



HAL
open science

Co-manipulation robotique transparente pour l'assistance à l'examen échographique

Irmella M. Moutsinga, Flavien Paccot, Hélène Chanal, Nicolas Bouton

► **To cite this version:**

Irmella M. Moutsinga, Flavien Paccot, Hélène Chanal, Nicolas Bouton. Co-manipulation robotique transparente pour l'assistance à l'examen échographique. 17ème colloque national S-mart AIP-PRIMECA, Université Polytechnique Hauts-de-France [UPHF], Mar 2021, LAVAL VIRTUAL WORLD, France. hal-03296279

HAL Id: hal-03296279

<https://hal.science/hal-03296279v1>

Submitted on 22 Jul 2021

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.

Co-manipulation robotique transparente pour l'assistance à l'examen échographique

Irmella Moutsinga
Institut Pascal UMR 6602
Université Clermont Auvergne/CNRS/SIGMA
irmella.moutsinga@sigma-clermont.fr

Flavien Paccot
Institut Pascal UMR 6602
Université Clermont Auvergne/CNRS/IUT
flavien.paccot@uca.fr

Hélène Chanal
Institut Pascal UMR 6602
Université Clermont Auvergne/CNRS/SIGMA
helene.chanal@sigma-clermont.fr

Nicolas Bouton
Institut Pascal UMR 6602
Université Clermont Auvergne/CNRS/SIGMA
nicolas.bouton@sigma-clermont.fr

Résumé— Les travaux de cet article portent sur l'élaboration d'une assistance robotisée pour l'examen échographique permettant de réduire les Troubles Musculosquelettiques (TMS) auxquels peuvent être soumis les médecins échographistes. La stratégie repose sur une co-manipulation clinicien/robot de la sonde échographique pour sa mise en place sur le patient; le maintien de la sonde sur le patient est alors assuré par le robot. L'objectif de cet article est de définir une stratégie de génération de mouvement « par guidage manuel » favorisant une conservation du geste par le clinicien. Ainsi en fonction des efforts appliqués par le clinicien sur la sonde, le robot qui porte la sonde doit générer un mouvement cohérent de manière à être transparent dans la réalisation de l'examen. Afin de définir cette stratégie, nous nous appuyons sur les principes de la mécanique Newtonienne. L'application du principe fondamental de la dynamique permet alors de calculer et planifier la trajectoire en fonction des efforts et des moments appliqués par le clinicien. Ainsi, la trajectoire suivie par le robot correspond à la trajectoire d'un solide virtuel dans l'espace sollicité par un effort. Ce solide virtuel, est caractérisé par une masse virtuelle et une inertie virtuelle. Notre méthode de génération de mouvement par solide virtuel est comparée en simulation à la méthode de co-manipulation classique en impédance. La comparaison montre que le guidage du solide virtuel est plus souple que celui de système en raideur et génère moins de sensation de choc améliorant ainsi la transparence du système global.

Mots-clés—robot ; co-manipulation ; assistance ; échographie ; hand-guidance

I. INTRODUCTION

L'échographie est un examen pratiqué dans plusieurs secteurs de la santé. Cet examen nécessite d'être réalisé par un clinicien expérimenté pour l'acquisition et l'interprétation d'image, afin d'intégrer les résultats échographiques obtenus de manière appropriée dans la prise en charge du patient [1].

La réalisation de l'examen nécessite que le clinicien adopte des postures inconfortables telles que, des positions du poignet et de l'avant-bras souvent délicates, des postures en abduction de l'épaule, d'inclinaison ou de torsion du rachis (Figure 1) [2][3]. Le maintien statique de la sonde sur le patient demande

au clinicien d'appliquer des efforts axiaux pouvant atteindre 15N dans le cadre d'un suivi de grossesse pour des patientes non obèses [4]. Dans le cas des patientes obèses les efforts appliqués augmentent d'environ 40% (Figure 2). Couplées à des temps de pratique également allongés (Figure 2), ces postures sont à l'origine des TMS développés par les cliniciens. Une étude faite en 2009 aux États-Unis stipule que 90% des cliniciens effectuant des échographies se plaignaient de douleurs [3]. Ces TMS peuvent rendre difficile l'examen en créant un geste non contrôlé qui entraîne un effet « sorti de plan » et crée l'illusion d'un mouvement ce qui peut conduire à des erreurs de diagnostic [5].

