

POLITECNICO DI MILANO

FACOLTÀ DI INGEGNERIA DEI SISTEMI
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica



Sintesi
di un controllore iterativo robusto in anello chiuso
per un manipolatore neurochirurgico autonomo
a 13 gradi di libertà

Relatore:

Prof. Giancarlo FERRIGNO

Correlatori:

Ing. Elena DE MOMI

Ing. Matthias RIECHMANN

Tesi di Laurea di:

Mirko Daniele COMPARETTI

Matricola 734510

Anno Accademico 2009-2010

MIRKO DANIELE COMPARETTI

SINTESI DI UN CONTROLLORE
ITERATIVO ROBUSTO IN ANELLO
CHIUSO PER UN MANIPOLATORE
NEUROCHIRURGICO AUTONOMO A
13 GRADI DI LIBERTÀ

TESI DI LAUREA SPECIALISTICA



Relatore: Prof. Giancarlo Ferrigno
Correlatore: Ing. Elena De Momi
Ing. Matthias Riechmann

Politecnico di Milano
Facoltà di Ingegneria dei Sistemi
Dipartimento di Ingegneria Biomedica
Ottobre 2010

Mirko Daniele Comparetti: *Sintesi di un controllore iterativo robusto in anello chiuso per un manipolatore neurochirurgico autonomo a 13 gradi di libertà*
Tesi di Laurea Specialistica

© ottobre 2010.

Alla mia famiglia

Perché mio alleato è la *Forza*,
ed un potente alleato essa è...

... La vita la crea. La fa crescere.
La sua energia ci circonda e ci unisce.
Noi siamo esseri luminosi, non materia grezza.
Devi sentire la *Forza* attorno a te.
Ma stai lontano dal suo Lato Oscuro.
Una volta che avrai percorso il Sentiero Oscuro,
questo ti dominerà per sempre.
Ti consumerà.

Uno *Jedi* usa la *Forza* per *conoscere* e per difesa,
mai per attaccare.
Non esiste perché.
Non esiste come.
Non c'è provare.
C'è Fare.
O *Non Fare.*

CHE LA FORZA SIA CON TE!

Jedi Master Yoda
STAR WARS — EPISODIO 5
L'IMPERO COLPISCE ANCORA (1980)

SOMMARIO

La chirurgia mini-invasiva, Mini-Invasive Surgery (MIS), si è diffusa nella pratica clinica. Con questa tecnica viene ridotto il trauma per il paziente ma si inseriscono problemi di accuratezza della procedura in quanto la visibilità del campo operatorio e lo spazio di accesso da parte del chirurgo risultano limitate.

In ambito neurochirurgico questa tecnica viene utilizzata per interventi di biopsia o per il posizionamento di elettrodi per stimolazione cerebrale profonda attraverso l'uso di sonde rettilinee.

Per svolgere questo tipo di interventi è richiesta una fase di pianificazione pre-operatoria nella quale vengono raccolte informazioni diagnostiche sul paziente, quali le scansioni Computed-Tomography (CT) e Magnetic-Resonance Imaging (MRI), angiografie e trattografie che consentono di adattare un modello anatomico sul paziente, in modo da identificare le strutture anatomiche di interesse.

In questo modo è possibile selezionare il punto sul quale intervenire e il punto di ingresso sul cranio del paziente, seguendo una traiettoria che, in interventi di *keyhole neurosurgery*, è rettilinea. Questa traiettoria viene valutata secondo criteri di minimizzazione del rischio associato al passaggio della sonda.

La fase intra-operatoria vede l'applicazione del piano precedentemente predisposto, con differenti approcci. In particolare, una possibile soluzione si basa sull'uso di caschi stereotassici che agiscono da guida durante l'acquisizione delle immagini pre-operatorie, nella pianificazione e nel sostegno degli strumenti chirurgici durante l'intervento. Altre soluzioni si basano sull'uso di neuronavigatori in grado di estendere le capacità del chirurgo mediante l'uso di sistemi di localizzazione ottica dando un feedback all'azione del chirurgo.

L'utilizzo di robot per il posizionamento e la guida degli strumenti chirurgici. Questo aumenta l'accuratezza dell'intervento, ma inserisce il problema della sicurezza per gli operatori e per il paziente, unito anche all'ingombro dato dai manipolatori ed ai loro alti costi.

Il progetto europeo ROBOt and sensor integration for Computer Assisted Surgery and Therapy (ROBOCAST) si pone l'obiettivo di realizzare un sistema robotico autonomo che integri algoritmi di intelligenza artificiale in grado di:

1. pianificare autonomamente la traiettoria chirurgica che deve essere seguita dalla sonda;
2. posizionare lo strumento chirurgico, una sonda biotica rettilinea, sul punto di ingresso del cranio del paziente mediante l'uso di una catena cinematica composta da tre robot.

Il chirurgo deve poi esprimere parere favorevole al piano proposto ed occuparsi dell'inserimento della sonda, controllato mediante un'interfaccia aptica in grado di restituire all'operatore la sensazione tattile dovuta all'inserimento all'interno del tessuto cerebrale.

Il progetto di tesi qui presentato si integra all'interno di questo progetto europeo e si pone l'obiettivo della sintesi di un sistema di controllo per il miglioramento dell'accuratezza di posa dello strumento chirurgico mediante l'uso di una catena cinematica a 13 Gradi di Libertà (GdL) composta da un robot seriale, un robot parallelo ed un attuatore rettilineo.

I requisiti di accuratezza richiesti in quest'ambito di applicazione sono dell'ordine di 1 mm, in quanto è l'errore compiuto in fase di pianificazione dell'intervento dovuto alla risoluzione delle immagini ed al calcolo di operatori di registrazione.

Per questo scopo sono state utilizzate le informazioni provenienti da un localizzatore ottico in grado di dare un'informazione sulla posa di tutti i sistemi presenti; con queste informazioni è possibile valutare e migliorare l'accuratezza e verificare la sicurezza delle operazioni sfruttando la ridondanza di dati dal sistema robotico e ottico.

Le informazioni relative alla posa dei robot vengono acquisite utilizzando dei Dynamical Reference Frame (DRF), corpi rigidi ai quali è associato un sistema di riferimento mediante l'applicazione di Infra-Red Emitting Diodes (IREDS), localizzati dal sistema ottico e che vengono utilizzati per ricostruire l'informazione di posizione ed orientamento del corpo rigido al quale sono rigidamente connessi.

Sono stati implementati algoritmi di calibrazione che consentono di calcolare la trasformazione geometrica tra il Sistema di Riferimento (SdR) del DRF ed il SdR interno del manipolatore, mediante algoritmi di ottimizzazione di Levenberg-Marquardt.

Il sistema di controllo usa queste informazioni per procedere al posizionamento (targeting) della punta della sonda sul punto di ingresso, selezionato durante la fase di pianificazione chirurgica, sul cranio del paziente con un errore inferiore a 0,08 mm sulla componente di traslazione e di 0,01 rad sulla componente

rotatoria. In questo modo viene rispettato il vincolo di residuo di 1 mm sul goal all'interno del tessuto cerebrale.

Il movimento di approccio al target è ad opera del robot seriale, ad ampio workspace; in seguito a questo, viene applicata una correzione iterativa mediante l'utilizzo di entrambi i robot, seriale e parallelo, in modo da consentire la diminuzione del residuo fino a raggiungere la soglia sopra descritta.

Sono stati implementati diversi algoritmi per il calcolo delle correzioni e sono di seguito riassunti:

- Compensazione totale;
- Compensazione proporzionale.

L'approccio totale compensa il residuo nella sua totalità, ma può essere affetto da problemi di instabilità, dando oscillazioni. Per questo motivo viene proposto un approccio proporzionale che consente di affrontare il problema della stabilità dell'algoritmo applicando una correzione secondo un fattore di proporzionalità aggiornato in funzione di come evolve il residuo durante la correzione.

Per valutare le prestazioni degli algoritmi sono state effettuate delle prove sperimentali nelle quali sono stati misurati parametri di convergenza ed errore residuo dei metodi proposti, nelle condizioni di seguito elencate:

- Calibrazione corretta;
- Perturbazione della calibrazione sul robot seriale;
- Perturbazione della calibrazione sul robot parallelo.

In questo modo è stata anche valutata la tolleranza dell'algoritmo agli errori di calibrazione ottica.

Le cifre di merito utilizzate per il confronto sono la percentuale di convergenza, il tempo di convergenza e l'errore residuo, delle quali è stata valutata la differenza significativa tra le varie condizioni operative.

I risultati ottenuti mostrano un'alta percentuale di prove con successo, che quindi hanno riportato il residuo sotto-soglia entro un numero massimo di correzioni prestabilito ($> 70\%$, con casi anche del 100%). L'errore residuo risulta essere un ordine di grandezza inferiore degli algoritmi presenti in letteratura, ottenendo un residuo di $(0,06 \pm 0,02)$ mm e $(8 \pm 2) \times 10^{-4}$ rad. Inoltre gli algoritmi si sono dimostrati indipendenti dalle perturbazioni sulle matrici di calibrazione.

Il controllo qui effettuato è di tipo cinematico e vengono trascurati gli effetti dinamici in quanto il controllo non è in tempo reale ma sulle pose finali raggiunte, ed è quindi campionato ad istanti di tempo distanti tra loro.

La sicurezza è garantita mediante un Software (SW) di Safety Check (SC) che controlla costantemente lo stato del sistema e comunica la presenza di informazioni non coerenti, basandosi sulla ridondanza delle informazioni di posizione dei robot.

Sviluppi al controllore qui descritto riguardano studi sulla stabilità e sulla convergenza anche attraverso l'utilizzo di simulatori, e l'ottimizzazione dei parametri interni utilizzati nella definizione degli algoritmi di controllo qui proposti.

ABSTRACT

Mini-Invasive Surgery (MIS) is an innovative way to perform surgical interventions, especially in neurosurgical environments.

This surgical procedure can reduce patient trauma; but accuracy problem can arise due to the restricted field of view and the reduced workspace of the surgeon.

In neurosurgical environment, this technique can be used to perform biopsies or to place electrodes for Deep Brain Stimulation (DBS); both use linear probes.

A planning procedure is needed to perform those kind of interventions. In this stage, Computed-Tomography (CT)/Magnetic-Resonance Imaging (MRI) images of the patient are taken, along with angiography and tractography. These information can be used to create a user-specific anatomical model through merging patient information with atlas one.

During the planning stage, the surgeon selects the target point where the needle have to go and the entry point on the skull. This trajectory is chosen solving the trade-off between costs and benefits. The planned trajectory is executed during the intra-operative stage.

In neurosurgery, different surgical solutions were developed to do so.

The first approach uses head-frames that can hold and drive the needle to the target; moreover, this frame is used during the surgical planning as a reference frame.

Another approach uses neuro-navigation systems, where information from optical localizer are used to relate the planned intervention on the intra-operative reality, with visual feedback for the surgeon.

In the last years, robotic solutions to solve the accuracy problem were also developed. The drawback of this approach is related to safety issues, costs, and dimensions.

ROBOt and sensor integration for Computer Assisted Surgery and Therapy (ROBOCAST), a European Community project, is a research project in the field of keyhole neurosurgery. The aims of the project are:

1. to develop an intelligent path planner for surgical intervention that can select the best trajectory based on a risk cost function;

2. perform the surgical intervention using three autonomous robots that can place and orientate the surgical needle in the entry point.

The surgical plan have to be validated by the surgeon and the insertion of the probe inside the brain tissue is performed by the surgeon that interacts with the surgical tool actuator using an haptic interface that gives a sensory feedback to the user.

The thesis herein presented is a part of this project and the aim of the work is to develop a controller for a multi-robot chain that integrates an iterative pose enhancement algorithm. The controller have to deal with 2 robot with 6 Degrees of Freedom (DoF); the first one is a serial manipulator while the second one is a parallel kinematic machine. At the end of the chain is connected a linear actuator with 1 DoF that is manually controlled by the surgeon, as described above. Globally the algorithm have to cope with 13 DoF.

Accuracy requirements in this medical field can be defined by evaluating the accuracy of surgical planning; the chosen threshold is 1 mm around the surgical target.

To do so, data from an optical localizer where used in order to know the position and orientation of the devices. This information adds a redundancy that can be used to perform safety tests.

In order to know the robot pose, reference frame where developed using Infra-Red Emitting Diodes (IREDS) that can be localized by the optical localizer and can be used to reconstruct the position-and-orientation information.

Calibration procedure where implemented to calculate the geometrical relation between the optical reference frame and the robot internal reference frame, using Levenberg-Marquardt optimization technique.

The control algorithm uses optical pose information to calculate the robot poses that places the surgical tool on the planned entry point with an error smaller than 0,08 mm for the translation component and 0,01 rad for the rotational component.

The first approach is performed by the serial robot because of its large workspace, with respect to the parallel one. After that, an iterative correction is performed by both the serial and parallel one in order to reach the desired accuracy.

Two solutions where implemented for the controller:

- Total compensation;
- Proportional compensation.

The first solution compensates the whole error but can be affected by stability problems. The proportional solution tackle the stability issues applying a compensation using a proportional factor that depends on how the correction process.

In order to evaluate the correction performance, some fixed targets were defined; then all the described solutions were tested while approaching the targets. Different set up condition were evaluated; in fact, the following test conditions were assessed:

- Calibrated robot;
- Perturbation on the calibration matrix for the serial robot;
- Perturbation on the calibration matrix for the parallel robot.

in order to test the algorithm robustness with respect to calibration matrices information.

The computed cost functions are the convergence rate, the convergence speed and residual error. Statistical tests were performed to test the difference between the algorithms and the performance of each algorithm in different conditions.

Results shows an high convergence rate; in addition, the obtained residual error is 1 order of magnitude less than the solutions found in literature. In particular, the convergence is $> 70\%$ (in some cases it reaches 100%) and the residual error is $(0,06 \pm 0,02)$ mm for the translation component and $(8 \pm 2) \times 10^{-4}$ rad for the rotation component.

Moreover, the algorithm is independent from the calibration matrices in almost all cases.

The proposed kinematic controller can neglect dynamic effects due to the low sampled control. Safety issues where solved using a safety check system that constantly checks the convergence between robot data and optical ones, providing a feedback to the user.

Improvement can be directed in order to find better parameters in the proposed algorithms and convergence furthermore stability studies have to be performed.

RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare il Prof. *Giancarlo Ferrigno* per i suggerimenti e le revisioni apportate al lavoro di tesi qui presentato. Un sentito ringraziamento anche alla Dott.ssa *Elena De Momi* per la costante supervisione durante lo svolgimento delle attività.

