

Intégration d'un localisateur infrarouge dans une salle de radiothérapie pour le repositionnement quotidien des patients.

*Samuel PINAULT, Chef de projets AS2I
Bertrand Manuel Directeur du CRIIP
CRIIP-AS2I
IUT de Cachan, Université Paris-Sud-11
9 av. de La division Leclerc – 94230 Cachan
samuel.pinault@a-s2i.fr
bertrand.manuel@u-psud.fr*

**Sections de rattachement : 60
Secteur : Robotique**

Résumé : Dans cet article, nous présentons une méthode itérative pour le positionnement d'un patient en protonthérapie. La principale difficulté pour ce type de traitement est l'invisibilité du volume à traiter durant la mise en place du patient. Le processus de positionnement est réalisé par un robot médical à 6 degrés de liberté comme décrit sur la figure 3. Cet article explique comment avec un localisateur externe infrarouge couplé au robot de positionnement, on peut réduire et compenser l'erreur en position du volume à traiter.

Mots-clés : Radiothérapie, positionnement, automatisation

I. Introduction

L'Institut Curie Centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO) possède un synchrocyclotron pour l'accélération des protons. La balistique du proton étant très précise et la tumeur se situant dans un contexte complexe de structures à risque, le positionnement du patient nécessite donc une grande précision (inférieure à 1,5 mm).

Pour atteindre cet objectif, l'ICPO utilise un robot médical, à 6 degrés de liberté (6DDL). Ceci permet de déplacer le patient devant une ligne de faisceau horizontale fixe.

En vue d'améliorer la qualité (temps et précision) du repositionnement quotidien du patient, un localisateur Infrarouge (IR) le NDI POLARIS® (fig. 1), a été intégré et est en cours de validation.



Figure 1 : Gamme NDI de localisateurs absolus IR

Ce capteur est capable de suivre selon 6 degrés de liberté et à une fréquence de 50Hz, une cible dont la géométrie est connue a priori. Le logiciel développé EAGLE, permet de coupler les caméras IR au positionneur robotique et aux données médicales du patient. Ainsi, il est maintenant techniquement possible de déterminer a priori la position de la table pour que le patient soit correctement placé pour son incidence de traitement.

Cette nouvelle fonctionnalité a été rendue possible par l'utilisation de marqueurs mixtes fixés sur la contention visibles aux rayons X (RX) et par les caméras infrarouges. Le patient passe son scanner de traitement avec ces marqueurs fixés à la contention. Ainsi, lors de la segmentation des images scanner obtenues, le physicien sélectionne ces marqueurs et on peut récupérer leurs coordonnées par rapport au centre de l'imageur, dans un fichier DICOM, le RT structure. EAGLE récupère pendant le traitement les informations du RT structure, du RT plan et du planning de traitement. Il peut déterminer la position désirée pour que le positionneur place le patient conformément à prescription.

II. Expression de la tâche de positionnement

1. Description de la géométrie du problème

La figure 2 représente la géométrie de la salle de traitement avec l'installation du NDI Polaris®.

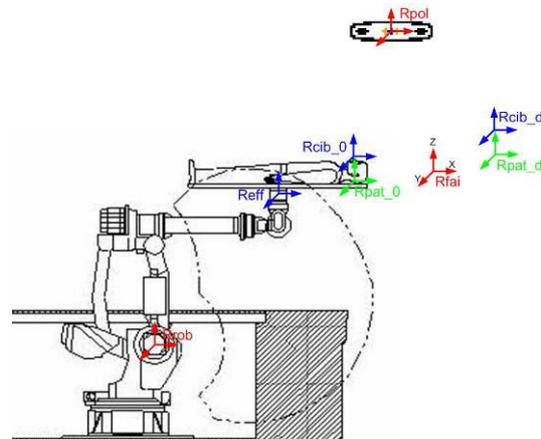


Figure 2 : Géométrie de la salle de traitement

On y voit les différents repères qui entrent en compte pour le problème du positionnement avec asservissement basé sur un localisateur externe (NDI Polaris®) :

- Le repère R_{fai} est attaché au faisceau de proton. Ce repère a pour origine le point de convergence du faisceau et est appelé isocentre en radiothérapie et son axe X est l'axe du faisceau de particules.
- Le repère R_{pat} est attaché à la tumeur du patient.
- Le repère R_{patd} est le repère patient désiré selon le planning de traitement.