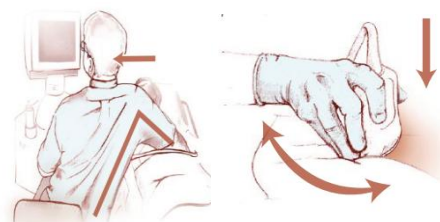


Figure 1. Exemples de postures inconfortables adoptées par les cliniciens [3]

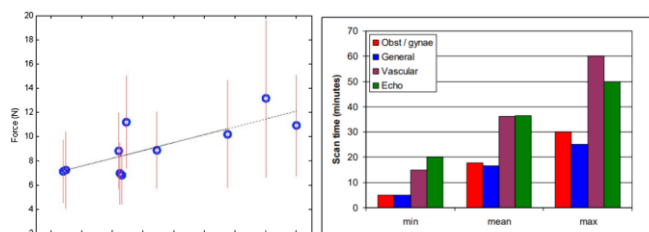


Figure 2. Force de contact moyenne par IMC (Gauche) [4] ; temps moyen de pratique par type d'examen échographique (Droite) [2]

Afin d'améliorer l'ergonomie de l'examen pour le clinicien et de remédier aux TMS qu'ils rencontrent, nous proposons de développer un système d'assistance robotisée à l'échographie.

Dans la littérature, différents travaux s'intéressent à l'utilisation des robots pour l'examen échographique suivant trois approches. Pour la première, l'examen échographique est automatique et s'appuie sur une commande en asservissement visuel du robot porte-sonde compensant les mouvements physiologiques du patient afin que l'expert analyse une région d'intérêt [6]. La deuxième repose sur l'utilisation d'un robot téléopéré [7]. La troisième approche repose sur une coopération humain-robot, i.e. l'humain « partage la maîtrise » de l'examen avec le robot. L'effecteur du robot est alors positionné par le clinicien sur le patient ; les mouvements du robot sont ensuite soit téléopérés par le clinicien, soit gérés de façon autonome si ce dernier doit réaliser une tâche en parallèle (Figure 3).

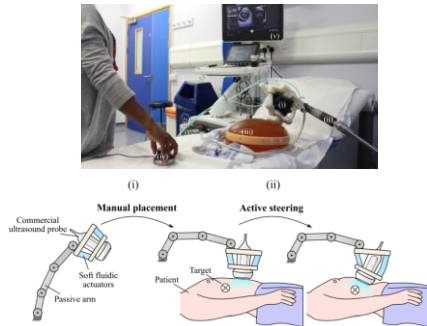


Figure 3. Exemples de système de coopération humain-robot [8]

Au vu des besoins médicaux exprimés, nous avons choisi de focaliser nos travaux sur la troisième approche afin que le clinicien puisse conserver son geste d'examen. Ainsi, nos travaux portent sur la co-manipulation homme-robot dans le but de positionner une sonde sur un corps humain. Dans un premier temps nos travaux se concentrent sur le déplacement d'une sonde montée au niveau de l'effecteur d'un robot dans l'espace (sans contact). Le but est de développer une méthode de génération de mouvement temps réel pour que le robot suive une trajectoire opérationnelle générée par les forces et les moments appliqués par le médecin sur la sonde échographique tout en étant transparent à la manipulation.

Dans une première partie, nous introduisons la méthodologie de guidage proposée avant de comparer en simulation ses performances vis-à-vis d'un guidage en raideur.

II. METHODOLOGIE DU GUIDAGE

La trajectoire opérationnelle d'un robot est une suite de positions et d'orientations prise par son effecteur dans l'espace cartésien en fonction du temps.

Cette partie introduit la stratégie de guidage manuel classique en impédance et la stratégie développée par solide virtuel.

A. Définition

Le guidage manuel est une fonctionnalité des robots collaboratifs qui permet de mettre en mouvement un robot de façon rapide et intuitive. En robotique industrielle, la fonction de guidage manuel ou hand-guidance est présente afin de faciliter la phase de programmation par apprentissage d'un robot.

La génération de mouvement par hand-guidance se fait en trois étapes (Figure 4). La première étape est la détermination des efforts extérieurs régissant le mouvement. Elle peut se faire soit en utilisant une prédiction basée sur la mesure des couples moteurs [9], soit en utilisant un capteur au niveau de l'effecteur final [10]. Dans notre cas d'application, la mise en place d'un capteur est nécessaire vu la faible valeur des efforts mis en jeu vis-à-vis des efforts d'inertie générés par le mouvement du robot. La deuxième étape consiste à transformer ces efforts en déplacements, c'est cette étape qui correspond à la génération de trajectoire sur laquelle nous apportons notre contribution. La dernière étape consiste à mettre en mouvement le robot. Dans notre cas, nous choisissons de mettre en mouvement le robot à l'aide d'envoi à la baie de commande du robot des consignes exprimées dans l'espace articulaire.