I also would like to thank Eng. *Matthias Riechmann* for his help during work set-up and for his suggestions on the technical issues.

Inoltre un ringraziamento a tutto lo staff del *NearLab* per l'aiuto, il supporto e l'accoglienza all'interno del gruppo durante questi mesi di lavoro.

Milano, ottobre 2010

Mirko D. Comparetti

INDICE

LISTA DEGLI ACRONIMI

xxiii

1	Introduzione	1
1.1	Problema	1
1.2	Obiettivi	2
1.3	Contenuti	3
2	Stato dell'arte	5
2.1	La neurochirurgia mini-invasiva	5
2.1.1	Tipologie di interventi chirurgici	5
2.1.2	Strategie operative	6
2.1.3	Chirurgia stereotassica	8
2.2	Robotica medica	9
2.2.1	Introduzione generale	9
2.2.2	Neurochirurgia robotica	9
2.3	Controllo dei sistemi robotici	10
2.4	ROBOCAST	11
2.4.1	Descrizione generale	11
2.4.2	Scopo del lavoro	13
3	Materiali e Metodi	15
3.1	Strumentazione	15
3.1.1	Sistemi di localizzazione	15
3.1.2	Sistemi robotici	18
3.1.3	Protocollo di comunicazione	21
3.2	Metodi	22
3.2.1	Calibrazione ottica	22
3.2.2	Algoritmi di controllo in retroazione	27
3.2.3	Protocolli di test	36
3.2.4	Analisi dei dati	37
3.3	Safety Check	38
3.3.1	Introduzione	38
3.3.2	Controlli di coerenza effettuati	39
3.3.3	Frequenza dei controlli	39
3.3.4	Tolleranze	40
3.3.5	Output del sistema	42
3.3.6	Test	43
4	Risultati	45
4.1	Introduzione	45

4.2	Sistema calibrato	46
4.3	GP non calibrato	47
4.4	FP non calibrato	52
4.5	Considerazioni generali	52
4.6	Safety Check	55
5	Discussioni e Conclusioni	57
6	Sviluppi	61
A	Notazione utilizzata	63
A.1	Matrici e vettori	63
A.1.1	Coordinate omogenee	63
A.1.2	Matrici di trasformazione	64
B	Basi matematiche	67
B.1	Rotazioni e traslazioni	67
B.1.1	Proprietà generali	67
B.1.2	Notazione asse-angolo	68
B.1.3	Quaternioni unitario	69
B.1.4	Trasformazioni geometriche	69
B.2	Cinematica	70
B.2.1	Denavit-Hartenberg	70
B.3	Target Registration Error	72
	BIBLIOGRAFIA	73

ELENCO DELLE FIGURE

Figura 2.1	Esempio di casco stereotassico	8
Figura 2.2	Scenario di ROBOCAST	13
Figura 3.1	Optotrak Certus	16
Figura 3.2	Volume di lavoro del Optotrak Certus	17
Figura 3.3	DRF di calibrazione della LA	18
Figura 3.4	Catena cinematica completa	21
Figura 3.5	Schema generico di Hand-Eye Calibration	23
Figura 3.6	Matrici di calibrazione dei robot	24
Figura 3.7	Schema, calibrazione della LA	26
Figura 3.8	Schema, approccio al target	28
Figura 3.9	Schema dell'algoritmo iterativo di correzione	31
Figura 3.10	Fattore di correzione, sigmoide	33
Figura 3.11	Fattore di correzione, sigmoide con gaussiana	35
Figura 3.12	Metodo della triangolazione	36
Figura A.1	Esempi di rappresentazione di rototraslazioni	65
Figura B.1	Parametri di Denavit-Hartenberg	71

ELENCO DELLE TABELLE

Tabella 3.1	Caratteristiche del Optotrak Certus	16
Tabella 3.2	Parametri DH del PathFinder	19
Tabella 3.3	Limiti dei giunti del PathFinder	19
Tabella 3.4	Descrizione dei robot	20
Tabella 3.5	Parametri di calibrazione dei robot	25
Tabella 3.6	Soglie di targeting	29
Tabella 3.7	Parametri di perturbazione delle calibrazioni	36

ELENCO DEI GRAFICI

Grafico 4.1	Convergence Rate	46
Grafico 4.2	Convergence Speed	47
Grafico 4.3	Errore di targeting, sistema calibrato	48
Grafico 4.4	Errore di targeting, GP non calibrato	49

Grafico 4.5	Errore di targeting, FP non calibrato	50
Grafico 4.6	Residual Error	51
Grafico 4.7	Residual Error with Time	53
Grafico 4.8	Correlazione tra RE e mis-calibrazione	54
Grafico 4.9	Tempo di reazione	55

LISTA DEGLI ACRONIMI

Viene qui fatto un riepilogo degli acronimi usati nel testo.

CAS	Computer Aided Surgery
CIS	Computer-Integrated Surgery
CORBA	Common Object Request Broker Architecture
CR	Convergence Rate
CS	Convergence Speed
CT	Computed-Tomography
DH	Denavit-Hartenberg
DBS	Deep Brain Stimulation
DRF	Dynamical Reference Frame
EE	End Effector
FLE	Fiducial Localization Error
FP	Fine Positioner
GP	Gross Positioner
GdL	Gradi di Libertà
HLC	High Level Controller
HW	Hardware
IREL	Infra-Red Emitting Diode
IQR	Inter-Quartile Range
LA	Linear Actuator
MARS	Miniature Robot for Surgery
MIS	Mini-Invasive Surgery
MRI	Magnetic-Resonance Imaging
MW	Middleware

OMG	Object Management Group
PBR	Point Based Registration
PCA	Principal Component Analysis
RRT	Rapidly-exploring Random Tree
RE	Residual Error
RET	Residual Error with Time
ROBOCAST	ROBOt and sensor integration for Computer Assisted Surgery and Therapy
SC	Safety Check
SdR	Sistema di Riferimento
SM	Sensor Manager
SW	Software
TCP	Tool Center Point
TRE	Target Registration Error

1

INTRODUZIONE

Una volta che avete conosciuto il volo, camminerete sulla Terra guardando il cielo, perché là siete stati e là volete tornare.

Leonardo da Vinci

INDICE

1.1	Problema	1
1.2	Obiettivi	2
1.3	Contenuti	3

1.1 PROBLEMA

Il progetto qui descritto si inserisce nell'ambito della chirurgia mini-invasiva assistita dal calcolatore mediante l'utilizzo di sistemi robotici.

In questo scenario, il chirurgo ha una visibilità ristretta sull'oggetto dell'intervento per via sia della profondità dello stesso sia per la stretta apertura eseguita sul cranio del paziente. Questo però consente di ridurre il trauma per il paziente, eliminando quindi l'impatto dell'intervento, con una minor cicatrice, una minore ospedalizzazione ed un recupero più rapido.

I sistemi di diagnostica per immagini diventano importanti per consentire la localizzazione del punto d'interesse e la pianificazione dell'intervento, associati anche all'uso di sistemi per la localizzazione intra-operatoria delle strutture anatomiche.

Nello scenario nel quale si inserisce il lavoro qui presentato,¹ ovvero interventi di neurochirurgia *keyhole*, vengono utilizzati due robot per consentire il sostegno ed il corretto posizionamento dello strumento chirurgico nel punto di interesse selezionato in fase di pianificazione.

La catena cinematica è composta da un robot seriale a 6 Gradi di Libertà (GdL), un robot parallelo a 6 GdL ed un attuatore in grado di muovere lo strumento chirurgico. Questa configurazione

¹ Il progetto **ROBOCAST**, descritto in Sezione 2.4 a pagina 11

in cascata utilizza il robot seriale per il posizionamento approssimato dello strumento mentre usa il robot parallelo per la correzione e l'affinamento della posa. Vengono quindi sfruttati gli ampi spazi di lavoro dei robot seriali e l'elevata ripetibilità, i quali però non hanno elevata accuratezza per via di errori di modellizzazione cinematica; i robot paralleli hanno invece un'accuratezza maggiore ma soffrono di limitati spazi di movimento.

L'uso di un numero ridondante di GdL consente di raggiungere elevati valori di accuratezza finale, inserendo il problema della convergenza del sistema di controllo della catena.

Allo stato dell'arte (vedi Sezione 2.3 a pagina 10), sono stati sviluppati pochi sistemi di controllo ad anello chiuso per applicazioni neurochirurgiche, e pochi di essi riportano un'accuratezza al di sotto di 1 mm (vedi Capitolo 5 a pagina 57).

1.2 OBIETTIVI

Il sistema sviluppato vuole proporre un approccio iterativo [6] in grado di controllare la posa di uno strumento chirurgico posizionato all'estremo libero di una catena cinematica multi-robot, in grado di raggiungere un'accuratezza di 1 mm sul target finale all'interno del tessuto cerebrale; a questo scopo deve essere valutato come questo requisito si traduca in termini di tolleranze sull'obiettivo robotico all'esterno del tessuto.

Il controllore vuole essere ad alto livello, robot-indipendente ed estendibile a catene cinematiche seriali composte da più manipolatori con la possibilità di posizionare in maniera autonoma diversi sistemi di riferimento nel punto di target con una correzione iterativa della posa fino al raggiungimento di soglie predefinite di tolleranza.

Il controllore prevede l'integrazione di informazioni sulla posa dello strumento misurata da sistemi di localizzazione ottica e dei dati provenienti dai manipolatori al fine di raggiungere elevati standard di accuratezza, sfruttando la ridondanza d'informazione tra i diversi sistemi.

Il sistema così realizzato mette a disposizione del chirurgo un sistema robotico affidabile, nel quale il regime di accuratezza di lavoro è noto e controllato, estendendo le possibilità di interventi in chirurgia mini-invasiva nel rispetto delle specifiche di sicurezza per gli operatori presenti nella scena.

1.3 CONTENUTI

L'esposizione del testo è articolata come segue:

IN QUESTO CAPITOLO viene introdotto il progetto realizzato, con i suoi obiettivi e le sue specifiche.

NEL SECONDO CAPITOLO viene riassunto lo stato dell'arte dei sistemi di neurochirurgia guidata da calcolatore e con l'uso di robot.

NEL TERZO CAPITOLO vengono descritti i materiali e metodi utilizzati per la realizzazione del sistema, con il protocollo sperimentale per il test del funzionamento ed il controllo di sicurezza associato al sistema realizzato, con il protocollo sperimentale per il test di sicurezza.

NEL QUARTO CAPITOLO vengono illustrati i risultati degli esperimenti realizzati.

NEL QUINTO CAPITOLO vengono discussi i risultati e tratte le conclusioni sugli algoritmi utilizzati.

NELL'APPENDICE A vengono descritte le notazioni e le convenzioni utilizzate nella stesura del testo.

NELL'APPENDICE B sono raccolte tutte le basi matematiche utilizzate durante il lavoro.

2 | STATO DELL'ARTE

La Sapienza è figliola della Sperienza.

Leonardo da Vinci

INDICE

2.1	La neurochirurgia mini-invasiva	5
2.1.1	Tipologie di interventi chirurgici	5
2.1.2	Strategie operative	6
2.1.3	Chirurgia stereotassica	8
2.2	Robotica medica	9
2.2.1	Introduzione generale	9
2.2.2	Neurochirurgia robotica	9
2.3	Controllo dei sistemi robotici	10
2.4	ROBOCAST	11
2.4.1	Descrizione generale	11
2.4.2	Scopo del lavoro	13

2.1 LA NEUROCHIRURGIA MINI-INVASIVA

Gli interventi in ambito neurochirurgico richiedono un'alta accuratezza in quanto operano su strutture altamente delicate e dove un errore di posizionamento delle sonde chirurgiche per la diagnosi ed il trattamento potrebbe non portare i benefici sperati o, nel caso peggiore, arrecare gravi danni al paziente.

Requisiti

2.1.1 Tipologie di interventi chirurgici

Durante interventi di chirurgia mini-invasiva, Mini-Invasive Surgery (MIS), l'accesso cutaneo consiste in un'apertura di circa 2 cm¹ nella quale vengono introdotti strumenti e sonde di tipo rettilineo; data la ristretta apertura, la visibilità della scena operatoria da parte del chirurgo è limitata.

Definizioni

Un posizionamento non corretto degli strumenti porterebbe ad errori di valutazione e trattamento della patologia, con possibili conseguenze per il paziente.

¹ Questa chirurgia è anche definita *keyhole*

Necessità Per questo motivo sono necessari degli strumenti in grado di guidare il chirurgo durante l'intervento, eventualmente fornendo anche un supporto agli strumenti operatori.

Le tipologie di intervento svolte secondo questo tipo di tecniche sono di seguito elencate.

BIOPSIA, consiste nel prelievo attraverso una sonda di 2,1 mm di campioni di tessuto per svolgere analisi citologiche, mediante fori di 14 mm di diametro.

TRATTAMENTO DI IDROCEFALO O EMATOMI, consiste nell'accesso alla zona in cui si accumula il fluido cefalo-rachidiano o sangue, per regolare la pressione intra-cranica;

POSIZIONAMENTO DI CATETERI, per la somministrazione continua di farmaci;

DEEP BRAIN STIMULATION, per il posizionamento di elettrodi da stimolazione cerebrale per il trattamento di alcune tipologie di Parkinson.

Supporto Il supporto a queste tipologie di interventi può avvenire mediante l'uso di caschi stereotassici, sistemi di navigazione, robot o sistemi di diagnostica per immagini intra-operatoria.

2.1.2 Strategie operative

Necessità La mancanza di punti fiduciali in grado di guidare l'azione del chirurgo durante gli interventi descritti in Sezione 2.1.1 [nella pagina precedente](#) ha favorito lo sviluppo di sistemi di Computer-Integrated Surgery (CIS) [38] che consentono al chirurgo di avere maggiori informazioni sulla realtà operatoria nella quale sta operando, e di lavorare in un regime di accuratezza nota e controllata.

Tecniche utilizzate L'utilizzo di tecniche tradizionali nelle quali il chirurgo vede in prima persona la lesione richiedono ampie aperture per consentire all'operatore di avere una visione completa della scena, del target e di quanto lo circonda. Questo però si ripercuote sul paziente in quanto il trauma è maggiore come lo è anche il recupero post-operatorio.

CIS-CAS La Computer Aided Surgery (CAS) in ambito neurochirurgico si basa sull'utilizzo di una guida basata sulle immagini diagnostiche del paziente stesso e consente di ridurre le dimensioni dei punti di accesso alla lesione, favorendo quindi l'accettabilità dell'intervento da parte del paziente.