- Les repères R_{rob} et R_{eff} correspondent respectivement au repère de base du robot et au repère lié à l'organe terminal du robot.
- Le repère R_{pat} est le repère de base du capteur externe.
- Le repère R_{cib} est le repère lié à la cible repérée par le capteur externe.
- Le repère R_{cibd} est le repère cible désiré selon le planning de traitement.

Il faut aussi rappeler que l'objectif du positionnement du patient est de déplacer R_{pat} jusqu'à R_{patd} et ce, malgré les incertitudes sur $T_{eff \rightarrow pat}$ qui dépend de l'installation quotidienne et sur les autres paramètres constants liés à la salle et au robot, qui ont du être estimés par l'étalonnage de la salle de traitement décrit dans le paragraphe suivant.

Ainsi, par exemple, la transformation $T_{rob \rightarrow fai}$ liant le repère de traitement à la base du robot n'est connue qu'avec des incertitudes. Les incertitudes sur les paramètres géométriques du dispositif conduiraient à une erreur sur le positionnement final du patient, si on utilisait une simple inversion du modèle géométrique.

Le planning de traitement spécifie la consigne de positionnement sous la forme d'une matrice de transformation homogène $T_{fai \rightarrow patd}$. Pour pouvoir utiliser le localisateur externe NDI Polaris® comme référence de positionnement, il est nécessaire de déterminer la consigne sous la forme de $T_{pol \rightarrow cibd}$. Il est indispensable pour cela de connaître la localisation du patient par rapport à la cible fixée sur la contention (composée de quatre sphères réfléchissant l'infrarouge dont le motif géométrique est connu par apprentissage), ce qui est impossible a priori du fait du défaut de répétabilité de l'installation du matériel d'immobilisation. On effectue donc un recalage géométrique initial, en enregistrant simultanément la position de la cible vis-à-vis du localisateur externe et la position du patient dans la salle, grâce aux rayons X.

2. Principe du recalage géométrique

Nous travaillons sur la base des hypothèses suivantes :

- Le capteur reste fixe dans la salle de traitement ;
- La cible est indéformable durant toute la durée du traitement ;
- Une fois la position initiale apprise, le patient reste immobile dans sa contention. Donc, durant la séance, $T_{pat \rightarrow cib}$ reste inchangée. Ainsi on a :

$$T_{pat \rightarrow cib}(t) = cste \quad (EQ.1)$$

Le recalage consiste à mesurer simultanément, dans la configuration initiale, notée avec un indice 0, l'erreur de positionnement du patient grâce au système d'imagerie RX existant, $T_{pat0 \rightarrow patd}$ et la position de la cible attachée à la contention par rapport au système de localisation externe, $T_{pol \rightarrow cib0}$. A partir de ces deux mesures, on peut localiser la cible par rapport au patient grâce à :

$$T_{pat \rightarrow cib}(t=0) = T_{pat_0 \rightarrow cib_0} = \underbrace{T_{pat_0 \rightarrow pat_d}}_{\text{ImagerieRX}} \cdot \underbrace{T_{pat_d \rightarrow fais}}_{\text{Planning}} \cdot \underbrace{T_{fais \rightarrow pol}}_{\text{Etalonnage}} \cdot \underbrace{T_{pol \rightarrow cib_0}}_{\text{MesurePolaris}} = T_0 \quad (EQ.2)$$

Après ce recalage, il devient simple de calculer le déplacement à réaliser par la cible par rapport au capteur infrarouge :

$$\mathbf{T}_{pol \rightarrow cib_d} = \underbrace{\mathbf{T}_{pol \rightarrow fais}}_{\text{Etalonnage}} \cdot \underbrace{\mathbf{T}_{fais \rightarrow pat_d}}_{\text{Planning}} \cdot \mathbf{T}_{pat_d \rightarrow cib_d} \quad (\text{EQ.3})$$

La localisation désirée de la cible est définie en vertu de l'hypothèse de rigidité de la contention (équation (EQ.1)) par :

$$\mathbf{T}_{pat \rightarrow cib_d} = \mathbf{T}_0 = \text{cste} \quad (\text{EQ.4})$$