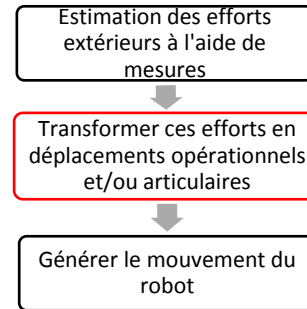


Figure 4. Etapes d'élaboration du guidage manuel

Lors du guidage, le robot doit suivre les mouvements imposés par l'opérateur sans aucune force de résistance perceptible : on parle de manipulation transparente. L'évaluation de la transparence basée sur l'analyse des vitesses et des accélérations du système durant la manipulation est une méthode qui permet d'évaluer les performances du guidage manuel [11].

B. Choix de la stratégie de génération de la trajectoire

L'élaboration de la trajectoire pour le guidage manuel a fait l'objet de travaux de recherche basée sur la notion d'impédance [12][13][14] [15].

La commande en impédance a été introduite par Hagan [16] pour répondre au nombre grandissant d'application nécessitant l'interaction du robot avec son environnement. Alors qu'une loi de compliance par raideur active est liée à un comportement statique désiré, la commande en impédance impose une relation dynamique entre la position commandée et les efforts appliqués sur l'environnement. L'idée consiste à modifier la dynamique apparente d'un robot au point d'interaction en régulant son impédance mécanique suivant un modèle de type masse-ressort-amortisseur. L'impédance se traduit par l'équation (1).

$$f_{\text{ext}} = \Lambda \ddot{X}_e + B \dot{X}_e + K X_e \quad (1)$$

Où Λ , B et K sont respectivement les matrices d'inertie, d'amortissement et de raideur désirées; X_e , \dot{X}_e et \ddot{X}_e sont les erreurs de position, de vitesse et d'accélération, avec $X_e = X_d - X$, X le vecteur des positions mesurées ou estimées et X_d le vecteur des positions désirées. f_{ext} représente les efforts extérieurs.

L'accélération commandée $\ddot{\mathbf{X}}_c$ se définit comme suit:

$$\ddot{\mathbf{X}}_c = \ddot{\mathbf{X}}_d + \Lambda^{-1} \left((\mathbf{B}\ddot{\mathbf{X}}_e + \mathbf{K}\mathbf{X}_e) - \mathbf{f}_{\text{ext}} \right) \quad (2)$$

Le modèle dynamique d'un robot manipulateur selon le formalisme de Lagrange est:

$$\mathbf{\Gamma} = \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{\Gamma}_{\text{ext}} \quad (3)$$

Où \mathbf{q} est le vecteur de positions articulaires du robot.

Le couple de commande \mathbf{u} peut alors être exprimé suivant l'équation ci-dessous:

$$\mathbf{u} = \hat{\mathbf{A}}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}}_c + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \hat{\mathbf{\Gamma}}_{\text{ext}} \quad (4)$$

Où

$$\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{Q}(\mathbf{q}) + \text{Diag}(\dot{\mathbf{q}})\mathbf{F}_v + \text{Diag}(\text{Sign}(\dot{\mathbf{q}}))\mathbf{F}_s \quad (5)$$

$$\ddot{\mathbf{q}}_c = \mathbf{J}^T \left\{ \ddot{\mathbf{X}}_d + \Lambda^{-1} \left((\mathbf{B}\ddot{\mathbf{X}}_e + \mathbf{K}\mathbf{X}_e) - \mathbf{f}_{\text{ext}} \right) - \dot{\mathbf{J}}\dot{\mathbf{q}} \right\} \quad (6)$$

Avec \mathbf{A} , \mathbf{C} et \mathbf{Q} qui correspondent respectivement aux matrices d'inertie, de Coriolis et au vecteur pesanteur du robot. $\hat{\mathbf{A}}$, $\hat{\mathbf{C}}$ et $\hat{\mathbf{H}}$ sont les valeurs estimées de ces éléments. \mathbf{J} est la matrice jacobienne du robot. $\mathbf{\Gamma}_{\text{ext}}$ est le vecteur représentant les actions extérieures rapportées aux articulations du robot. \mathbf{F}_v et \mathbf{F}_s sont respectivement les vecteurs de frottements visqueux et de frottements secs.

Alors que les précédentes approches de guidage manuel sont basées sur le contrôle de l'impédance du robot, notre approche s'appuie sur la mise en place d'un comportement représentatif des lois de la mécanique. Ainsi, notre proposition se base sur le principe fondamental de la dynamique de sorte que le robot ait un comportement transparent au cours de la manipulation.