Flusso di lavoro Il protocollo per l'utilizzo di questi sistemi prevede diverse

fasi per lo svolgimento dell'intervento [38, 39] che sono qui di seguito riassunte:

PRE-OPERATORIA nella quale vengono acquisite le immagini diagnostiche del distretto in cui si trova la lesione e vengono valutati i parametri dell'intervento, quali il punto di target dove effettuare il trattamento e il punto d'ingresso sul cranio del paziente;

INTRA-OPERATORIA durante la quale il piano pre-operatorio viene messo in pratica sul paziente, previo un aggiornamento per adattarsi alle condizioni reali della sala operatoria;

POST-OPERATORIA durante la quale si valuta il decorso operatorio e l'esito dell'intervento.

Ognuna di queste fasi ha dei problemi e delle necessità associate, che devono essere tenute in considerazione.

Per quanto riguarda la fase di *pre-operatoria*, le immagini diagnostiche raccolte dal paziente possono venire registrate su atlanti anatomici nei quali sono stati segmentati i diversi organi e strutture, in modo da identificare il target e quanto lo circonda.

Il piano operatorio viene realizzato a partire da queste immagini e perché possa essere messo in atto durante l'intervento chirurgico è necessario compiere una registrazione, ovvero calcolare l'operatore di *mapping* che consente di portare la realtà intra-operatoria a coincidere con la realtà della pianificazione dell'intervento [16].

Per fare questo si può usare un approccio stereotassico, descritto nel Paragrafo 2.1.3 nella pagina seguente.

Il metodo di registrazione delle due realtà precedentemente descritto deve tenere in considerazione anche le modifiche che possono presentarsi nelle due fasi dovute all'intervento degli operatori. Per esempio, in neurochirurgia, all'apertura della dura madre che riveste il cervello si ha una perdita di fluido cefalo-rachidiano con una conseguente diminuzione della pressione intra-cranica che porta ad una deformazione del tessuto cerebrale, in particolare nella zona di accesso degli strumenti; questo fenomeno, detto *brain-shift*, provoca uno spostamento delle strutture anatomiche identificate e registrate durante la fase di acquisizione delle immagini e di studio del piano operatorio. Per ovviare a questo problema, che sposta anche il target dell'intervento, devono essere calcolate opportune deformazioni elastiche per adattare al meglio il piano pre-operatorio sulla condizione attuale del paziente.

Problematiche

Registrazione di immagini

Registrazione di 'realtà'

Valutazione delle deformazioni indotte

2.1.3 Chirurgia stereotassica

2.1.3.1 Descrizione

Concept L'approccio stereotassico consiste nella definizione di un Sistema di Riferimento (SdR) solidale con il distretto corporeo di interesse, ad esempio mediante l'individuazione di punti fiduciali sul distretto analizzato; esso consente la localizzazione del target cerebrale, in quanto questi punti fiduciali, vengono individuati anche nelle immagini diagnostiche e permettono il calcolo della trasformazione geometrica tra la realtà e le immagini.

In neurochirurgia l'approccio stereotassico può essere realizzato con l'uso di caschi stereotassici (*frame-based*) o con l'applicazione di marcatori radio-opachi o contrastati in Magnetic-Resonance Imaging (MRI) sullo scalpo del paziente (*frame-less*).

*Approccio
frame-based*

Nel primo caso, il casco stereotassico è composto da una struttura con marcatori radio-opachi che viene montata sul cranio del paziente prima dell'acquisizione delle immagini diagnostiche e lì lasciato fino alla fine dell'intervento (vedi Figura 2.1). Tramite l'individuazione della sua posizione nello spazio delle immagini, è possibile valutare come il SdR del casco sia 'collegato' a quello delle immagini, dando quindi i parametri per la registrazione. La sua funzione è anche quella di supporto degli strumenti chirurgici, che vengono così posizionati correttamente per il raggiungimento del target.

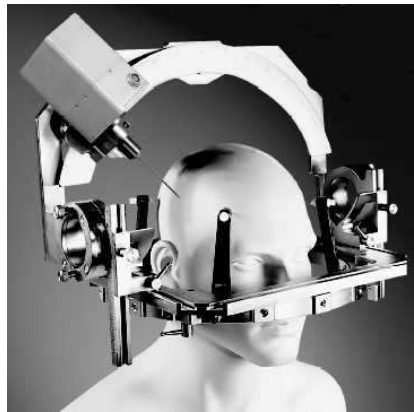


Figura 2.1: Esempio di casco stereotassico; Figura tratta da [36]

*Approccio
frame-less*

Nel caso di marcatori radio-opachi, questi possono essere localizzati nello spazio della pianificazione e, mediante la loro localizzazione nello spazio della realtà operatoria è possibile il calcolo della registrazione del piano operatorio [33].

2.1.3.2 Vantaggi e svantaggi

L'uso di metodiche di localizzazione stereotassica dà la possibilità al chirurgo di lavorare in condizioni di maggiore accuratezza, dettate dalla pianificazione dell'intervento.

Possibilità

L'approccio frame-based fissa lo strumento rispetto al cranio del paziente, ma comporta problemi pratici in sala operatoria dettati dall'ingombro del dispositivo stesso, e incrementa il trauma al paziente, anche se i costi sono bassi.

Frame-based

La modalità frameless ha una maggiore sicurezza intrinseca [14] e minori tempi di intervento dovuti a tempi di setup ridotti; in caso di chirurgia tradizionale però questo approccio è manuale.

frame-less

2.2 ROBOTICA MEDICA

2.2.1 Introduzione generale

La robotica medica in ambito chirurgico rientra nei sistemi CIS [32], in particolare nella fase intra-operatoria in cui il robot svolge la funzione di "assistere ed aiutare" il chirurgo nell'esecuzione dell'intervento.

Inquadramento

Le possibili funzioni che un robot può ricoprire in ambiente chirurgico sono di due categorie [39]:

Modalità di lavoro

SURGEON EXTENDERS strumenti in grado di aumentare le capacità di intervento del chirurgo che li controlla in maniera diretta, consentendo il trattamento di casi non trattabili con tecniche tradizionali e con una riduzione degli errori;

AUXILIARY SURGICAL SUPPORT sistemi che fanno da supporto per strumenti chirurgici, sia esso attivo o passivo, e lavorano "al fianco" dell'operatore.

Nel caso di supporto attivo, il manipolatore è sotto il controllo del computer e interviene in maniera autonoma; i semi-attivi lavorano sotto il controllo diretto del chirurgo, compensandone il tremore, mentre nel caso di manipolatore passivo viene fornito il solo supporto statico dello strumento chirurgico.

2.2.2 Neurochirurgia robotica

In neurochirurgia i robot hanno visto il loro utilizzo a partire dalla fine del 1980 [4, 20, 29].

Il robot consente di lavorare in condizioni di regime frameless,

Possibilità

anche con la possibilità che il braccio si comporti in modalità passiva o semi-attiva [13].

Sicurezza L'utilizzo di questi strumenti inserisce ulteriori problemi di sicurezza nella sala operatoria, in quanto deve essere preservata la sicurezza degli operatori e del paziente stesso, come anche la sterilità dell'ambiente. Questo obiettivo viene raggiunto usando controlli ridondanti e sistemi per l'interruzione in emergenza del movimento del braccio robotico, uniti ad opportuni criteri di progettazione del dispositivo. A tutto ciò si aggiungono anche gli elevati costi di approvvigionamento del dispositivo [24].

Vantaggi I vantaggi portati sono da rilevare nell'elevata accuratezza di posizionamento, con quindi la possibilità di esiti migliori per il paziente.

Passivi Per quanto riguarda i robot passivi, essi compiono solo la funzione di posizionamento e sostegno di strumenti; [4] si riferisce all'uso del robot NeuroMate, il quale si basa sui dati preoperatori di Computed-Tomography (CT) per il calcolo dei movimenti del robot. In questo modo però il chirurgo non controlla il posizionamento in real-time dello strumento e non è consentito l'aggiornamento del piano pre-operatorio sulla condizione intra-operatoria.

Semi-attivi Per i robot semi-attivi, essi svolgono anche la funzione di compensazione del movimento del chirurgo; [37] descrive il sistema NeuroArm[®] per applicazioni di micro-chirurgia stereotassica mediante l'integrazione di sistemi per diagnostica per immagini MRI intra-operatoria.

Sebbene al momento i sistemi robotici per chirurgia non abbiano ancora raggiunto un'estensione di massa all'interno della pratica clinica [18], molti progetti di ricerca sono in atto per migliorare la chirurgia stereotassica e l'integrazione uomo-macchina, come accade nel caso del robot NeuroMate[®] [21], il quale viene mosso direttamente dal chirurgo attraverso interfacce aptiche, con la possibilità di definire muri virtuali i quali non possono essere attraversati dagli strumenti.

2.3 CONTROLLO DEI SISTEMI ROBOTICI

Fusione di informazioni

Gli algoritmi di controllo che possono essere trovati in letteratura prevedono l'uso e la fusione di informazioni da diversi sistemi, sia ottici sia inerziali [40], anche mediante l'utilizzo di filtri di Kalman [3, 8].

Visual Servoing

Nell'ambito industriale, il Visual Servoing è stato utilizzato per il controllo di targeting e l'inseguimento di oggetti attraverso

le informazioni provenienti da una camera solidale con l'End Effector (EE) del robot [5, 41].

In [27] viene proposto un metodo per la correzione dei parametri di Denavit-Hartenberg (DH) che definiscono il modello del robot, in modo da migliorare il calcolo della cinematica inversa, riducendo gli errori di posizionamento nello spazio.

Stima della cinematica inversa

Un altro approccio proposto da [23] si basa sull'uso di due camere non calibrate per il controllo della posa e di una rete neurale per l'apprendimento della calibrazione delle camere e della cinematica inversa del robot.

Gli ultimi due approcci proposti non prevedono il controllo iterativo della posa, ma un calcolo offline dei parametri che minimizzano l'errore di targeting sulla posa finale, in quella particolare configurazione.

Offline

In ambito neurochirurgico, pochi studi hanno utilizzato tecniche ad anello chiuso per il controllo di robot mediante sistemi di localizzazione dell'attuatore e del paziente. In [30] il robot PathFinder® è stato usato per la localizzazione del paziente, in modo da muovere il robot verso il target, senza la localizzazione degli strumenti.

Neurochirurgia

In [19] è stato utilizzato un approccio basato su scanner di superficie per la registrazione delle immagini operatorie con la realtà intraoperatoria e mediante un localizzatore ottico vengono valutate le pose da applicare al sistema robotico parallelo utilizzato per raggiungere il target.

2.4 ROBOCAST

2.4.1 Descrizione generale

Nel quadro dei sistemi robotici per neurochirurgia MIS si inserisce ROBOt and sensor integration for Computer Assisted Surgery and Therapy (ROBOCAST), [11], un progetto di ricerca finanziato dalla comunità europea nel quale partecipano partner internazionali tra cui Italia, Germania, Inghilterra ed Israele, sia università sia aziende.

Descrizione

Si occupa di sviluppare un sistema che integri intelligenza artificiale e robot per interventi in neurochirurgia (biopsie e Deep Brain Stimulation (DBS), vedi Figura 2.2 a pagina 13).

Obiettivo

In esso sono presenti dei sottosistemi che si occupano dei vari aspetti, quali la gestione delle informazioni dai sistemi di localizzazione mediante un Sensor Manager (SM), la pianificazione dell'intervento chirurgico, il controllo dei sistemi robotici me-

Composizione

dante un High Level Controller (HLC) ed un'interfaccia aptica per il controllo dello strumento chirurgico.

La comunicazione tra i sottosistemi avviene attraverso un'interfaccia ethernet mediante l'utilizzo della Common Object Request Broker Architecture (CORBA).

Flusso di lavoro

Partendo dai dati delle immagini diagnostiche di MRI del paziente, attraverso una procedura di registrazione con un atlante anatomico vengono riconosciute e parcellizzate le strutture presenti nel cervello; in seguito mediante esami di trattografia ed angiografia vengono ricostruiti i fascicoli nervosi e l'albero artero-venoso del paziente. Su questi dati viene pianificato l'intervento. Il chirurgo definisce il target e delle regole che compongono un database sul rischio associato al passaggio della sonda attraverso le diverse strutture cerebrali. Il pianificatore è così in grado di procedere al calcolo automatico di tutte le possibili traiettorie per raggiungere il target, minimizzando il rischio per il paziente; è poi il chirurgo che sceglie tra queste soluzioni proposte quella che verrà effettivamente messa in atto.

I dati sul punto di ingresso e sul punto di target vengono quindi trasmessi al HLC che si occupa del calcolo della posa e delle traiettorie per i robot; per questo scopo è richiesta la localizzazione degli oggetti presenti in sala operatoria, mediante algoritmi di Point Based Registration (PBR) o mediante i SdR ottici ad essi associati (vedi Capitolo 3 a pagina 15), in modo da ricostruire uno scenario virtuale che consente il calcolo di una traiettoria senza collisioni verso il punto di ingresso sul cranio del paziente, mediante algoritmi di Rapidly-exploring Random Tree (RRT) [25].

Il SM si occupa della gestione delle informazioni provenienti dai sistemi di localizzazione ottica ed elettromagnetica, fornendo agli altri sottosistemi un'interfaccia ad alto livello in grado di dare le informazioni di posa rispetto ad un sistema di riferimento qualsiasi presente nella scena.²

Strumento chirurgico

Lo strumento chirurgico è una sonda rettilinea per biopsie cerebrali che viene movimentata da un attuatore con motore piezoelettrico che ne consente lo spostamento su una traiettoria rettilinea. Il comando per il movimento avviene attraverso un'interfaccia aptica, mediante la quale il chirurgo può sentire l'informazione tattile dovuta alla penetrazione all'interno del tessuto cerebrale.

Sicurezza

Tutti i sistemi qui descritti sono affiancati da un controllo di sicurezza denominato Safety Check (SC), il quale si occupa di verificare lo stato dei componenti e la coerenza delle informazioni

² Il sistema si occupa in maniera trasparente per l'utente della chiusura delle catene cinematiche per fornire l'informazione richiesta

dai localizzatori ottici, comunicando stati ed anomalie all'utente e a tutti i sottosistemi i quali prendono le eventuali contromisure.