En combinant les équations (EQ.3) et (EQ.4) il vient :

$$\mathbf{T}_{pol \rightarrow cib_d} = \underbrace{\mathbf{T}_{pol \rightarrow fais}}_{\text{Etalonnage}} \cdot \underbrace{\mathbf{T}_{fais \rightarrow pat_d}}_{\text{Planning}} \cdot \mathbf{T}_0 \quad (\text{EQ.5})$$

A noter que réaliser un asservissement visuel à partir d'une mesure externe permet de rester insensible aux erreurs de calibration de la salle. Supposons en effet que la matrice $\mathbf{T}_{fais \rightarrow pol}$ soit mal connue. Dans ce cas, la transformation entre patient et cible obtenue par le recalage (équation (EQ.2)) est une estimée différente de la vraie valeur de $\mathbf{T}_0 = \mathbf{T}_{pat \rightarrow cib}$. En conséquence, la position désirée de la cible n'est pas correctement calculée par rapport au faisceau.

Cependant, ceci n'a aucune influence sur la position finale du patient. En effet, le patient reste immobile par rapport à la cible. Donc, si un asservissement visuel stable permet de réaliser $\mathbf{T}_{pol \rightarrow cib} \equiv \mathbf{T}_{pol \rightarrow cib_d}$, alors, à la convergence de l'asservissement, on aura toujours :

$$\mathbf{T}_{cib \rightarrow cib_d} = \mathbf{I} \quad \text{Et} \quad \mathbf{T}_{pat \rightarrow cib} = \mathbf{T}_{pat_d \rightarrow cib_d} = \mathbf{T}_0 \quad (\text{EQ.6})$$

D'où il résulte que même si \mathbf{T}_0 est mal connue :

$$\mathbf{T}_{pat \rightarrow pat_d} = \mathbf{T}_{pat \rightarrow cib} \cdot \mathbf{T}_{cib \rightarrow cib_d} \cdot \mathbf{T}_{cib_d \rightarrow pat_d} = \mathbf{T}_0 \cdot \mathbf{I} \cdot \mathbf{T}_0^{-1} = \mathbf{I} \quad (\text{EQ.7})$$

Donc, indépendamment des erreurs commises au recalage (équation (EQ.2)) du fait des erreurs de calibration de la salle, si une méthode de commande permet de faire converger la cible vers la localisation désirée définie par l'équation (EQ.4), alors le repère lié au patient sera ramené exactement sur le repère désiré obtenu par l'imagerie RX.

La méthode la plus courante pour réaliser la mise en correspondance de la cible avec sa position désirée, lorsque que l'on dispose d'une mesure temps réel et que les paramètres sont connus avec des incertitudes, est l'asservissement visuel par une commande cinématique inverse.

Nous décrivons la commande mise en place dans la section 3.1. Nous verrons dans la section 3.2 comment en raison des contraintes liées aux traitements, nous avons modifié notre commande pour la rendre compatible avec des déplacements finis intégrant l'opérateur en salle de traitement, dans la boucle.

3. Etalonnage du système

Le robot série utilisé à l'ICPO (fig. 3) n'est pas suffisamment précis intrinsèquement pour le traitement des patients en protonthérapie.



Figure 3 : Robot de positionnement AS2I installé à l'ICPO

Il est en effet, difficilement envisageable de garantir une précision absolue de $\pm 1,5$ mm et $\pm 1,5$ deg. avec un positionneur devant placer une cible déportée de son terminal d'au moins 1 m (tête du patient sur la table) à une distance de 3 m de son référentiel de base avec une charge pouvant varier de 10 à 150 kg selon le patient. On parle bien ici de précision absolue car les déplacements à réaliser pour passer d'une incidence de traitement à une autre, sont la plupart du temps une rotation de la table de traitement pouvant aller jusqu'à 180 degrés. Un tel déplacement entraîne de grandes variations sur chacun des axes du robot. Dans un premier temps, le système NDI Polaris[®] présenté sur la figure 1, a été choisi pour vérifier la précision du robot et valider l'étalonnage entre le robot et la salle de traitement. Une procédure d'étalonnage automatique combinant le Polaris et le robot de positionnement a été mise au point.

Durant la procédure, une cible mixte (visible aux RX et aux Infra Rouges) est fixée sur l'organe terminal du robot et celui-ci effectue n déplacements comme le montre la figure suivante.