En s'appuyant sur le principe fondamental de la dynamique, le robot doit suivre la trajectoire d'un solide dans l'espace lorsqu'il est soumis à des actions extérieures. Ainsi, la génération de trajectoire se fait à partir de la mise en mouvement d'un solide virtuel, dont les caractéristiques sont une masse virtuelle et une inertie virtuelle. Zhang [9] utilise un système de masse et d'inertie virtuelles afin de limiter la vitesse et l'accélération des robots industriels gros porteurs n'utilisant pas de capteur d'effort. La problématique de Zhang est caractérisée par la conservation d'un contact avec un solide à faible vitesse induisant un comportement du robot qui n'est pas transparent pour l'utilisateur.

La comparaison d'une génération de mouvement par solide virtuel avec une génération par impédance montre les limites du modèle en impédance sur la transparence du robot.

C. Présentation du principe de génération de mouvement par solide virtuel

Dans ces travaux, le robot d'application est le robot collaboratif Staubli TX2 60, équipé avec un capteur d'effort six axes Schunk FTN GAMMA 65-5 (Figure 5). La mise en œuvre du robot à travers sa baie de commande nous permet de nous affranchir de développement supplémentaire pour gérer la sécurité. De plus, ces travaux pourront alors s'appliquer à n'importe quel robot industriel.

Pour une manipulation intuitive de la sonde, la trajectoire suivie par le robot doit être celle d'un solide dans l'espace lorsqu'il est soumis à des efforts et/ou des moments dont les résultantes sont non nulles.

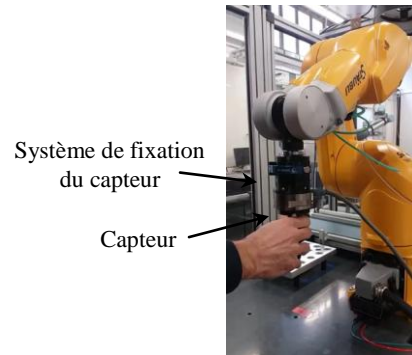


Figure 5. Système expérimental robot Staubli TX2 60

Selon le principe fondamental de la dynamique, dans un référentiel galiléen des forces de résultante non nulle engendrent une accélération du système, soit une modification de son vecteur vitesse et donc de sa trajectoire. Pour déterminer la trajectoire que doit suivre le robot en fonction du temps, il faut considérer un solide virtuel (Figure 6) qui est mis en mouvement sous l'action des efforts \mathbf{F}_m et des couples \mathbf{C}_m exercés par le médecin au point O_m .

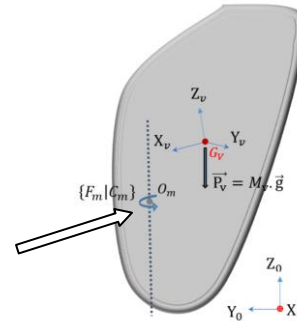


Figure 6. Solide virtuel

Le solide virtuel est caractérisé par une masse virtuelle M_v , une matrice d'inertie virtuelle \mathbf{I}_v et son centre de gravité virtuel G_v . Le torseur d'actions extérieures appliquées sur le solide est défini par l'équation (7) et son torseur dynamique par l'équation (8).

$$\{\mathbf{T}_{\text{ext}/S_v}\} = \left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{\mathbf{F}}_m + \overrightarrow{\mathbf{P}}_v \\ \overrightarrow{\mathbf{C}}_m + \mathbf{O}_m \overrightarrow{\mathbf{G}}_v \wedge \overrightarrow{\mathbf{P}}_v \end{array} \right\}_{R_0} \quad (7)$$

$$\{\mathbf{D}_{S_v/R_0}\} = \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{M}_v \cdot \overrightarrow{\mathbf{\Gamma}}_{G_v,S/R_0} \\ \overrightarrow{\delta}_{G_v,S/R_0} + \mathbf{M}_v \cdot \mathbf{O}_m \overrightarrow{\mathbf{G}}_v \wedge \overrightarrow{\mathbf{\Gamma}}_{G_v,S/R_0} \end{array} \right\}_{R_0} \quad (8)$$

Avec \mathbf{P}_v qui correspond au poids du solide virtuel et O_m le point d'application des efforts exercés par le médecin. $\overrightarrow{\mathbf{\Gamma}}_{G_v,S/R_0}$ est l'accélération du centre de masse virtuel et $\overrightarrow{\delta}_{G_v,S/R_0}$ est le moment dynamique du système virtuel en son centre de masse exprimés dans R_0 .