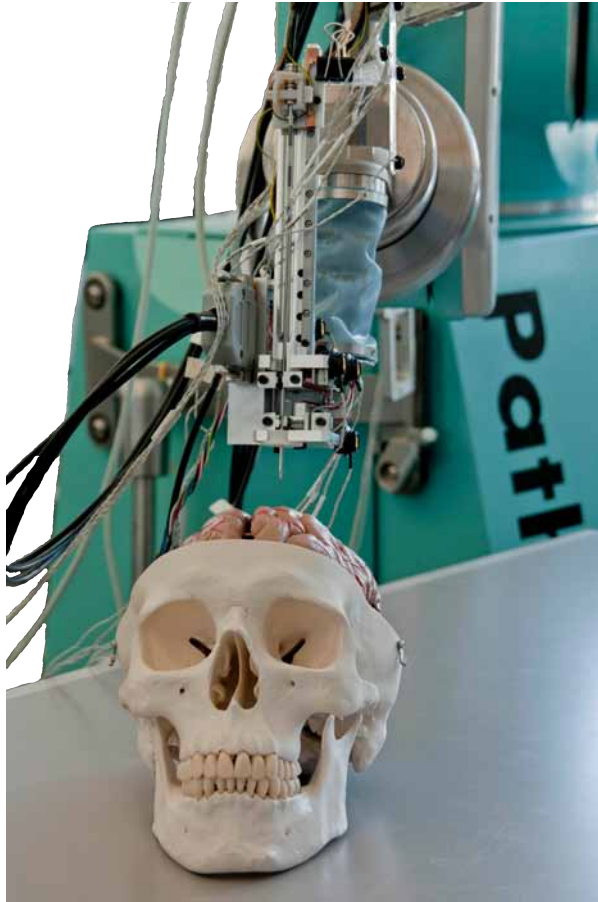


Figura 2.2: Scenario di ROBOCAST. Si possono vedere i robot e la sonda per biopsia

2.4.2 Scopo del lavoro

Il lavoro di tesi qui presentato si inquadra dunque all'interno del progetto sopra descritto e ha come scopo la sintesi e la validazione sperimentale di algoritmi innovativi per il controllo del posizionamento di una sonda mediante una catena multi-robot.

Gli algoritmi hanno l'obiettivo di raggiungere un'accuratezza di posizionamento sub millimetrica e di garantire la convergenza in tempi ragionevolmente brevi. Tutto ciò garantendo la sicurezza del paziente e dello staff operatorio.

Inquadramento

Obiettivi

3

MATERIALI E METODI

INDICE

3.1	Strumentazione	15
3.1.1	Sistemi di localizzazione	15
3.1.2	Sistemi robotici	18
3.1.3	Protocollo di comunicazione	21
3.2	Metodi	22
3.2.1	Calibrazione ottica	22
3.2.2	Algoritmi di controllo in retroazione	27
3.2.3	Protocolli di test	36
3.2.4	Analisi dei dati	37
3.3	Safety Check	38
3.3.1	Introduzione	38
3.3.2	Controlli di coerenza effettuati	39
3.3.3	Frequenza dei controlli	39
3.3.4	Tolleranze	40
3.3.5	Output del sistema	42
3.3.6	Test	43

3.1 STRUMENTAZIONE

[...] una sola cosa è necessaria: *tutto!*

Roberto Benigni
La Tigre e la Neve, 2005

Il sistema utilizzato si compone di un localizzatore ottico (vedi Paragrafo 3.1.1) e di 3 robot (vedi Paragrafo 3.1.2 a pagina 18), descritti nel seguito.

3.1.1 Sistemi di localizzazione

3.1.1.1 Descrizione generale

Il sistema di localizzazione ha il compito di definire un SdR di 'laboratorio', comune a tutti i sottosistemi utilizzati.

Funzione

Nel caso di neurochirurgia stereotassica, il SdR di 'laboratorio' coincide con il SdR stereotassico, definito solidalmente al paziente. In questo modo il sistema di localizzazione ottica è in grado

di registrare gli spazi delle immagini diagnostiche e quelli di lavoro nella sala operatoria.



Figura 3.1: Optotrak Certus

Caratteristiche

Nel sistema analizzato è stato utilizzato il dispositivo Optotrak Certus (Northern Digital, Ontario, Canada), Figura 3.1, un localizzatore ottico ad array lineari per l'uso con marcatori attivi.

È composto da tre array lineari di sensori rigidamente vincolati tra loro, senza quindi la necessità di compiere calibrazioni¹ per il calcolo delle relazioni tra i sensori.

Informazioni rilevate

È in grado di individuare la posizione nello spazio di appositi Infra-Red Emitting Diode (IRED), accesi in modalità stroboscopica da un'unità di controllo che gestisce anche l'acquisizione delle posizioni da parte delle camere.

Prestazioni

La configurazione a marcatori attivi consente alte frequenze di acquisizione della posizione 3D dei marcatori, con le prestazioni riassunte in Tabella 3.1.

Tabella 3.1: Caratteristiche del Optotrak Certus [31]

Caratteristica	Valore
Accuratezza	0,15 mm
Frequenza dei marker	4600 Hz
Frame Rate massimo*	$\frac{4600}{n+1,3}$
Risoluzione	0,01 mm
Numero massimo di marker	512
Numero massimo di corpi rigidi	170

* Si intende come frequenza per indicare la posizione di tutti gli IRED connessi all'unità di controllo

Volume di lavoro

Il volume di lavoro, rappresentato in Figura 3.2 a fronte, consente la localizzazione dei marcatori in ampi scenari.

¹ La calibrazione avviene in fase di produzione

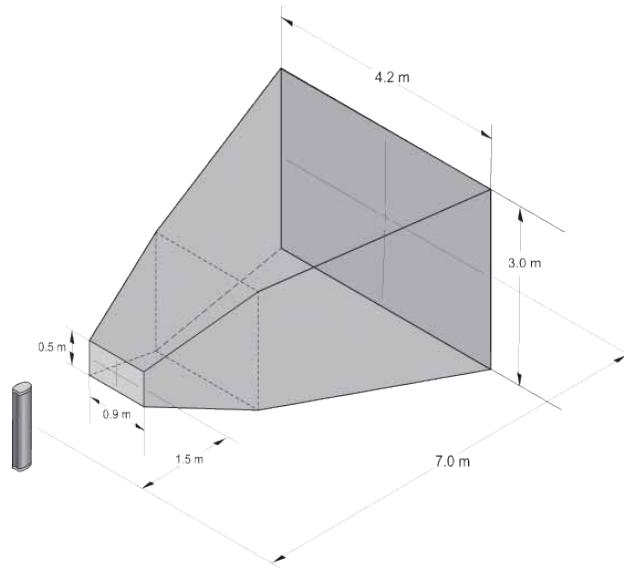


Figura 3.2: Volume di lavoro del Optotrak Certus; Figura tratta da [31]

3.1.1.2 Dynamical Reference Frame

DESCRIZIONE GENERALE Per rilevare la posizione e l'orientamento di un corpo rigido nello spazio è necessario individuare almeno 3 punti su di esso. Con un sistema di almeno 3 IRED vincolati tra loro è possibile definire un SdR che può essere utilizzato per localizzare la posizione e l'orientamento di corpi rigidi ad esso solidali.

Un Dynamical Reference Frame (DRF) è un gruppo di IRED rigidamente vincolati tra loro ai quali è associato un Sistema di Riferimento, utilizzabile per la localizzazione di corpi rigidi.

La strategia di localizzazione del singolo DRF composto da marcatori attivi consiste nell'accensione sequenziale degli IRED; in questo modo il sistema di sensori vede attivo solo 1 IRED per volta, del quale ricostruisce la posizione nello spazio mediante algoritmi di triangolazione [17] dei dati rilevati dalle camere ad array lineari.

Una volta localizzate le posizioni di almeno 3 IRED di un DRF², è possibile la ricostruzione del SdR associato al particolare DRF.

DRF UTILIZZATI Nel sistema utilizzato, ogni robot ha su di esso 2 DRF solidali, rispettivamente, alla base ed all'EE³, il quale è legato al Tool Center Point del robot. In questo modo, tramite la procedura di calibrazione (vedi Paragrafo 3.2.1 a pagina 22),

Composizione

Strategia di localizzazione

Sui robot

² Un DRF può essere composto anche da più marcatori

³ Nel seguito del testo ci si riferirà ad essi come DRF di base ed EE del robot in discussione

è possibile stabilire la trasformazione geometrica tra il SdR del robot e il sistema di localizzazione ottico.

Puntatore

Per localizzare le pose di target nello spazio è stato utilizzato un puntatore ottico, composto da 4 IRED, in grado di definire la posa nello spazio con un Target Registration Error (TRE) di 0,307 mm [43].

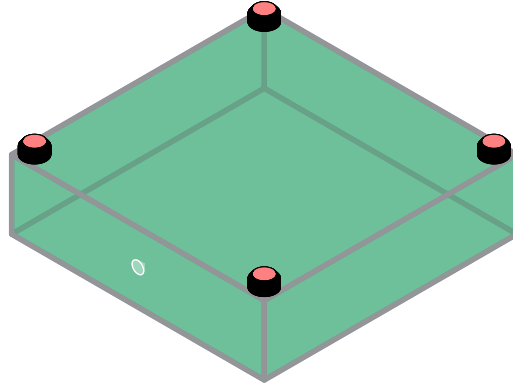


Figura 3.3: DRF di calibrazione della LA; in nero sono rappresentati gli IRED, in bianco il foro conico

DRF costruito

Per la calibrazione della sonda lineare è stato realizzato un DRF in grado di localizzare la posizione della punta della sonda biottica, montata e movimentata dall'attuatore lineare (vedi Paragrafo 3.1.2.3 a pagina 20). Il DRF così definito è rappresentato in Figura 3.3, è di forma prismatica dalle dimensioni di 66 mm × 66 mm × 18 mm con un foro conico, posizionato nel centro di una faccia da 66 mm × 18 mm; il foro ha una profondità di 1,5 mm ed un diametro di 3 mm; il profilo di fresatura selezionato consente un accoppiamento con maggiore ripetibilità nei confronti della sonda biottica, consentendo di avere maggiori possibilità di movimento relativo (vedi Paragrafo 3.2.1.2 a pagina 25).

Definizione del SdR

Usando algoritmi di pivoting, il SdR del DRF è stato posizionato in modo da avere l'origine nel foro. In questo modo, posizionando la punta della sonda nella cavità si può misurare la posizione 3D della punta della sonda stessa.

3.1.2 Sistemi robotici

3.1.2.1 Prosurgics PathFinder

Caratteristiche

Il PathFinder (Prosurgics, High Wycombe, Regno Unito), rappresentato in Figura 3.4 a pagina 21, [12] è un robot seriale a 6 giunti i cui parametri di DH sono riassunti in Tabella 3.2 a fronte, dove q_i è la variabile di giunto.

Tabella 3.2: Parametri di Denavit-Hartenberg del PathFinder, secondo la convenzione modificata di [9]

Giunto	α [°]	a [mm]	ϑ [°]	d [mm]
1	0	0	q_1	475
2	-90	180	q_2	0
3	0	520	q_3	0
4	-90	100	q_4	590
5	90	0	q_5	0
6	-90	0	q_6	90

Tabella 3.3: Limiti dei giunti del PathFinder

Giunto	Inferiore [°]	Superiore [°]
q_1	-90	90
q_2	-89	57
q_3	1	167
q_4	-117	117
q_5	-103	110
q_6	-100	280

I limiti di movimento dei singoli giunti, che rappresentano il dominio delle q_i , sono riassunti in Tabella 3.3. Questi portano ad un *workspace* approssimativamente sferico di raggio circa 1 m.

Sul PathFinder è disponibile una telecamera in grado di localizzare marcatori passivi e utilizzare questa informazione per muovere autonomamente il robot verso il target [15, 30]. Questa modalità di controllo viene utilizzata per l'uso attraverso il sistema di controllo proprietario in ambito chirurgico.

Nel sistema sviluppato, il compito per il quale viene utilizzato è quello di effettuare i posizionamenti "non accurati" dello strumento chirurgico nel punto di accesso sul cranio del paziente; per questo motivo è stato definito Gross Positioner (GP).

Nell'applicazione sviluppata, il suo spazio di lavoro è limitato ad essere $(0,75 \times 0,75 \times 0,75) \text{ m}^3$ intorno alla posizione del cranio del paziente.

3.1.2.2 Mazor "MiniAture Robot for Surgery"

Il MiniAture Robot for Surgery (MARS) (Mazor, Israele), rappresentato in Figura 3.4 a pagina 21, [34] è un robot parallelo a 6

Limiti

Guida autonoma

Modalità d'uso

Descrizione

Tabella 3.4: Descrizione dei robot

Robot	Architettura	# GdL	Accuratezza	Velocità	Spazio di lavoro
GP	Seriale	6	0,5 mm [15]	50 mm/s*	$(0,75 \times 0,75 \times 0,75) \text{ m}^3$
FP	Parallelo	6	<0,1 mm	1,3 mm/s, 4,3 °/s	$(40 \times 40 \times 10) \text{ mm}^3$, $12^\circ \times 12^\circ \times 12^\circ$
LA	Lineare	1	8 μm	2 mm/s	110 mm

* Definita nelle specifiche di **ROBOCAST**

gradi di libertà con un'elevata accuratezza di movimento (< 0,1 mm).

Caratteristiche Il suo spazio di lavoro è di $(40 \times 40 \times 10) \text{ mm}^3$ per la componente di traslazione e $12^\circ \times 12^\circ \times 12^\circ$ per la componente di rotazione. Le velocità massime che può raggiungere per ogni componente sono 1,3 mm/s e 4,3 °/s.

Applicazione Il suo utilizzo prevede che venga montato sul paziente in modo da svolgere il compito di guida per strumenti chirurgici con elevata accuratezza di posa dello strumento stesso.

Modalità d'uso Nell'applicazione qui descritta, viene sfruttata l'elevata accuratezza del **MARS** per correggere le pose compiute dal **GP** e per questo motivo è stato denominato Fine Positioner (**FP**).

3.1.2.3 Linear Actuator

Modalità d'uso Viene guidato dal chirurgo mediante un'interfaccia aptica (Omega[®], Force Dimension, Svizzera), consentendo quindi all'operatore di sentire l'informazione tattile dovuta all'inserimento, eventualmente amplificata.

Descrizione Il Linear Actuator (**LA**), Figura 3.4 nella pagina successiva, è un attuatore basato su motori piezoelettrici che movimentano una sonda per biopsie di tipo Backlund del diametro di 2,1 mm all'interno del tessuto cerebrale. La lunghezza della sonda utilizzata è di 21 cm, ma la corsa disponibile per la penetrazione è limitata a 11 cm. La velocità massima di penetrazione è di 2 mm/s, mentre quella di estrazione è di 1 mm/s.