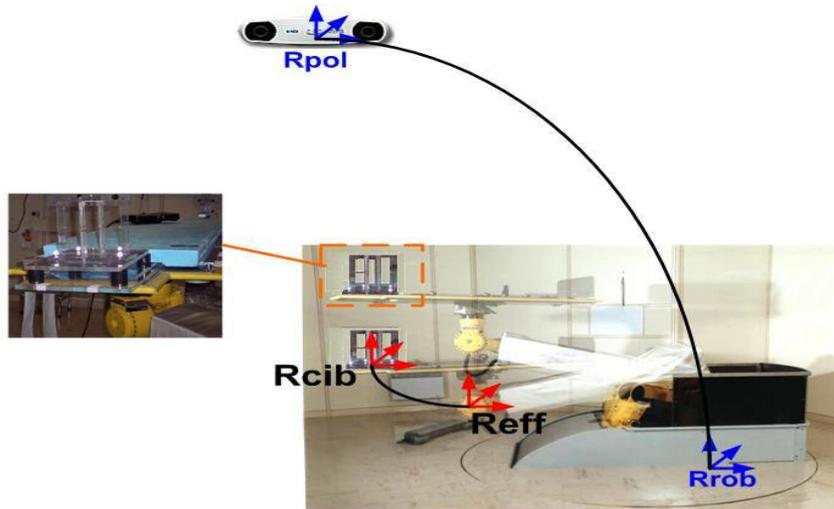


Figure 4 : Procédure automatisée d'étalonnage

On cherche à identifier les valeurs optimales des 36 composantes (cf. fig. 5) du vecteur p des paramètres inconnus :

$$\rho = \left[a^T d^T \alpha^T \theta^T X_{pol \rightarrow rob}^T X_{eff \rightarrow cib}^T \right] \quad (EQ.8)$$

- Le vecteur a contient les 6 paramètres a_j (avec $j \in \{0, \dots, 5\}$ dans la convention de DH modifiée [Khalil 1999]) qui représentent les translations suivant les axes x_j ;
- Le vecteur d contient les 6 paramètres d_j (avec $j \in \{1, \dots, 6\}$ dans la convention DH modifiée) qui représentent les translations suivant les axes z_j ;
- Le vecteur α contient les 6 paramètres α_j (avec $j \in \{0, \dots, 5\}$ dans la convention DH modifiée) qui représentent les rotations suivant les axes x_j ;
- Le vecteur θ contient les offsets pour la mesure des 6 paramètres θ_j (avec $j \in \{1, \dots, 6\}$ dans la convention DH modifiée) qui représentent les rotations suivant les axes z_j correspondant aux mesures articulaires avec l'offset à identifier ;
- Le vecteur $X_{pol \rightarrow rob}$ paramètre la transformation géométrique entre le repère de la base du localisateur et le repère de la base du robot avec la convention Euler ZYX.

$$X_{pol \rightarrow rob} = [x, y, z, r_z, r_y, r_x] \text{ où}$$

- $(x, y, z)^T$ sont les coordonnées de l'origine du repère de base du robot dans \mathcal{R}_{pol}
- r_z, r_y, r_x sont les 3 angles d'Euler (dans l'ordre : rotations autour de z, y et x) permettant de passer de la base de \mathcal{R}_{pol} à la base de \mathcal{R}_{rob}
- Le vecteur $X_{eff \rightarrow cib}$ est la position et l'orientation de la mire de calibration dans le repère terminal du robot avec la convention Euler ZYX.

Chaque position articulaire du robot $q_{mes,i}$, $i \in \{0..n\}$ et chaque mesure de la position de la cible dans le repère du localisateur $t_{mes,i}$, sont enregistrées. L'algorithme d'optimisation des 36 paramètres prend en entrées les paramètres théoriques ou l'estimation initiale des paramètres ainsi que les mesures enregistrées.

Les trente six paramètres sont identifiés par minimisation de l'erreur entre les positions cartésiennes mesurées par NDI Polaris® et les positions reconstruites par le modèle géométrique direct du robot.

La compensation de la déformation élastique due à la charge comme l'a décrite [Meggiolaro 2005] n'a pas encore été prise en compte dans l'optimisation. En effet, on s'appuie dans notre cas sur la répétabilité du robot pour envoyer le patient vers la position de recalage (enregistrement de la position de traitement de la veille).

