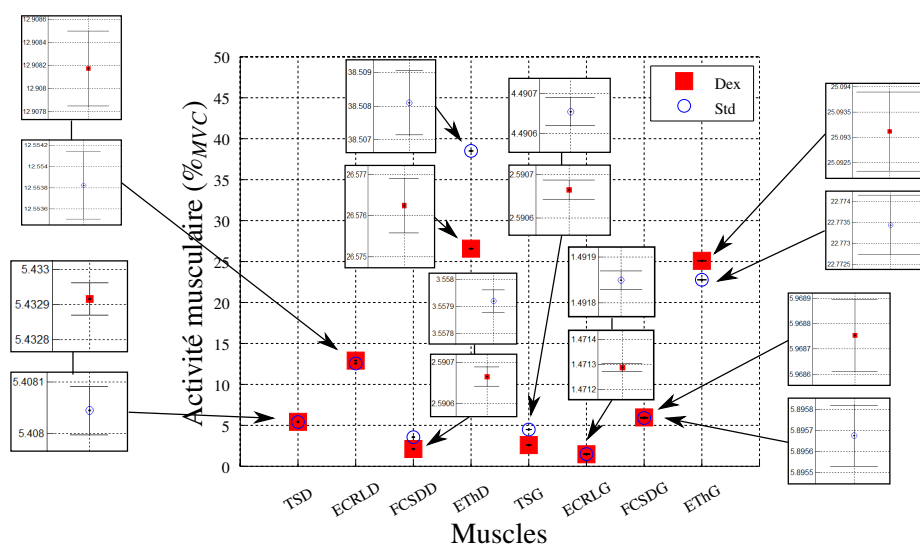


Figure B.1 – Activités musculaires de la session 3.



## Données complémentaires au chapitre 4

### **C.1 Comparaison des activités musculaires pour l'actionnement de la *rotation propre* par bouton ou par poignée**

[...confidentiel...]

### **C.2 Codeur d'angle**

[...confidentiel...]



# Optimisation d'un instrument laparoscopique ergonomique pluri-articulé motorisé pour une efficacité et un confort opératoires accrus

## Résumé

La laparoscopie est une technique chirurgicale qui consiste à intervenir dans la cavité abdominale d'un patient à travers des incisions de quelques dizaines de millimètres. Elle présente de nombreux avantages pour le patient en regard de la chirurgie ouverte : une cicatrisation et une récupération plus rapides, moins de risques d'infection et des douleurs post-opératoires réduites. Néanmoins, le chirurgien est soumis à davantage de contraintes, que ce soit d'un point de vue cognitif, avec une vision indirecte, et souvent bidimensionnelle, des structures anatomiques sur lesquelles intervenir couplée à une réduction du sens du toucher, ou d'un point de vue postural, avec l'adoption d'orientations articulaires délétères pour les structures musculosquelettiques. Dans ce contexte, après avoir passé en revue les différents instruments utilisés au bloc pour réaliser ce type de procédure, l'intérêt est porté sur le Dex™, un instrument articulé motorisé tenu en main qui permet une pratique dextre au pied du patient. L'étude de cet instrument porte sur son influence sur le confort opératoire du chirurgien au cours d'un geste de suture, particulièrement contraignant à effectuer avec des instruments standards. Afin de quantifier le confort, des méthodes de détermination de l'état musculaire, notamment la méthode JASA (pour *Joint Analysis of Spectra and Amplitude*), sont mises en œuvre et discutées. Enfin, une évolution de l'instrument est proposée afin d'accroître la dextérité et le confort du chirurgien au cours de sa pratique.

**Mots-clés :** Instrument laparoscopique, ergonomie, confort opératoire, fatigue musculaire, lois de commande.

## Abstract

*A task in operating patients through small incisions and with long and straight instruments requires accuracy but imposes cognitive and physical workload to the surgeons. Nonetheless, the minimally-invasive surgery benefits clearly to the patients and has therefore been developed a lot these last decades. Postural constraints for the surgeon during the realization of such procedures lead to pain and to the development of work-related musculoskeletal disorders. Different medical devices have appeared on the market to offer to the surgeon a more important intracorporeal mobility with additional distal degrees of freedom implemented on the instrument shaft. Some present purely mechanical architecture, others own mechatronical commands. The improvement of the Dex™ on the surgeons' gesture is a reduced abduction of the shoulder in comparison with standard laparoscopy. The measurement of the muscular condition in terms of fatigue or force during a specific surgical task permits to quantify the occupational comfort and to compare two working configurations using standard or motorized instruments. The JASA (Joint Analysis of Spectra and Amplitude) method is thus applied and discussed. Finally, a novel design of the instrument is proposed under the name of AELI (articulated and ergonomical laparoscopic instrument) in order to improve the surgeons' gesture and comfort.*

**Keywords :** Laparoscopic instrument, work station ergonomics, occupational comfort, muscular fatigue, control laws.