Prestazioni Le sue caratteristiche sono una precisione di 2 μm ed un'accuratezza di 8 μm .

3.1.2.4 Catena cinematica globale

Composizione In Tabella 3.4 sono riassunte le caratteristiche dei 3 robot. Essi sono connessi tra loro in cascata a formare la catena cinematica

in Figura 3.4. Vista la modalità di connessione tra i dispositivi, i 13 GdL sono dati dalla somma dei gradi di libertà dei robot ($6 + 6 + 1$).

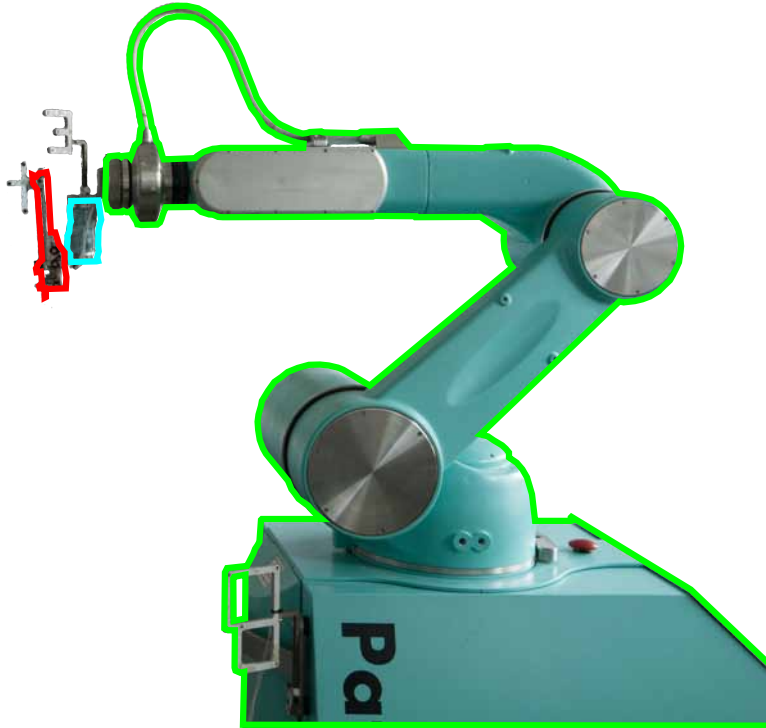


Figura 3.4: Catena cinematica completa; i diversi componenti sono stati colorati: il GP in verde, il FP in azzurro ed il LA in rosso

In questo setup sperimentale il LA è lo strumento chirurgico da posizionare nella posa target (vedi Paragrafo 3.2.2 a pagina 27), mentre il GP è il componente che è demandato a compiere, almeno, il movimento di primo approccio al target e le eventuali correzioni seguenti sono a carico di GP per primo e FP poi (vedi Paragrafo 3.2.2 a pagina 27).

Ruoli

Quando la sonda ha raggiunto il suo target che coincide con il punto di ingresso sullo scalpo, viene poi fatta avanzare verso il goal intra-cerebrale.

3.1.3 Protocollo di comunicazione

Il sistema sviluppato sfrutta un'architettura di rete basata sul protocollo Middleware (MW) CORBA [1].

Protocollo

Tutti i componenti utilizzati all'interno del sistema ROBOCAST (vedi Sezione 2.4 a pagina 11), sia Hardware (HW) sia Software

Interfaccia di rete

(SW), comunicano con un server centrale usando un'interfaccia ethernet; ogni sistema presente condivide i metodi per accedere alle sue funzioni interne agendo come client effettuando richieste agli altri sottosistemi, oppure come server nel caso risponda a queste richieste.

La funzione del server centrale è quella di gestire il corretto smistamento delle richieste e il recapito delle informazioni.

Il protocollo implementa al suo interno anche controlli di integrità sui dati, rendendo la comunicazione efficace in maniera trasparente all'utente.

Controllo ad alto livello

Questa modalità di funzionamento consente il controllo ad alto livello dei componenti, consentendo lo sviluppo di algoritmi di controllo indipendenti dai particolari dispositivi connessi alla rete interna.

3.2 METODI

Noi non seguiamo mappe di tesori nascosti e la X non indica mai il punto dove scavare.

Henry Walton Jones Jr.
Indiana Jones e l'ultima Crociata, 1989

3.2.1 Calibrazione ottica

L'utilizzo di sistemi ottici e di sistemi robotici, caratterizzati ognuno da un proprio SdR, inserisce il problema della *calibrazione*, ovvero dell'identificazione delle matrici di trasformazione tra i diversi SdR (robotici ed ottici).

3.2.1.1 Calibrazione dei Robot

Hand-Eye Calibration

Il processo di calibrazione dei sistemi robotici prende il nome di *Hand-Eye Calibration*, e consiste nella stima approssimata delle matrici di trasformazione, dette di *calibrazione*, tra il SdR dei DRF ottici e i SdR interni degli attuatori robotici (base e Tool Center Point (TCP)).

Matrici coinvolte

Con riferimento alla Figura 3.5 nella pagina successiva, sono schematizzati i DRF presenti sulla base e sul EE del robot e sono indicate le matrici di trasformazione; in particolare:

A, matrice di trasformazione tra il DRF della base e quello dell'EE del robot;

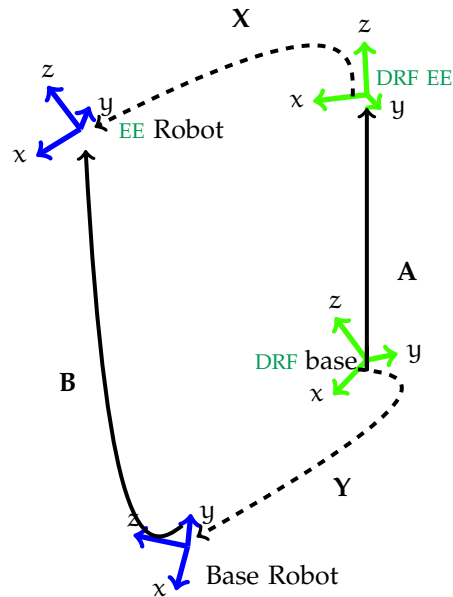


Figura 3.5: Schema generico di Hand-Eye Calibration

B, matrice di trasformazione che descrive la cinematica diretta del robot;

X, matrice di calibrazione dell'EE, che mette in relazione il SdR del DRF con il SdR del TCP del robot;

Y, matrice di calibrazione della base de robot, che mette in relazione il SdR del DRF con il SdR interno al robot.

La calibrazione consiste nel calcolo delle matrici **X**, **Y** mediante la soluzione del sistema matriciale (3.1)

Sistema

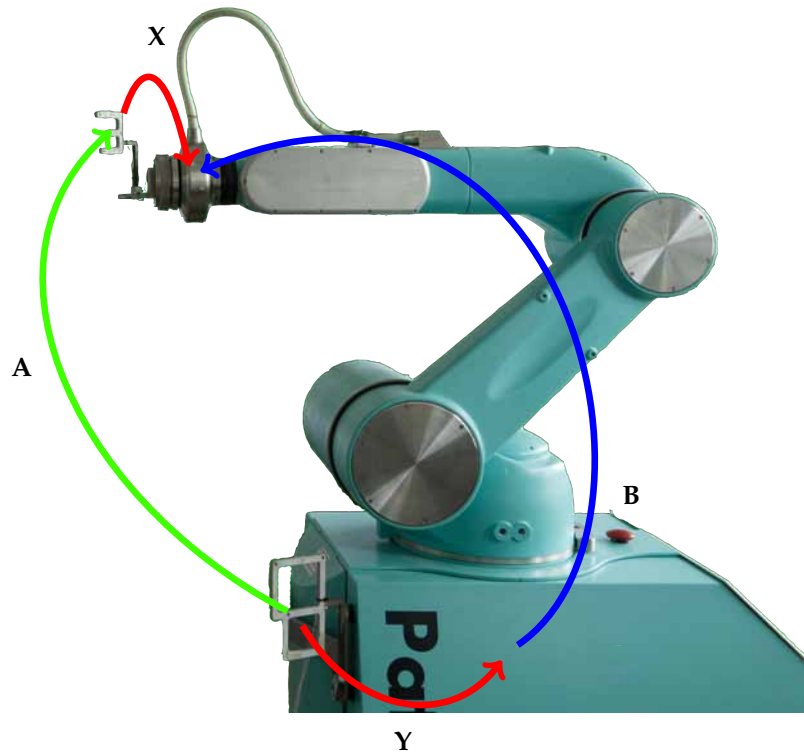
$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{X} = \mathbf{Y} \cdot \mathbf{B} \quad (3.1)$$

di 3 equazioni⁴ in 12 incognite, per la cui soluzione chiusa sono necessarie 4 pose. La soluzione chiusa non ottimizza il calcolo su spazi di lavoro diversi dai punti di calibrazione e per questo motivo la calibrazione avviene su un numero maggiore di pose maggiormente disperso nello spazio di lavoro, approssimando la soluzione mediante tecniche di ottimizzazione di Levenberg–Marquardt [10, 26, 28].

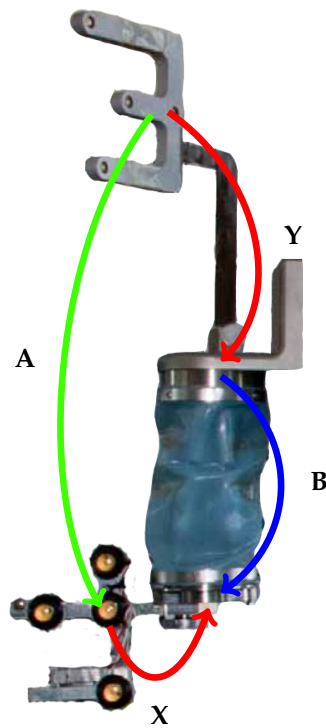
Nel caso in esame, i robot calibrati mediante questa procedura sono il GP e il FP. In Tabella 3.5 a pagina 25 sono riassunti i parametri utilizzati per la loro calibrazione.

Parametri

⁴ L'ultima equazione di questo sistema matriciale, per costruzione delle matrici di trasformazione, è un'identità $1 = 1$ e per questo non viene considerata nella conta del numero di equazioni del sistema



(a) Hand-Eye Calibration del GP



(b) Hand-Eye Calibration del FP

Figura 3.6: Matrici di calibrazione dei robot

Tabella 3.5: Parametri di calibrazione dei robot; gli spazi di calibrazione si intendono come il raggio della sfera che racchiude i punti, mentre per residuo si intende l'errore compiuto sulle pose di calibrazione, dopo la il calcolo delle matrici di calibrazione

	GP	FP
Numero di pose	27	27
Raggio	173,21 mm	7,86 mm
Residuo (mediana)	0,55 mm - 0,01 rad	0,16 mm - 0,004 rad

In Figura 3.6 nella pagina precedente sono rappresentati gli schemi delle matrici del sistema di Equazione (3.1) sui robot reali.

3.2.1.2 Calibrazione del Linear Actuator

Per quanto riguarda il LA, la procedura di calibrazione segue la stessa idea descritta precedentemente, ma con alcune differenze dovute al fatto che viene calibrato un robot con un solo giunto prismatico, con un solo grado di libertà.

La calibrazione richiede di individuare la posa della punta della sonda utilizzando le informazioni provenienti dai DRF presenti sulla sonda stessa (vedi Sezione 3.1 a pagina 15).

Con riferimento allo schema in Figura 3.7 nella pagina successiva, la matrice X indica la posa della punta della sonda rispetto ad un DRF solidale con la sonda stessa, mentre la matrice Y contiene l'informazione sulla trasformazione tra il DRF ed il SdR solidale con l'origine del movimento della sonda.

Per poter compiere queste operazioni, è stato definito un SdR sulla punta della sonda stessa, il cui orientamento vede il versore i coincidente con la direzione di scorrimento della sonda, il versore j coincidente con un asse del sistema di riferimento intrinseco sul TCP del FP, il più possibile ortogonale alla direzione di movimento, ed il versore k dato dal prodotto vettoriale tra i due precedenti. Il sistema di riferimento così costruito è stato poi orto-normalizzato per portarlo ad essere un SdR reale. Le informazioni di posizione di questo SdR vengono acquisite mediante un DRF di calibrazione opportunamente realizzato (vedi Paragrafo 3.1.1 a pagina 15).

In questo modo è possibile risolvere il sistema matriciale di Equazione (3.1).

Il protocollo di calibrazione prevede la raccolta dei dati di posa dei DRF durante il movimento della sonda. In particolare, la

Idea

Informazione cercata

Significato

Definizione dell'orientamento

Protocollo

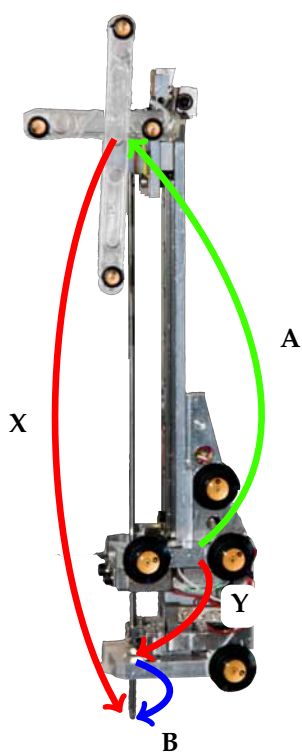


Figura 3.7: Schema, calibrazione della LA

sonda viene fatta scorrere per un totale di 5 cm con passi di 2 mm, avanti ed indietro, in modo da raccogliere due campioni per ogni distanza toccata dalla punta.

I dati qui raccolti vengono utilizzati anche per ricostruire la direzione di scorrimento della sonda usando algoritmi di regressione lineare basati sulla Principal Component Analysis (PCA); così facendo, l'asse principale della decomposizione applicata identifica la direzione di scorrimento della sonda.

3.2.2 Algoritmi di controllo in retroazione

3.2.2.1 *Approccio al target*

Nell'applicazione qui descritta, un *target* è definito da un punto nello spazio ed un orientamento, tutto riferito ad un particolare SdR. Per poter calcolare le pose dei robot è necessario calcolare il *mapping* tra il sistema di riferimento del target e quello di 'laboratorio'.