Les vingt quatre paramètres de Denavit Hartenberg du modèle géométrique du robot ([Khalil 1999] et [Craig 2004]), ont été estimés à partir des plans constructeurs comme représenté sur la figure 5. Les deux autres transformations sont, mesurées grossièrement.

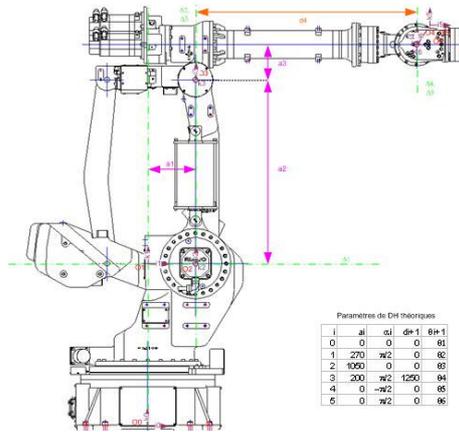


Figure 5 : Paramètres de DH initiaux du Robot

La position et l'orientation reconstruites de la cible dans la base du localisateur peuvent être calculées grâce au modèle géométrique utilisant les mesures articulaires (connues) et les 36 paramètres. Pour la $i^{\text{ème}}$ mesure on a:

$$x_{rec,i} = f(q_{mes,i}, p) \quad (EQ.9)$$

On détermine par dérivation du modèle géométrique un jacobien du paramétrage J_{pi} . Ce jacobien est le lien entre les vitesses dans le référentiel du capteur stéréovision et la dérivée temporelle des paramètres à optimiser. Cette relation peut être écrite pour la $i^{\text{ème}}$ position de la cible:

$$\dot{x}_{rec,i} = J_{pi} \dot{p} \quad (EQ.10)$$

Pour des petites variations des paramètres, on obtient :

$$dx_{rec,i} = J_{pi} dp \quad (EQ.11)$$

Pour n mesures :

$$dx = J_p dp \quad (EQ.12)$$

Où $dx = [dx_{rec,1}^T dx_{rec,2}^T \dots dx_{rec,n}^T]^T$ et $J_p = [J_{p1}^T J_{p2}^T \dots J_{pn}^T]^T$.

Cette relation peut alors s'inverser :

$$dp = J_p^+ dx \tag{EQ.13}$$

Où $J_p^+ = (J_p^T J_p)^{-1} J_p^T$ est la pseudo inverse de J_p .

On utilise l'algorithme suivant pour minimiser l'erreur quadratique entre x_{rec} reconstruite à partir du modèle géométrique et des positions x_{mes} mesurées par le capteur :

$p = p_{init}$

faire

$$x_{rec} = [f(q_{mes,1}, p) \dots f(q_{mes,n}, p)]^T$$

$$dp = J_p^+ (x_{rec} - x_{mes})$$

$$p = p + dp$$

tant que ($\|x_{rec} - x_{mes}\| > \epsilon_{max}$) et ($\|dp\| > dp_{max}$)

où p_{init} contient l'estimation des paramètres p , ϵ_{max} et dp_{max} donnent les conditions de la convergence.

La figure suivante montre les erreurs résiduelles évaluées par comparaison des mesures de la cible par les caméras ($x_{mes,i}$) et des positions reconstruites de la cible, avec les paramètres estimés ($x_{rec,i}$).

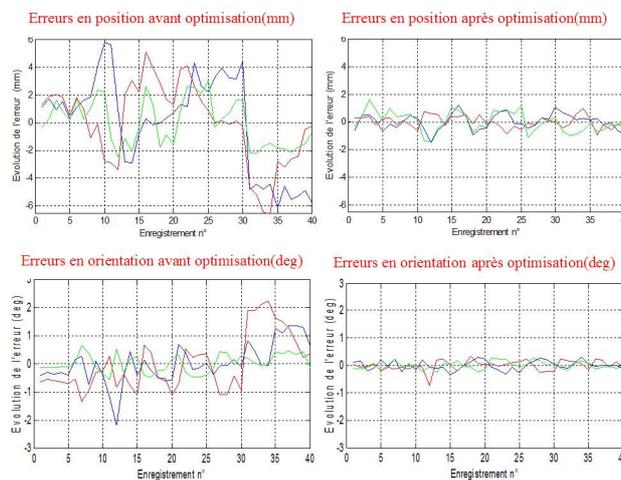


Figure 6 : Erreur en position reconstruite après optimisation

Après optimisation, on obtient une erreur maximale de 0,7 mm en translation et de 0,2 degrés en rotation.