Les efforts \mathbf{F}_m et les couples \mathbf{C}_m exercés par le médecin sont estimés grâce aux mesures du capteur d'effort positionné entre

la sonde et le corps terminal du robot (équation (9)).

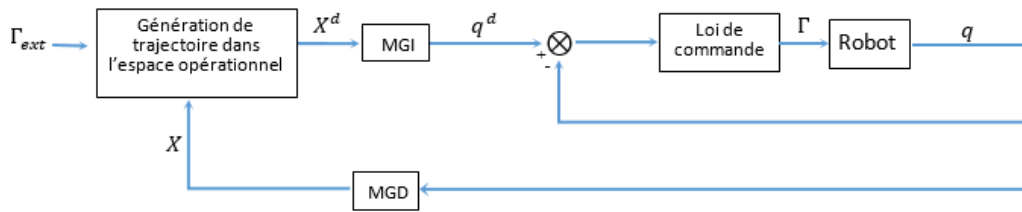


Figure 7. Schéma classique de génération de mouvement dans l'espace opérationnel

$$\begin{cases} \vec{\mathbf{F}}_m = \vec{\mathbf{F}}_{C/R_0} - \vec{\mathbf{P}}_{G_s} \\ \vec{\mathbf{C}}_m = \vec{\mathbf{M}}_{C/R_0} - \vec{\mathbf{O}}_c \vec{\mathbf{O}}_{m/R_0} \wedge \vec{\mathbf{F}}_m - \vec{\mathbf{O}}_c \vec{\mathbf{G}}_{s/R_0} \wedge \vec{\mathbf{P}}_{G_s} \end{cases} \quad (9)$$

Avec \mathbf{F}_{C/R_0} et \mathbf{M}_{C/R_0} les vecteurs de forces et des moments mesurés par le capteur exprimés dans R_0 . O_c est le centre du capteur, G_s le centre de masse de la sonde et du système de fixation et \mathbf{P}_{G_s} leur poids.

Le principe fondamental de la dynamique, appliqué au solide virtuel permet de dire que le torseur d'actions extérieures est égal au torseur dynamique. Ainsi l'accélération de trajectoire du solide virtuel est déduite de l'équation (10).

$$\begin{cases} \vec{\mathbf{I}}_{G_v,S/R_0} = \frac{\vec{\mathbf{F}}_m + \vec{\mathbf{F}}_v}{M_v} \\ \vec{\mathbf{\Omega}}_{R_v/R_0} = (\vec{\mathbf{C}}_m + \vec{\mathbf{G}}_v \vec{\mathbf{O}}_m \wedge \vec{\mathbf{F}}_m) \cdot \vec{\mathbf{I}}_v^{-1} \end{cases} \quad (10)$$

Afin que la trajectoire ne dépende que des efforts du médecin, la gravité virtuelle est nulle et le poids du solide virtuel est alors nul. Des frottements virtuels \mathbf{F}_{fv} et \mathbf{M}_{fv} sont ajoutés pour réaliser le seuillage mécanique des paramètres mesurés par le capteur.

$$\begin{cases} \vec{\mathbf{I}}_{G_v,S/R_0} = \frac{\vec{\mathbf{F}}_m - \vec{\mathbf{F}}_{fv}}{M_v} \\ \vec{\mathbf{\Omega}}_{R_v/R_0} = (\vec{\mathbf{C}}_m + \vec{\mathbf{G}}_v \vec{\mathbf{O}}_m \wedge \vec{\mathbf{F}}_m - \vec{\mathbf{M}}_{fv}) \cdot \vec{\mathbf{I}}_v^{-1} \end{cases} \quad (11)$$

Nous en déduisons la trajectoire pilotée du robot par intégration continue de l'accélération.

Dans la suite, la méthode génération de trajectoire utilisant le solide virtuel est comparée en simulation à la méthode en impédance en considérant uniquement la raideur.

III. SIMULATIONS ET DISCUSSIONS

Conformément au schéma classique de génération de mouvement dans l'espace opérationnel présenté sur la Figure 7, nous avons implémenté en simulation la génération de trajectoire par solide virtuel et la génération de trajectoire en impédance en considérant uniquement une raideur afin de les comparer.