Definizione del goal

Il sistema è in grado di posizionare un *tool* nel target selezionato; in neurochirurgia per il tipo di interventi chirurgici per i quali questo sistema è stato sviluppato, lo strumento coincide con la sonda biotica. Il controllore qui implementato estende questo limite dando la possibilità all'utente di controllare il posizionamento anche di altri SdR nel punto di target, estendendo la generalità dell'algoritmo descritto.

Definizione di tool

Il movimento di 'approccio' è il primo movimento che porta il generico tool, verso il target. Questo movimento è sempre ad opera del primo robot della catena descritta in Paragrafo 3.1.2.4 a pagina 20, il GP.

Definizione di approccio

Il calcolo del comando per questo movimento, espresso sotto forma di matrici omogenee, avviene come schematizzato in Figura 3.8 nella pagina seguente, dove con \mathbf{R}_0 è stata indicata la trasformazione residua che porta il tool a raggiungere la posa target. Con \mathbf{M} è stata indicata la trasformazione rigida tra il tool e il TCP del robot, costante durante il movimento, ed infine con \mathbf{B}_0 e \mathbf{B}_1 sono indicate, rispettivamente, le pose del robot allo stato iniziale e quella desiderata per il corretto puntamento.

Calcolo del comando

La trasformazione residua da applicare al robot, \mathbf{C} , viene calcolata usando l'Equazione (3.2)

$$\mathbf{C} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{R}_0 \cdot \mathbf{M}^{-1} \quad (3.2)$$

dalla quale il nuovo comando del robot \mathbf{B}_1 diventa Equazione (3.3)

$$\mathbf{B}_1 = \mathbf{B}_0 \cdot \mathbf{C} \quad (3.3)$$

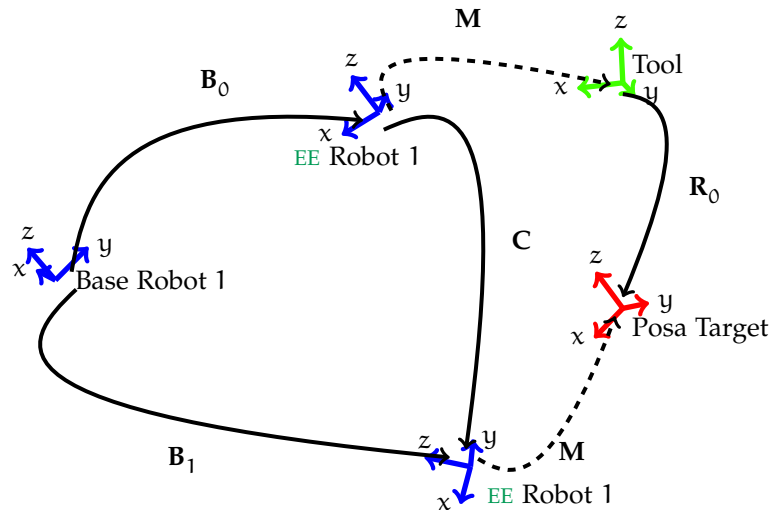


Figura 3.8: Schema, approccio al target

Ridondanza

Le informazioni di calibrazione (vedi Paragrafo 3.2.1 a pagina 22) e di posa dei singoli robot permettono il calcolo dei comandi da applicare ai robot per raggiungere le pose di target nello spazio, permettendo anche di avere ridondanza di informazione,⁵ per garantire la sicurezza delle operazioni.

Dopo il primo movimento di approccio verso l'obiettivo, il sistema eventualmente procede con la correzione della posa raggiunta, compiendo le prime correzioni attraverso il GP e le seguenti attraverso il FP, come descritto in Paragrafo 3.1.2.4 a pagina 20.

3.2.2.2 Soglie di targeting

Per l'utilizzo dell'algoritmo sono state definite delle soglie sotto le quali l'errore residuo è considerato nei limiti di tollerabilità.

Soglia globale

Per soglia globale si intende il massimo errore residuo che lo strumento può avere nella posa di target. Per la sua definizione vengono usati criteri differenti per la componente di traslazione e per quella di rotazione. In particolare si vuole fare in modo di garantire un errore dell'ordine di grandezza del mm sull'obiettivo da raggiungere all'interno del tessuto cerebrale, in quanto questo è confrontabile con l'errore di pianificazione degli interventi chirurgici.

Essendo il target un punto all'interno del cervello del paziente, deve essere valutato come un errore commesso sul punto di in-

⁵ I robot possono essere utilizzati come strumenti di misura

gresso all'esterno si traduca sul punto finale, considerando una penetrazione di 11 cm, vedi Paragrafo 3.1.2.3 a pagina 20.

Per quanto riguarda la traslazione, l'errore sul target del robot si trasporta rigidamente sulla posizione finale; valutando invece la componente di orientamento, l'errore di posa qui raggiunto viene amplificato dal braccio dovuto alla profondità di penetrazione. Per questo motivo, valutando quest'ultimo errore come la componente angolare estratta dal quaternion unitario del residuo, e nell'ipotesi di angoli 'piccoli' per i quali $\sin \vartheta \simeq \vartheta$, l'errore finale viene calcolato con l'Equazione (3.4)

$$e_r = b \cdot \sin \vartheta \simeq b \cdot \vartheta \quad (3.4)$$

dove b è la profondità di penetrazione della sonda.

L'errore globale sul target cerebrale è dato dalla sovrapposizione degli effetti di queste due componenti e da questo derivano i valori in Tabella 3.6.

Tabella 3.6: Soglie di targeting

Componente	Valore
Traslazione	0,08 mm
Rotazione	0,01 rad

Per la scelta dell'errore sulla componente di traslazione si è scelto il valore di accuratezza del sistema di localizzazione ottico in uso (vedi Paragrafo 3.1.1 a pagina 15) nella localizzazione di DRF composti da 4 IREDs con SdR posizionato nel baricentro, come quelli utilizzati nella presente applicazione; in questo caso, l'errore di localizzazione è inversamente proporzionale a $\sqrt{N_{\text{IRED}}}$ e risulta quindi dimezzato, rispetto all'accuratezza di localizzazione del singolo IRED [43].

Se il residuo scende entro le soglie sopra riportate, la condizione di convergenza dell'algoritmo viene considerata raggiunta.

Queste soglie si ripercuotono sui diversi robot presenti nella catena e che operano le correzioni (GP ed FP).

L'ultimo attuatore in grado di effettuare la correzione deve avere le soglie coincidenti con quelle globali di Tabella 3.6, mentre i robot a monte, GP, possono avere soglie meno stringenti; nell'applicazione specifica, per il GP sono stati scelti 2 mm per la componente di traslazione e 0,1 rad per la componente di rotazione. In questo modo, nel caso peggiore viene assicurato che il residuo sia entro lo spazio di movimento del robot a valle, che è quindi in grado di attuare la correzione.

Componenti

Sovrapposizione

Criteri di scelta

Convergenza

Valori sui robot

3.2.2.3 Compensazione dell'errore

Idea **INTRODUZIONE** Il controllore sviluppato prevede una correzione della posa raggiunta dal sistema robotico, in modo da lasciare un residuo di targeting entro soglie specifiche per l'applicazione di utilizzo (vedi Paragrafo 3.2.2.2 a pagina 28). La correzione avviene in maniera iterativa fino al raggiungimento di una delle condizioni di uscita di seguito descritte.

In Figura 3.9 a fronte è riportato lo schema a blocchi generico dell'algoritmo iterativo di controllo della posa del robot.

Controlli Ciclicamente viene effettuato il calcolo del residuo e controllato se esso sia entro la soglia di tolleranza per il robot. Qualora questa condizione sia verificata, viene controllata anche la soglia globale, relativa al target finale. Nel caso la soglia globale non sia stata raggiunta si valuta se sia disponibile un altro robot ed in caso affermativo gli viene passato il controllo per poi ricominciare il ciclo.

Movimento Se la soglia del singolo robot non è stata raggiunta, si valuta se il robot abbia applicato il massimo numero di correzioni a sua disposizione; nel caso questa soglia non sia stata raggiunta, viene calcolata la nuova posa e mosso il robot, per poi ricominciare il ciclo.

Durante il primo approccio, ad opera del primo robot della catena, viene utilizzato lo schema descritto nel Paragrafo 3.2.2.1 a pagina 27.

CONDIZIONI DI USCITA Con riferimento alla Figura 3.9 a fronte, i possibili output dell'algoritmo sono

SUCCESSO nel caso in cui viene superata la soglia di errore ammissibile sul target;

FALLIMENTO qualora la soglia sul target non venga raggiunta.

Possibilità Il *successo* può essere raggiunto indipendentemente dal numero di robot che sono intervenuti nella correzione; il *fallimento* viene invece raggiunto quando viene esaurito il numero massimo di correzioni che i robot possono applicare e l'errore non sia andato entro la soglia globale di tollerabilità.

Fuori dallo spazio di lavoro Altre condizioni di fallimento, che per semplicità non sono state rappresentate in Figura 3.9 nella pagina successiva, si hanno qualora la posa da applicare al robot sia all'esterno del *workspace* del robot stesso o in corrispondenza di una singolarità.

Luogo di applicazione **STRATEGIE DI COMPENSAZIONE** Per il calcolo della posa da applicare al robot per la correzione del residuo sono state usate

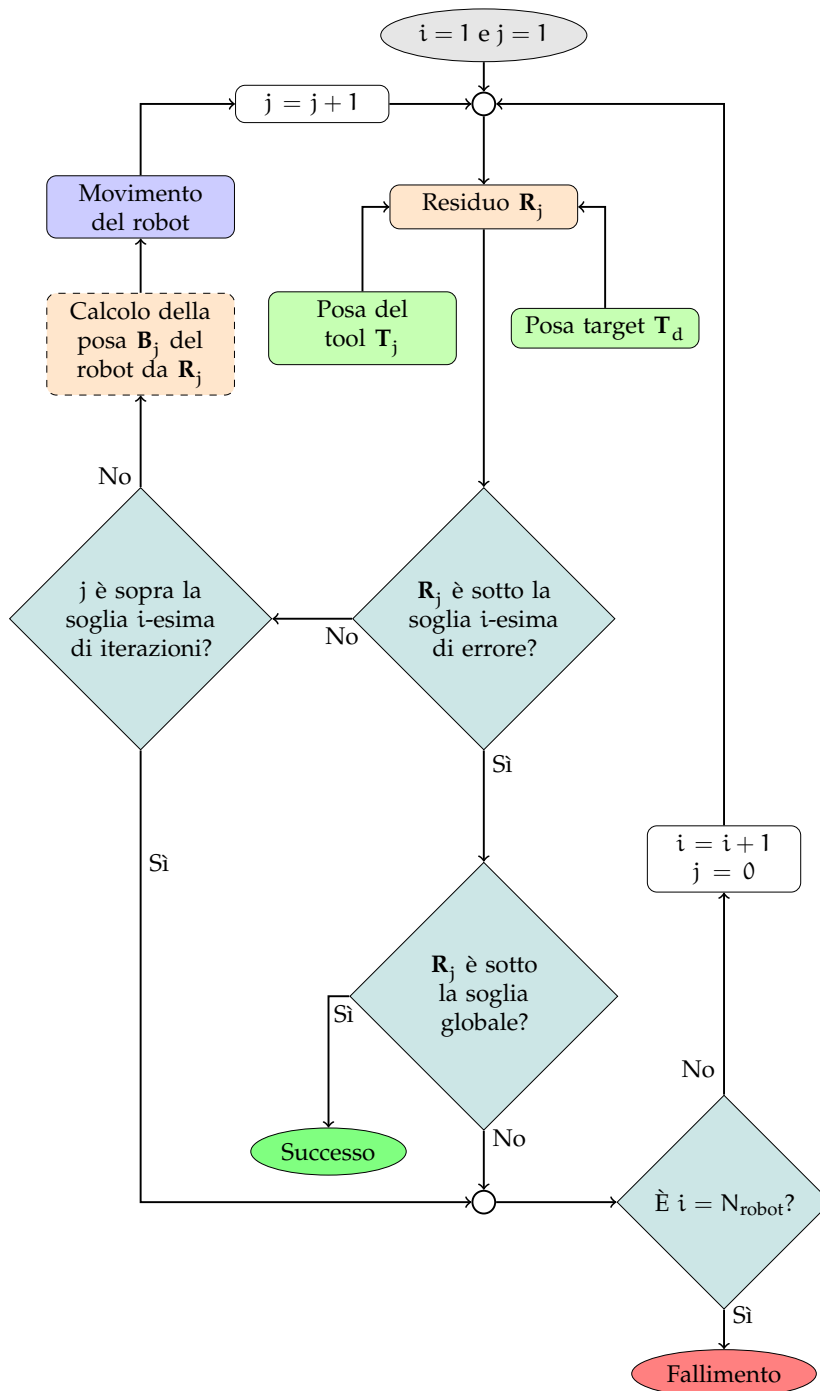


Figura 3.9: Schema dell'algorithmo iterativo di correzione.

L'indice i si riferisce al robot mentre j si riferisce al passo di correzione del robot i -esimo. Il Residuo R_j rappresenta l'errore tra la posa del tool T_j e quella del target al passo j .

<i>Momento dell'applicazione</i>	<p>diverse strategie e valutate le loro prestazioni. Queste possono essere applicate sia alla componente di traslazione sia a quella di rotazione, in maniera indipendente. La componente angolare viene valutata usando una notazione asse-angolo ottenuta mediante l'uso di quaternioni unitari.</p> <p>Gli algoritmi descritti nel seguito per il calcolo e l'adattamento della correzione intervengono nel box tratteggiato in Figura 3.9 nella pagina precedente.</p>
<i>Totale</i>	<p>Compensazione totale In questa modalità viene compensato l'errore di posizionamento nella sua totalità, applicando iterativamente l'algoritmo descritto nel Paragrafo 3.2.2.1 a pagina 27.</p> <p>In questo modo si agisce su tutto l'errore calcolando il comando con la stessa procedura descritta nel Paragrafo 3.2.2.1 a pagina 27.</p>
<i>Idea</i>	<p>Compensazione proporzionale Con questo tipo di approccio, la correzione non è più globale, ma viene corretta una parte dell'errore, secondo un fattore che si modifica in maniera adattiva: più la correzione porta alla diminuzione dell'errore, maggiore peso viene dato al fattore di proporzionalità.</p>
<i>Adattamento della correzione</i>	<p>Ragionando su un singolo attuatore, detta C la trasformazione geometrica che deve essere compiuta dal robot per raggiungere il target, calcolata con il metodo descritto in Paragrafo 3.2.2.1 a pagina 27, è possibile calcolare la correzione C' da applicare alla posa attuale per avvicinarsi al target, secondo fattori di proporzionalità.</p>
<i>Uso di fattori di proporzionalità</i>	<p>Detti n_t ed n_r i fattori di peso della correzione per traslazione e rotazione rispettivamente e sono $(n_t, n_r) \in (0; 1)$.</p>
<i>Traslazione</i>	<p>Con questi sfruttando l'Equazione (3.5)</p> $C'_T = n_t \cdot C_T \quad (3.5)$ <p>si può calcolare la componente di traslazione C'_T della correzione da applicare.</p>
<i>Rotazione</i>	<p>Per quanto riguarda la componente di rotazione, utilizzando una notazione asse angolo ottenuta mediante il passaggio dai quaternioni, è possibile calcolare il nuovo valore dell'angolo di rotazione $\vartheta_{C'}$ mantenendo invariato l'asse, mediante l'Equazione (3.6)</p> $\vartheta_{C'} = n_r \cdot \vartheta_C \quad (3.6)$
<i>Aggiornamento dei fattori</i>	<p>e definendo così la nuova coppia asse-angolo dalla quale, usando i quaternioni, è possibile tornare all'espressione di C'_R.</p> <p>Il fattore di correzione, adattivo, viene calcolato in base all'an-</p>

damento della correzione stessa, mediante la valutazione della sua derivata prima approssimata con il metodo delle differenze finite.