4. Asservissement robotique sur un localisateur externe

4.1. Première méthode : commande en vitesse

La précédente méthode permet d'assurer le bon fonctionnement d'un quelconque asservissement, en effet, la bonne connaissance géométrique du robot diminue les erreurs de positionnement absolu cartésien. Ainsi l'asservissement visuel avec commande cinématique du robot est possible. C'est également une solution à retenir lorsque l'on dispose d'une mesure optique temps réel de l'erreur de positionnement comme l'expliquent [Hager 1994] et [Morel 2005]. L'objectif de ce type d'asservissement est de minimiser l'erreur de positionnement de la cible exprimée dans la base liée au capteur optique. Cette erreur est exprimée par :

$$\mathcal{E} = \begin{pmatrix} t_{cib \rightarrow cib_d} \\ [\theta \mathbf{u}]_{cib \rightarrow cib_d} \end{pmatrix} \quad (\text{EQ.14})$$

Où $t_{cib \rightarrow cib_d}$ est la translation de l'origine du repère R_{cib} à l'origine du repère R_{cib_d} , et

$[\theta \mathbf{u}]_{cib \rightarrow cib_d}$ est la rotation finie (angle θ et vecteur unitaire \mathbf{u}) entre les deux repères.

On cherche à commander les vitesses de translation et de rotation de la cible par rapport au localisateur de façon à annuler cette erreur. D'après [Malis 2002], la loi de commande suivante :

$$\mathbf{u}_{cib} = \lambda \mathcal{E} \quad (\text{EQ.15})$$

Où $\mathbf{u}_{cib} = \begin{bmatrix} {}^{pol}V_{(O_{cib} \in R_{cib} / R_{pol})} \\ {}^{pol}\Omega_{(cib / pol)} \end{bmatrix}$ est la vitesse de la cible par rapport au Polaris, exprimée

dans le repère R_{pol} et λ est un gain proportionnel, positif, exprimé en s^{-1} , permet d'assurer la convergence exponentielle de l'erreur, c'est-à-dire :

$$\mathcal{E}(t) = \mathcal{E}(t=0) \exp(-\lambda t) \quad (\text{EQ.16})$$

Cependant, cette loi n'est pas applicable directement car \mathbf{u}_{cib} n'est pas une entrée de commande. La cible est en effet déplacée grâce au robot qui est lui-même commandé en vitesse. Il faut donc exprimer la vitesse de l'effecteur du robot \mathbf{u}_{rob} par rapport à sa base, en fonction de la vitesse de la cible \mathbf{u}_{cib} . La transformation entre le repère lié à l'effecteur et celui lié à la cible étant constante, il suffit de faire un changement de point et de base pour passer de la vitesse de la cible à celle de l'effecteur du robot :

$$\mathbf{u}_{rob} = \begin{bmatrix} {}^{rob}V_{(O_{eff} \in R_{eff} / R_{rob})} \\ {}^{rob}\Omega_{(eff / rob)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{R}_{rob \rightarrow cib} & \mathbf{B} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \hat{R}_{rob \rightarrow cib} \end{bmatrix} \mathbf{u}_{cib} \quad (\text{EQ.17})$$

Dans cette expression, $\hat{R}_{rob \rightarrow cib}$ est l'estimation de la matrice de rotation entre l'effecteur

du robot et la cible, $\mathbf{B} = \hat{R}_{rob \rightarrow cib} \begin{bmatrix} {}^{rob}O_{eff} \\ {}^{rob}O_{cib} \end{bmatrix}_x$, où $[\mathbf{x}]_x$ est la matrice de pré-produit

vectorel associée à un vecteur \mathbf{x} .

La commande u envoyée au robot peut finalement s'écrire :

$$u = u_{rob} = \lambda \begin{bmatrix} \hat{R}_{rob \rightarrow cib} & B \\ 0_{3 \times 3} & \hat{R}_{rob \rightarrow cib} \end{bmatrix} \varepsilon \quad (EQ.18)$$

Le schéma d'asservissement ainsi obtenu est représenté sur la figure suivante.