A. Guidage manuel du robot basé sur le mouvement d'un solide virtuel dans un référentiel galiléen

L'équation (11) donne l'accélération que doit avoir la sonde dans l'espace sous l'action du clinicien. De sorte que $\vec{\mathbf{I}}_{G_v,S/R_0} = [\ddot{x} \ \ddot{y} \ \ddot{z}]$ soient les paramètres du mouvement en

translation et $\vec{\mathbf{\Omega}}_{R_v/R_0} = [\ddot{\psi} \ \ddot{\theta} \ \ddot{\phi}]$ ceux en rotation. Dans cette simulation, la masse du système virtuel M_v a été prise proche de celle de la sonde échographique, $M_s = 200g$. En considérant le solide virtuel comme un cylindre de rayon $R = 30mm$ et de longueur $l = 150mm$ nous calculons le tenseur d'inertie du solide virtuel.

Les valeurs considérées pour les simulations sont données dans le Tableau 1.

Paramètres	x	y	z
Inertie ($Kg \cdot m^2$)	$0.42 \cdot 10^{-3}$	$0.42 \cdot 10^{-3}$	$0.9 \cdot 10^{-4}$
Frottements virtuels \mathbf{F}_{fv} (N)	10^{-3}	10^{-3}	10^{-3}
Frottements virtuels \mathbf{M}_{fv} (N.m)	10^{-4}	10^{-4}	10^{-4}

Tableau 1. PARAMETRES D'INERTIE VIRTUEL ET DE FROTTEMENTS VIRTUELS

Afin de réglementer les interactions de contact humain-robot, la norme ISO-10218:2006 définit la vitesse maximale de l'organe terminal d'un robot à $0.25m/s$. Ainsi, en fonction des dimensions du robot, nous limitons la vitesse maximale de rotation égale à $0.3rad/s$ et le temps minimum d'accélération est pris égal à $0.5s$, d'où l'accélération maximale fixée à $0.5m/s^2$ et $0.6rad/s^2$.

Ces paramètres sont alors intégrés à notre simulateur pour calculer la trajectoire suivie par un effort ou un couple pur. Les simulations sont présentées dans la section C qui suit.

B. Guidage manuel du robot basé sur la commande en raideur

La commande en raideur est une particularité de la commande en impédance. Elle donne au robot le comportement d'un ressort à raideur. Elle consiste à contrôler la raideur apparente de l'effecteur en réglant une matrice de raideur désirée. La relation entre les déformations $\Delta \mathbf{X}$ et les efforts de contact \mathbf{f}_{ext} est donnée par l'équation ci-dessous :

$$\mathbf{f}_{ext} = K_q \Delta \mathbf{X} \quad (12)$$

Nous considérons que l'effort et le couple maximum appliqués pour déplacer la sonde à vitesses maximales dans l'espace sont de $0.1N$ et de $0.001N.m$, pour une vitesse maximale de $0.25m/s$ en translation et $0.3rad/s$ en rotation avec une période d'échantillonnage fixée à $\Delta t = 10ms$. Ainsi la raideur

maximale paramétrée pour les translations est de $40N/m$ et en rotation $0.33N.m/rad$.

La section suivante présente à l'aide de simulation la comparaison des trajectoires calculées avec les deux approches précédentes.

C. Analyse des trajectoires générées et étude la transparence des guidages

L'objectif de nos travaux est que le robot suive les mouvements imposés par l'opérateur sans aucune force de résistance perceptible : soit une manipulation transparente. Sous Simulink nous avons implémenté deux types de sollicitations : une force unique et un couple pur. Avec pour configuration articulaire initiale $\mathbf{q} = [0; \pi/4; \pi/2; 0; \pi/4; 0]$ (Figure 8).

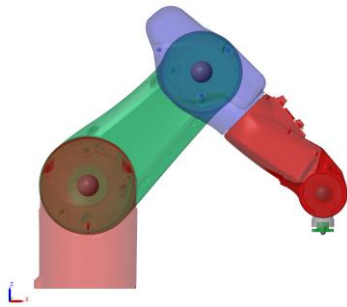


Figure 8. Configuration initiale du robot

- Pour générer un mouvement de translation. Un effort constant est appliqué pendant un temps $t = 0.5s$ tel que $\vec{F}_m = [0.1 \ 0 \ 0]^T$, exprimé dans le repère fixe R_0 .