La forma della relazione per il calcolo del fattore di correzione è una sigmoide nella forma in Equazione (3.7)

Modalità 1

$$y(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (3.7)$$

la quale è una funzione limitata con $y \in (0;1)$. Nella condizione in esame, viene utilizzata l'Equazione (3.8)

$$n(\dot{x}) = \frac{1}{1 + e^{\left(\frac{\dot{x}}{10} - 1\right)}} \quad (3.8)$$

rappresentata in Figura 3.10, nella quale la variabile indipendente \dot{x} rappresenta un'approssimazione della derivata prima con il metodo delle differenze finite della componente del residuo⁶ della quale si sta aggiornando il valore del peso, indicato in generale con n .

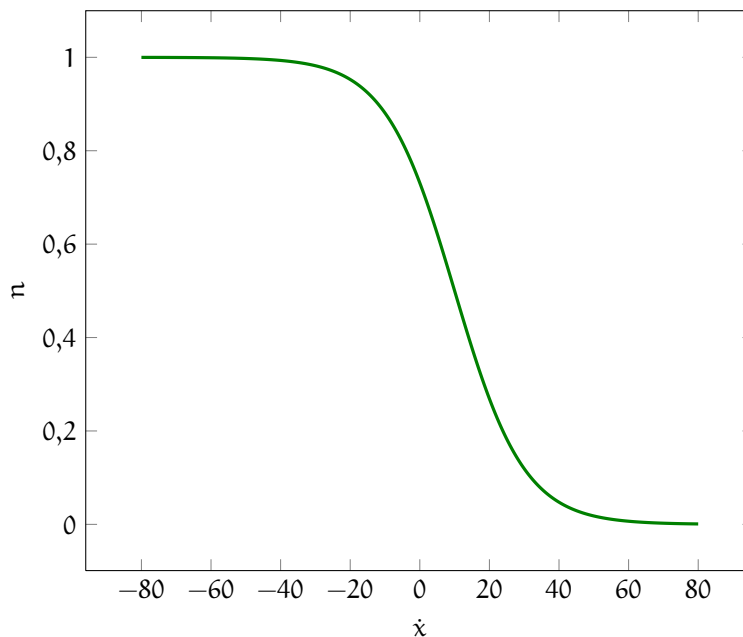


Figura 3.10: Fattore di correzione, sigmoide

Nell'Equazione (3.8), il parametro $\frac{1}{10}$ che moltiplica la variabile indipendente è stato inserito per far in modo di avere dati distribuiti anche nelle zone di *plateau* della curva; il -1 è stato inserito per rendere non simmetrica la forma della funzione

Parametri

⁶ La componente rotazionale e quella di traslazionale

di aggiornamento del parametro in quanto sono da pesare maggiormente comportamenti che portano ad una diminuzione del residuo (e quindi con $\dot{x} < 0$), rispetto a comportamenti che ne incrementano il valore.

Modalità 2 Alternativamente, è stata utilizzata l'Equazione (3.9)

$$n(\dot{x}) = \frac{1}{1 + e^{\left(\frac{\dot{x}}{10} - 1\right)}} + \frac{1}{0.015 \cdot \sqrt{2\pi}} \cdot e^{\left(-\frac{\dot{x}^2}{2 \cdot 0.015^2}\right)} \quad (3.9)$$

rappresentata in Figura 3.11 nella pagina successiva, che differisce dall'Equazione (3.8) in quanto ad essa è sommata una funzione gaussiana a media nulla e varianza pari alla risoluzione di misura da parte del sistema ottico (vedi Tabella 3.1 a pagina 16).

Parametri Per quanto riguarda l'Equazione (3.9), valgono le considerazioni precedentemente tratte per l'Equazione (3.8); la componente gaussiana è stata inserita per rinforzare la correzione nei casi in cui il fattore utilizzato non porti ad una variazione significativa del residuo rispetto al passo precedente; con la strategia qui descritta il tool viene così allontanato dal target nel passo successivo e nei passi ancora seguenti viene riportato verso il punto d'arrivo con una correzione di maggiore entità.

Considerazioni sulle funzioni di aggiornamento

La forma delle relazioni in Equazione (3.8) ed Equazione (3.9) prevede un incremento del peso nel caso in cui la variabile indipendente \dot{x} sia negativa; dato che essa rappresenta la derivata prima della componente x , sia esso il residuo nelle sue componenti di traslazione e rotazione, ciò corrisponde ad un incremento del fattore di correzione al passo successivo se la stessa procede nel verso che migliora il posizionamento del tool sul target, riducendone il peso nel caso in cui l'algoritmo stia procedendo nella 'direzione' errata.

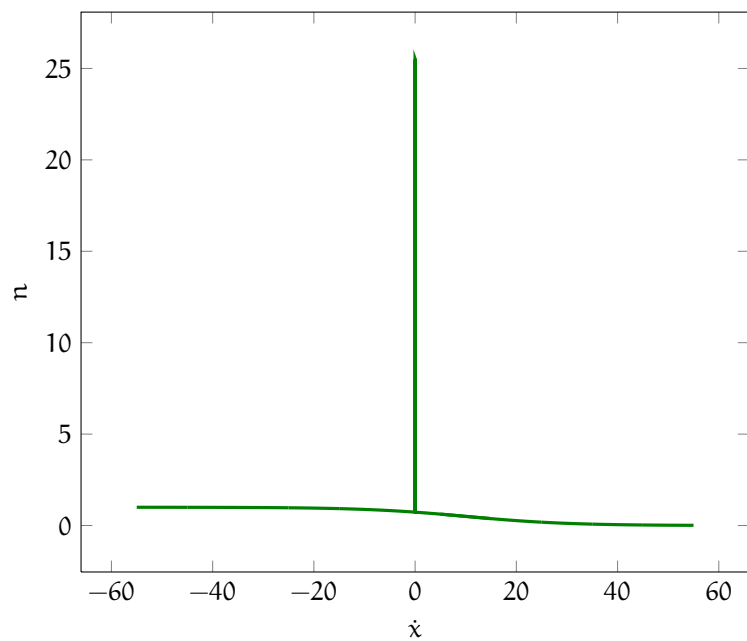
Idea **Triangolazione** In questa modalità la compensazione dell'errore avviene solo sulla parte di traslazione e si ottiene mediante una procedura di "triangolazione", Figura 3.12 a pagina 36; la traiettoria del robot per portare il tool dal punto attualmente raggiunto verso il punto di target viene scomposta in due movimenti che descrivono un triangolo isoscele ideale, la cui base è il segmento che unisce i due punti sopra descritti.

Luogo dei via point

Il luogo dei possibili *via point* è una circonferenza il cui raggio è pari all'altezza del triangolo isoscele; la coppia di lati uguali viene scelta in modo da avere una lunghezza pari al 125% del residuo verso il target.

Con questa modalità vengono superati i problemi dettati dalle ristrette possibilità di movimento dei robot su piccole distanze.

La scelta del via point deve essere fatta in modo che il sistema mantenga la sicurezza degli utenti presenti.



(a) Andamento globale

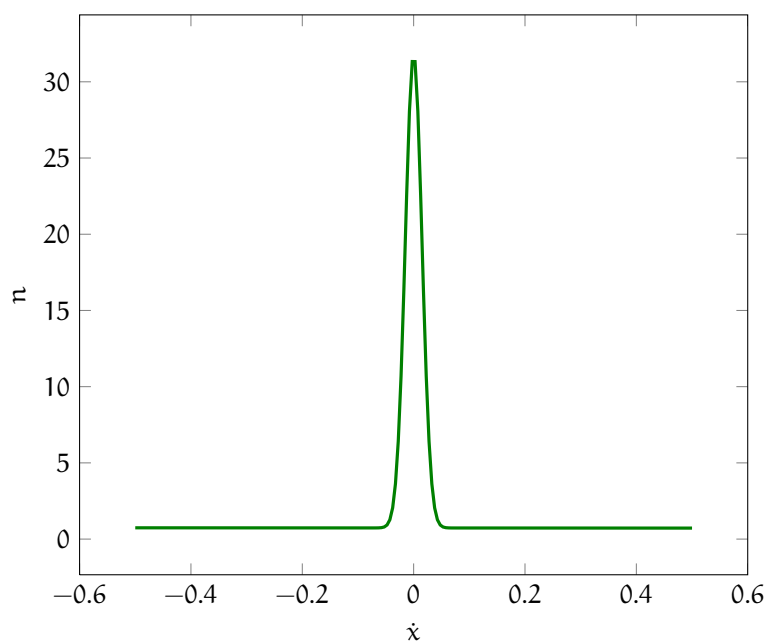
(b) Dettaglio per valori di $x \in (-0,5, 0,5)$

Figura 3.11: Fattore di correzione, sigmoide con gaussiana

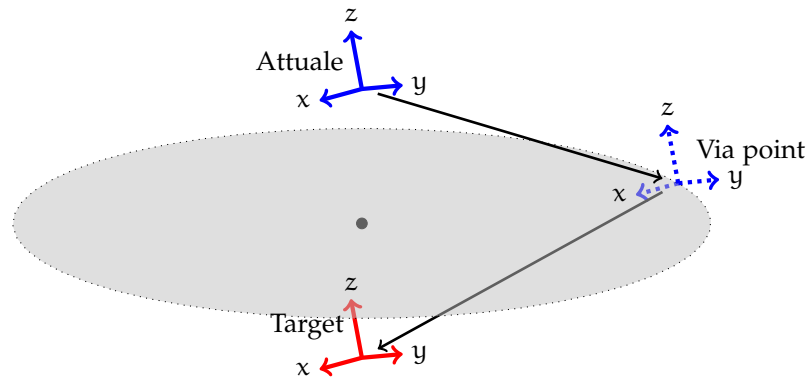


Figura 3.12: Metodo della triangolazione; in grigio è rappresentata la circonferenza dei possibili via point, ed è stato mostrato come viene compensato solo l'errore sulla componente di traslazione

3.2.3 Protocolli di test

Per testare gli algoritmi sono state eseguite diverse prove nelle condizioni di seguito elencate:

- Sistema calibrato;
- GP non calibrato;
- FP non calibrato.

Significato di "non calibrato"

Per robot non calibrato si intende una condizione in cui alle matrici di calibrazione è stata applicata una perturbazione che ha porta ad un calcolo delle pose non corretto. Questa perturbazione è stata inserita solo nella matrice \mathbf{X} , in quanto è l'unica che interviene nel calcolo delle pose perché contenuta all'interno della trasformazione \mathbf{M} (vedi Figura 3.8 a pagina 28).

Le perturbazioni applicate alle matrici di calibrazione, diverse per ogni robot, sono state generate come popolazione casuale uniformemente distribuita negli intervalli riportati in Tabella 3.7.

Tabella 3.7: Parametri di perturbazione delle calibrazioni

Robot	Traslazione	Rotazione
GP	(0...100) mm	(0...15)°
FP	(0...5) mm	(0...5)°

Selezione dei target

Usando il puntatore ottico, sono state selezionate 22 pose di testing che coprono un volume approssimativamente sferico di 0,75 m di raggio.

Il volume scansionato è volutamente maggiore del volume di calibrazione, in quanto questo consente di valutare meglio la robustezza dell'algoritmo di controllo.

Per rendere i test confrontabili nelle diverse condizioni, le eventuali perturbazioni alle matrici di calibrazione sono corrispondenti nei diversi algoritmi, mentre le pose sono sempre corrispondenti (sia tra algoritmi e sia tra diverse condizioni).

Test confrontabili

All'interno della stessa condizione, tutte le pose sono state eseguite con i 4 algoritmi precedentemente descritti, ovvero:

- Compensazione Totale (*Totale*);
- Compensazione proporzionale, solo sigmoide (*Proporzionale 1*);
- Compensazione proporzionale, sigmoide con gaussiana (*Proporzionale 2*);
- Triangolazione (*Triangolazione*).

L'algoritmo è stato applicato solo alla correzione della componente di traslazione; per la componente rotazionale, la correzione applicata è sempre calcolata con l'algoritmo *Totale*.

Il numero massimo di correzioni applicabili da ogni robot è fissato a 10.

3.2.4 Analisi dei dati

Tutti parametri ed i test statistici, ove non diversamente specificato, si intendono calcolati sulle sole prove che hanno raggiunto la convergenza, cioè che hanno portato alla condizione di *successo*.

3.2.4.1 Funzioni di costo

Per valutare la robustezza degli algoritmi e per valutare le loro performance sono state calcolate diverse funzioni di costo dai parametri estratti dai dati.

Parametri estratti

In particolare sono stati utilizzati gli indici di seguito indicati:

- Percentuale di successo, *Convergence Rate (CR)*, come numero di prove che hanno raggiunto la convergenza, in rapporto al numero totale di test effettuati (22);
- Velocità di convergenza, data dal numero di correzioni effettuate da tutti i robot per raggiungere la condizione di convergenza, *Convergence Speed (CS)*;

- Residuo finale, *Residual Error (RE)*;
- RE moltiplicato per CS, *Residual Error with Time (RET)*.