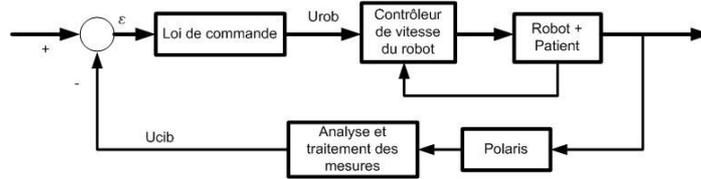


Figure 7 : Détail de la boucle d'asservissement par Polaris

4.2. Deuxième méthode : commande en position

Après avoir validé notre algorithme d'asservissement visuel basé sur une commande en vitesse, nous avons dû l'adapter au système utilisé dans les salles de traitement.

Tous les dispositifs utilisés pour le traitement d'un patient en radiothérapie doivent être conformes à la certification CE médicale. Selon les textes de loi, le manipulateur radio est responsable du positionnement du patient. C'est pourquoi, cet opérateur doit être intégré dans la chaîne de positionnement. Tout ordre envoyé au positionneur doit être validé et exécuté par le manipulateur en salle. Dans notre cas, les logiciels peuvent calculer les corrections à transmettre au robot mais c'est le manipulateur qui effectue la transmission et qui valide le déplacement proposé.

Ensuite, près du patient il exécute le mouvement avec un boîtier comprenant un bouton d'Arrêt d'Urgence et un bouton d'Homme Mort.

Pour toutes ces raisons et pour garantir la sécurité du patient, nous avons réalisé notre asservissement avec le NDI Polaris® en intégrant l'opérateur dans la boucle et en itérant sur des déplacements finis.

La procédure de traitement mise en place, est conforme à l'algorithme de départ, testé sur le site expérimental, mais au lieu d'envoyer un vecteur de vitesse au robot, nous lui envoyons une matrice homogène de correction.

L'hypothèse de départ décrite par l'équation (EQ.1) nous permet d'écrire que :

$$T_{eff \rightarrow pat} = T_{eff_d \rightarrow pat_d} \quad (EQ.19)$$

Le robot connaît en temps réel la position courante de son effecteur dans sa base grâce à son modèle géométrique $T_{rob \rightarrow eff}$.

Grâce à l'étalonnage de la salle, le robot connaît $T_{rob \rightarrow fais}$. Le planning donne la transformation $T_{fais \rightarrow pat_d}$.

La commande à interpréter par le robot lorsqu'il reçoit une correction de la part des systèmes de localisation est $T_{rob \rightarrow eff_d}$ obtenue comme suit :

$$T_{rob \rightarrow eff} = T_{rob \rightarrow eff} \cdot T_{eff \rightarrow pat} \cdot T_{pat \rightarrow pat_d} \cdot T_{pat_d \rightarrow eff_d} \quad (EQ.20)$$

D'après l'hypothèse décrite par l'équation (EQ.19) on peut dire que

$$T_{eff \rightarrow pat} \cdot T_{pat_d \rightarrow eff_d} = id \quad (EQ.21)$$

On peut alors simplifier l'équation (EQ.20) comme suit :

$$\mathbf{T}_{rob \rightarrow eff_d} = \mathbf{T}_{rob \rightarrow eff} \cdot \mathbf{T}_{pat \rightarrow pat_d} \quad \text{avec } \mathbf{T}_{pat \rightarrow pat_d} \text{ envoyée par le Polaris} \quad (\text{EQ.22})$$

Tant que l'erreur de positionnement du patient est supérieure aux tolérances de traitement, la boucle de correction est réitérée par l'opérateur.