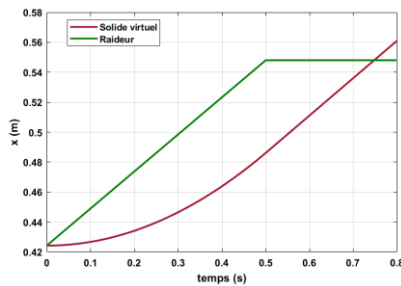


Figure 9. Positions cartésiennes x générées par la méthode du solide virtuel et par la méthode en raideur suivant la direction de l'effort appliqué

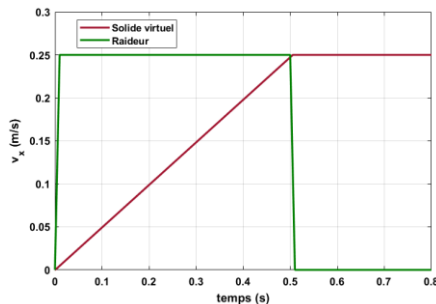


Figure 10. Courbes de vitesses v_x suivant la direction de l'effort appliqué

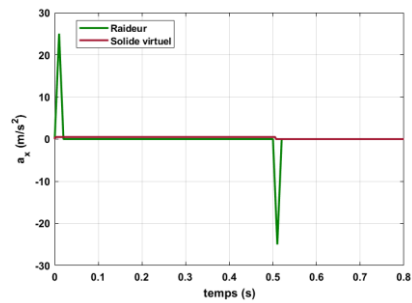


Figure 11. Courbes d'accélération a_x de l'effecteur suivant la direction de l'effort appliqué

- Pour générer un mouvement de rotation. Un couple constant est appliqué pendant un temps $t = 1s$ tel que $\vec{C}_m = [0 \ 1.6 \times 10^{-4} \ 0]^T$ exercé dans R_0 .

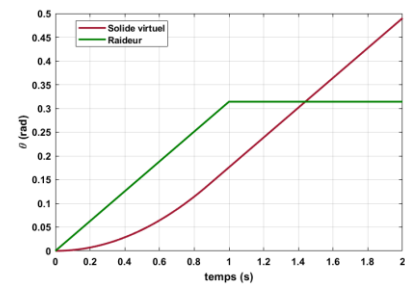


Figure 12. Courbes de position angulaire θ générées par la méthode du solide virtuel et par la méthode en raideur suivant la direction du couple appliqué

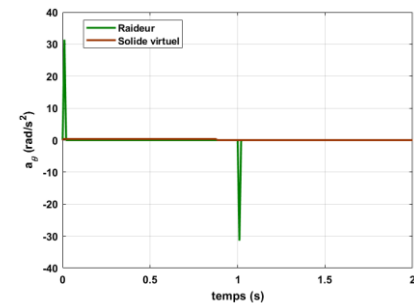
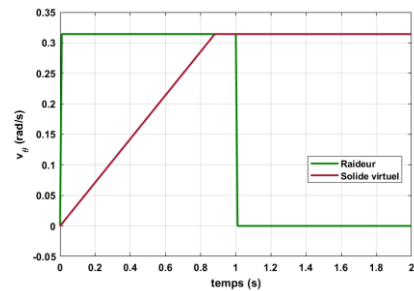


Figure 13. Courbes de vitesse angulaire v_θ et accélération angulaire a_θ du repère lié à l'effecteur selon la direction du couple appliqué, avec un générateur de trajectoire de type solide virtuel et raideur.

En translation comme en rotation, la trajectoire suivie par le robot en raideur et en masse virtuelle ne sont pas les mêmes

(Figure 9 et Figure 12). Nous pouvons constater que lorsque l'effort ou le couple cessent d'être appliqués le mouvement est conservé dans le cas d'une génération de trajectoire par solide virtuel ce qui est cohérent avec les principes de la mécanique. Ces différences expliquent pourquoi le pilotage d'un robot avec une génération de trajectoire en raideur génère un comportement qui n'est pas intuitif et nous oblige à constamment exercer un effort de réaction.

La génération de trajectoire en raideur génère des pics d'accélération plus importants que pour celle en solide virtuel (Figure 11 et Figure 13). Nous constatons des pics élevés d'accélération au démarrage et à l'arrêt du système en raideur pouvant atteindre près de 30rad/s^2 en rotation et 25m/s^2 en translation, alors que la trajectoire générée par le solide virtuel est contrainte en accélération par la limite naturelle imposée au système grâce aux limites des efforts et des couples appliqués. Ces pics d'accélération provoquent des à-coups qui entravent le guidage.

Cette analyse des trajectoires des vitesses et des accélérations donne l'aperçu de la transparence du robot lors de la manipulation.

IV. CONCLUSION

Afin de réduire les TMS auxquels peuvent être soumis les médecins échographistes, cet article propose l'élaboration d'une assistance robotisée. Ainsi une stratégie de génération de mouvement par hand-guidance favorisant une conservation du geste par le clinicien est élaborée. Celle-ci s'appuie sur les principes de la mécanique Newtonienne. L'application du principe fondamental de la dynamique permet alors de calculer et planifier la trajectoire en fonction des efforts et des moments appliqués par le clinicien. Ainsi, la trajectoire suivie par le robot correspond à la trajectoire d'un solide virtuel dans l'espace, sollicité par un effort.

Pour évaluer la stratégie de génération de trajectoire par solide virtuel, une étude de la transparence du guidage a été faite et comparée à la méthode classique en impédance. Les résultats montrent que le guidage du solide virtuel est plus souple que celui de système en raideur et génère moins de sensation de choc améliorant ainsi la transparence du système global.

La suite de ces travaux consiste à confirmer ces résultats de simulations par des résultats expérimentaux avant d'aborder la gestion du contact sonde/patient et la compensation des mouvements involontaires du médecin et les mouvements physiologiques du patient.

V. REMERCIEMENTS

Nous remercions l'Agence Nationale des Bourses du Gabon (ANBG) qui nous soutient tout au long de cette thèse en la finançant. De même, nous remercions le programme CRI de CAP2025 et chèque Hub Innovergne qui nous a financièrement accompagné et nous a permis de faire l'acquisition du capteur d'effort indispensable pour nos expérimentations.

VI. REFERENCES

- [1] A. Guerraz, « Etude du télégeste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts », *HAL Id tel-00005360* <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00005360v1>, 2005.
- [2] S. C. Monnington, K. Dodd-Hughes, E. Milnes, et Y. Ahmad, « Risk Management of Musculoskeletal Disorders in », n° March, 2012.
- [3] S. Murphey, « Work Related Musculoskeletal Disorders in Sonography », *J. Diagnostic Med. Sonogr.*, vol. 33, n° 5, p. 356- 369, 2017.
- [4] M. Dhyani *et al.*, « A pilot study to precisely quantify forces applied by sonographers while scanning: A step toward reducing ergonomic injury », *Work*, vol. 58, n° 2, p. 241- 247, 2017.
- [5] D. A. Lichtenstein, *L'échographie générale en réanimation*, 2ème édit. 2002.
- [6] R. Monfaredi *et al.*, « Robot-assisted ultrasound imaging: Overview and development of a parallel telerobotic system », *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, vol. 24, n° 1. Informa Healthcare, p. 54- 62, 2015.
- [7] P. Vieyres, G. Poisson, F. Courrèges, O. Mériçaux, et P. Arbeille, « The TERESA project: From space research to ground tele-echography », *Ind. Rob.*, vol. 30, n° 1, p. 77- 82, 2003.
- [8] L. Lindenroth, R. J. Housden, S. Wang, J. Back, K. Rhode, et H. Liu, « Design and Integration of a Parallel, Soft Robotic End-Effector for Extracorporeal Ultrasound », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, n° 8, p. 2215- 2229, 2020.
- [9] S. Zhang, S. Wang, F. Jing, et M. Tan, « A Sensorless Hand Guiding Scheme Based on Model Identification and Control for Industrial Robot », *IEEE Trans. Ind. Informatics*, vol. 15, n° 9, p. 5204- 5213, 2019.
- [10] D. Kushida, M. Nakamura, S. Goto, et N. Kyura, « Human direct teaching of industrial articulated robot arms based on force-free control », *Artif. Life Robot.*, vol. 5, n° 1, p. 26- 32, 2001.
- [11] J. Fong, V. Crocher, Y. Tan, D. Oetomo, et I. Mareels, « EMU: A transparent 3D robotic manipulandum for upper-limb rehabilitation », *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, p. 771- 776, 2017.
- [12] G. Raiola *et al.*, « Co-manipulation with a Library of Virtual Guiding Fixtures To cite this version: HAL Id : hal-01663467 Co-manipulation with a Library of Virtual Guiding Fixtures », 2017.
- [13] M. H. Ang, W. Lin, et S. Y. Lim, « Walk-through programmed robot for welding in shipyards », *Ind. Rob.*, vol. 26, n° 5, p. 377- 388, 1999.
- [14] R. Ikeura, H. Monden, et H. Inooka, « Cooperative motion control of a robot and a human », *Robot Hum. Commun. - Proc. IEEE Int. Work.*, p. 112- 117, 1994.
- [15] A. Winkler et J. Suchý, « Force-guided motions of a 6-d.o.f. industrial robot with a joint space approach », *Adv. Robot.*, vol. 20, n° 9, p. 1067- 1084, 2006.
- [16] N. Hogan, « Impedance control: An approach to

manipulation: Part I-theory », *J. Dyn. Syst. Meas. Control. Trans. ASME*, vol. 107, n° 1, p. 1- 7, 1985.