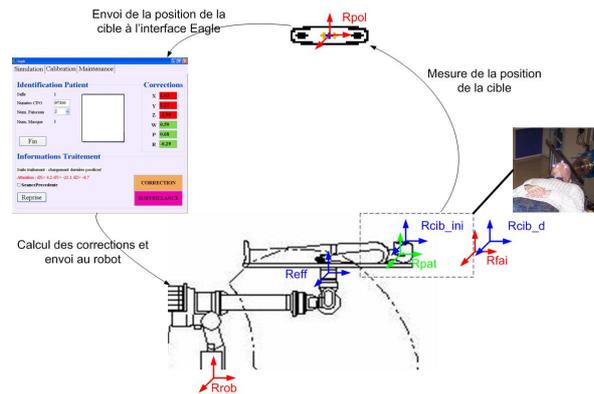


Figure 8 : Boucle d'asservissement en position utilisant le Polaris

5. Résultats cliniques obtenus

Dans cette partie, les résultats que nous avons obtenus avec les 25 patients ayant bénéficié du système de recalage infrarouge, sont présentés. Sur les 25, seuls 23 ont été retenus dans l'étude car pour un patient les données cliniques n'étaient pas disponibles et pour le second le système n'a rien apporté au positionnement en raison de la difficulté de mise en place du patient.

Pour le reste, on considère un succès de recalage, le fait d'avoir enchaîné une incidence de traitement avec NDI Polaris® et que les rayons X valident la position d'arrivée.

La figure 9 illustre la fréquence de réussite du dispositif mis en place. Précisons encore une fois que la réussite d'utilisation correspond à une correction réalisée par le robot sous asservissement Polaris avec validation de la position finale par RX.

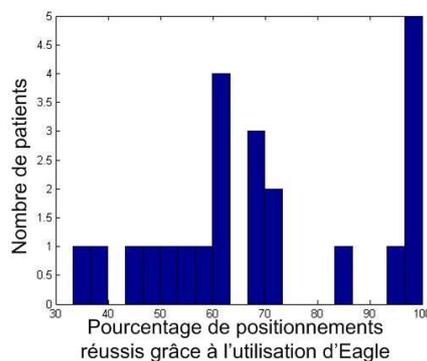


Figure 9 : Répartition du pourcentage de réussite d'utilisation d'EAGLE

Le nombre de patients ayant moins de 50% d'enchaînements réussis est de 4. Le nombre de patients ayant entre 50 et 99% d'enchaînements réussis est de 14. Le nombre de patients ayant 100% d'enchaînements réussis est de 5, mais ce n'est pas encore un résultat suffisamment significatif pour envisager d'utiliser le système pour valider les positions enchaînées.

Ce taux de réussite démontre néanmoins l'efficacité du système. L'idée de départ de travailler plus particulièrement sur l'amélioration des systèmes externes de recalage semble être une bonne solution. Le taux moyen de réussite est de 69.51%. Cependant, quelques améliorations peuvent être apportées au dispositif, notamment un couplage plus fort avec les données de traitement est en cours d'évaluation afin de pouvoir récupérer et pré-calculer toutes les positions de traitement avant la séance. De plus, le centre de test s'équipe actuellement de capteurs RX numériques qui permettront une automatisation plus importante du processus.

Conclusion

Tous ces problèmes montrent à quel point il est important de rendre le traitement le plus rapide et le plus confortable possible afin que le patient (souvent un enfant) n'ait pas le temps de souffrir ou d'avoir des nausées. De plus, nous avons démontré combien il n'est pas aisé de travailler en conditions réelles.

Les développements vont se poursuivre sur l'ergonomie d'utilisation du système afin de l'intégrer toujours mieux dans la chaîne de positionnement et d'automatiser toujours plus les opérations afin que le manipulateur en électroradiologie soit plus attentif au bien être du patient qu'au fonctionnement des systèmes.

Bibliographie

- [Khalil 1999] W. Khalil et E. Dombre. Modélisation, identification et commande des robots. In Hermès, 2^{ième} édition, 1999.
- [Meggiolaro 2005] M. A. Meggiolaro, S. Dubowsky et C. Mavroidis. Geometric and elastic error calibration of a high accuracy patient positioning system. Mechanism and machine theory, vol. 40, 2005.
- [Khalil 1999] W. Khalil et E. Dombre. Modélisation, identification et commande des robots. In Hermès, 2^{ième} édition, 1999.
- [Craig 2004] J. Craig. Introduction to Robotics, Mechanics and Control. In Pearson Education, 3^{ième} édition, 2004.
- [Hager 1994] G. Hager, S. Hutchinson et P. Corke. Tutorial TT3 : A Tutorial on Visual Servo Control, 1994. Held at ICRA 1994 Conference.
- [Morel 2005] G. Morel et J. Gangloff. Commande référencée capteurs en robotique médicale et chirurgicale. In JNRR'05 Journées Nationale de la Recherche en Robotique, 2005.