3.2.4.2 Analisi statistica

Confronto tra gli algoritmi

Di queste funzioni di costo è stata valutata anche la significatività della differenza tra diversi algoritmi nella stessa condizione, e tra gli stessi algoritmi in condizioni diverse, per poter valutare in quale caso le strategie di controllo abbiano presentato le migliori prestazioni.

Le funzioni di costo sono state analizzate mediante test non parametrici, quali il test di Kruskal-Wallis [22], con un livello di significatività del 5 % per indicare la differenza significativa tra due popolazioni.

Correlazione

Inoltre è stata valutata anche la correlazione tra le perturbazioni sulle matrici di calibrazione ed il RE usando l'indice di correlazione di Pearson con un livello di significatività del 5 %, per valutare se un calcolo approssimato delle calibrazioni influisca sull'errore finale.

3.3 SAFETY CHECK

La potenza è nulla senza controllo.

Gruppo Pirelli,™ 1999

3.3.1 Introduzione

Motivo

L'utilizzo di manipolatori meccanici introduce il problema della sicurezza delle operazioni, soprattutto in ambito chirurgico.

Questo problema può essere risolto mediante l'utilizzo di sistemi manuali di consenso al movimento del braccio robotico, come pedali, o per l'arresto in emergenza.

Ridondanza

Nel sistema realizzato, a questi meccanismi è stato affiancato un controllo ad alto livello in grado di supervisionare e dare un'informazione globale sullo stato del sistema e dei suoi componenti. È uno strumento SW che esegue, ad una determinata frequenza, dei controlli (vedi Sezione 3.3.2 a fronte) che gli consentono di verificare lo stato in cui si trova il sistema.

Questo SW, di seguito indicato come SC, opera in parallelo agli altri sistemi e comunica con essi attraverso il protocollo CORBA

(vedi Paragrafo 3.1.3 a pagina 21), comunicando ad essi ed agli operatori la presenza di anomalie.

3.3.2 Controlli di coerenza effettuati

I controlli svolti dal SC sono di seguito descritti.

ATTIVAZIONE DEI SISTEMI Il SC in primo luogo controlla che tutti i componenti necessari al corretto funzionamento di tutti i dispositivi, sia SW sia HW, siano costantemente attivi durante l'esecuzione delle operazioni.

Sistemi funzionanti

COERENZA DI INFORMAZIONI CINEMATICHE Vengono poi controllate anche la coerenza delle informazioni rilevate dal localizzatore ottico; in particolare viene testata la visibilità dei singoli DRF e che le catene cinematiche siano tutte valide (vedi Paragrafo 3.1.2.4 a pagina 20). Una catena cinematica viene considerata valida se il residuo della chiusura dell'anello è sotto una soglia⁷ specifica per la catena controllata.

Visibilità dei DRF e catene cinematiche

CONTROLLO DEI SdR I controlli effettuati si riferiscono anche al SdR di 'laboratorio'; nel caso in esame, questo SdR, localizzato mediante un DRF composto da 6 IREDs,⁸ è rappresentato dal casco stereotassico al quale è fissato il cranio del paziente e rispetto al quale vengono registrate tutte le immagini diagnostiche per la pianificazione operatoria.

SdR di 'laboratorio'

Dal momento in cui viene definito il target e l'algoritmo di controllo della posa dei robot procede al calcolo dei comandi per gli attuatori il SdR di laboratorio non deve cambiare la sua posizione rispetto al SdR del robot che si occupa del primo approccio.

Viene controllato che la trasformazione geometrica tra il SdR del GP, primo robot della catena cinematica al quale sono collegati in serie gli altri attuatori, e il SdR del casco stereotassico rimanga costante. Solo in questo modo l'algoritmo di controllo garantisce un regime di accuratezza controllata sulla posa raggiunta, e quindi sulla correttezza dell'inserimento della sonda biottica.

3.3.3 Frequenza dei controlli

I controlli descritti in Sezione 3.3.2 vengono eseguiti periodicamente, ad una frequenza predefinita f.

⁷ Sia per la traslazione sia per la rotazione

⁸ In questo modo l'errore sul target viene ridotto

Limiti Questa frequenza deve consentire l'eventuale arresto del sistema e la notifica agli operatori nei tempi corretti. Allo stesso tempo il controllo di sicurezza non deve sovraccaricare i sistemi e l'interfaccia di rete con il transito eccessivo di informazione.

Stima della frequenza minima

Per questo motivo, la frequenza selezionata è stata scelta dalla stima della frequenza minima per il corretto arresto dei dispositivi. Il LA è il componente più critico della catena in quanto è quello che viene inserito all'interno del tessuto cerebrale; la sua velocità massima v_{\max} di movimento è nota in quanto deriva dalle caratteristiche costruttive dell'attuatore stesso (vedi Paragrafo 3.1.2.3 a pagina 20) e, scegliendo come errore massimo in spostamento $s_{\max} = 1 \text{ mm}$, il tempo t_{\min} impiegato dalla sonda per coprire quella distanza è in Equazione (3.10)

$$t_{\min} = \frac{s_{\max}}{v_{\max}} \quad (3.10)$$

da cui deriva l'Equazione (3.11)

$$f_{\min} = \frac{1}{t_{\min}} \quad (3.11)$$

come minima frequenza per consentire l'arresto della sonda entro la soglia di tolleranza di 1 mm.

Scelta dei parametri

La frequenza di controllo f è stata calcolata come

$$f = k \cdot f_{\min} \quad (3.12)$$

dove k è un parametro empirico scelto secondo i parametri precedentemente descritti.

Il valore di f_{\min} è 2 Hz, ed il parametro empirico scelto è $k = 5$, a dare una $f = 10 \text{ Hz}$.

3.3.4 Tolleranze

3.3.4.1 Descrizione

Categorie

Per evitare stati di "falso allarme", sono state inserite delle opportune soglie di tolleranza sui vari controlli, ove questo fosse necessario. Queste soglie, ove possibile, sono ottenute in forma parametrica, in funzione dei parametri del sistema che vengono aggiornati ad ogni utilizzo, come avviene per i residui di calibrazione; ove questo non fosse possibile, è stato fornito un valore numerico.

Le categorie possibili di queste tolleranze sono due:

- Residuo massimo sulla chiusura della catena cinematica;
- Numero consentito di fallimenti consecutivi.

Queste soglie sono state utilizzate nei controlli di visibilità dei DRF e di coerenza della catene cinematiche.

Per quanto riguarda la prima categoria, con esso si misura il massimo scarto che può essere tollerato prima di considerare non valida la catena cinematica, mentre per il secondo si è valutato quale fosse il numero massimo di fallimenti consecutivi che possono essere tollerati rimanendo in condizione di sicurezza.

Dettaglio delle categorie

Nel dettaglio, il controllo di visibilità prevede solo una tolleranza sul massimo numero di fallimenti dovuto ai periodi di occlusione dei marcatori per la presenza di operatori o per autoocclusione da parte dei movimenti dei robot stessi.

Visibilità

Le catene cinematiche implementano invece il controllo su entrambe le tolleranze. La soglia sul numero di fallimenti viene introdotta per gli stessi motivi esposti in precedenza per i DRF, con i quali vengono controllate di fatto anche le catene cinematiche, mentre la soglia sul residuo accettabile viene introdotta per far fronte ad eventuali errori di misura e di calibrazione. Con “catene cinematiche” viene considerato sia la chiusura degli anelli di calibrazione (vedi Figura 3.5 a pagina 23), sia la chiusura dell’anello tra il frame stereotassico e il GP.

Catene cinematiche

3.3.4.2 Determinazione delle soglie

Per quanto riguarda le soglie sui residui accettabili, valgono considerazioni analoghe a quelle fatte sui residui di targeting (vedi Paragrafo 3.2.2.2 a pagina 28), nelle quali si considera un errore massimo tollerabile di 1 mm.

Calcolo

Anche in questo caso il controllo delle soglie è stato separato nei contributi di traslazione e di rotazione. In particolare, per quanto riguarda le catene cinematiche che coinvolgono le matrici di calibrazione dei robot, sono stati calcolati gli errori di calibrazione dei robot stessi nel raggiungere pose diverse da quelle utilizzate in calibrazione; in questo modo è possibile valutare la capacità di generalizzazione delle matrici di calibrazione ed ottenere una popolazione rappresentativa dell’errore di calibrazione. Da questa popolazione viene estratto il valore sotto il quale è contenuto il 90% della popolazione, e viene utilizzato come valore di soglia.

sono stati usati appropriati valori di b nell’Equazione (3.4), in funzione del sistema analizzato.

Per quanto riguarda le resistenze cerebrali, sono stati usati valori ottenuti dalla letteratura per un modello di Kelvin-Voigt, usando come valori di soglia gli intervalli di deviazione standard dalla media della distribuzione gaussiana, come $\mu + h \cdot \sigma$ con

Resistenze

$h = 1, \dots, 3$, per la definizione delle soglie di *avviso*, *attenzione*, *stop*.

3.3.4.3 Calcolo dei fallimenti tollerati

Motivazione

Per valutare il numero n di controlli che possono fallire pur mantenendo la sicurezza del sistema, è stato valutato quanto un sistema potrebbe modificare la sua posa durante il tempo di non visibilità.

Detta f la frequenza di esecuzione dei controlli ottenuta dall'Equazione (3.12), il tempo trascorso durante gli n cicli di tolleranza è in Equazione (3.13)

$$t = \frac{n}{f} \quad (3.13)$$

Dalla stima delle velocità massime di movimento (vedi Tabella 3.4 a pagina 20), è possibile calcolare lo spazio s percorso usando l'Equazione (3.14)

$$s = v \cdot t \quad (3.14)$$

da cui è

$$s = v \cdot \frac{n}{f} \quad (3.15)$$

per il calcolo dello spostamento massimo eseguito in funzione dei parametri del sistema.

Calcolo

Essendo $s = 1 \text{ mm}$ come vincolo di tolleranza, è possibile risolvere l'Equazione (3.15) per n , definendo così le tolleranze.

3.3.5 Output del sistema

Output

Lo stato comunicato all'esterno dal SC è codificato mediante una stringa di bit i quali contengono l'informazione sull'output di ogni controllo effettuato.

Codifica

L'output assume valore zero in caso il test abbia restituito un valore positivo, e uno in caso negativo. In questo modo, ogni sottosistema può controllare lo stato dei controlli di suo interesse usando opportune maschere che conservano l'informazione sullo stato dei controlli a lui utile, e valutare la bontà di questo risultato mediante un singolo controllo di diversità con il valore nullo. Qualora questo controllo dia esito positivo, lo stato non è da considerarsi sicuro e il sistema deve posizionarsi in uno stato di sicurezza.

3.3.6 Test

Sono stati eseguiti dei test per valutare le prestazioni del sistema di controllo di sicurezza.

In particolare, è stato valutato il tempo di reazione del sistema alla comparsa di un evento che pone il sistema in uno stato considerato non sicuro; l'evento selezionato è l'occultamento dei DRF della base del GP, dell'EE del GP e del DRF solidale alla sonda bioptica del LA, indicato anch'esso come EE.

La valutazione dei tempi è stata condotta acquisendo un filmato a 30 Hz dal quale è possibile estrarre i dati sull'istante di copertura degli eventi e sull'istante di segnalazione dello stato di allarme; questi dati sono stati confrontati con i ritardi attesi dovuti alle tolleranze specifiche per quei DRF.

4

RISULTATI

Non permettere a nessuno di dirti l'opposto.

Henry Walton Jones Jr.
Indiana Jones e il regno del Teschio di
Cristallo, 2008

INDICE

4.1	Introduzione	45
4.2	Sistema calibrato	46
4.3	GP non calibrato	47
4.4	FP non calibrato	52
4.5	Considerazioni generali	52
4.6	Safety Check	55

4.1 INTRODUZIONE

I grafici qui riportati presentano i risultati ottenuti utilizzando le funzioni di costo descritte in Paragrafo 3.2.4.1 a pagina 37.

I valori riportati rappresentano le mediane degli esperimenti effettuati che hanno riportato uno stato di convergenza al target e l'intervallo tra il primo ed il terzo quartile, Inter-Quartile Range (IQR). Sopra ad ogni coppia di test è stata indicata l'eventuale differenza significativa tra le popolazioni di dati mediante una parentesi quadra.

Nel seguito, gli algoritmi sono stati indicati usando la seguente convenzione:

TOTALE indica l'algoritmo di compensazione totale del residuo;

PROPORZIONALE 1 indica l'algoritmo di compensazione che utilizza la funzione a sigmoide di Equazione (3.8);

PROPORZIONALE 2 indica l'algoritmo di compensazione che utilizza la funzione a sigmoide sommata alla funzione gaussiana di Equazione (3.9);

TRIANGOLAZIONE indica la modalità di correzione della posa mediante l'inserimento di un via point sul vertice di un triangolo isoscele opportunamente definito.

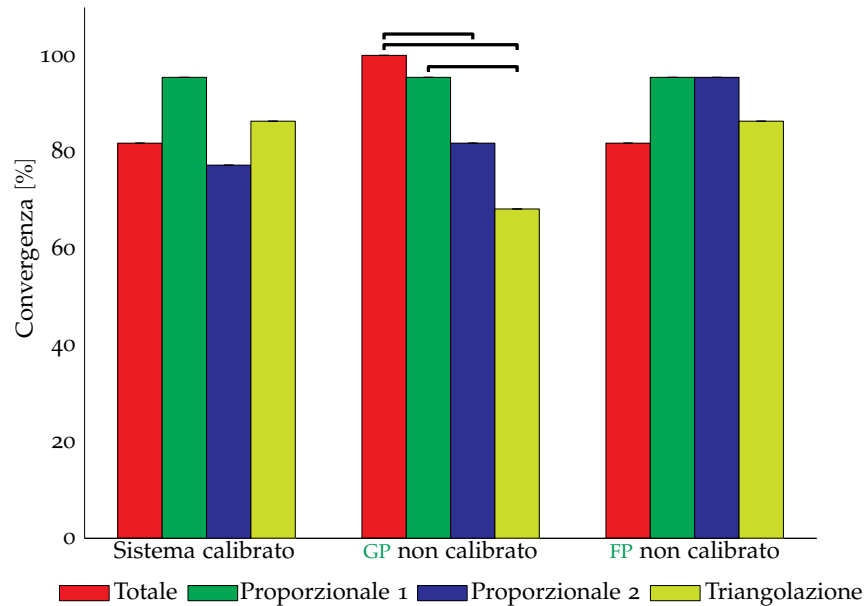


Grafico 4.1: Convergence Rate

4.2 SISTEMA CALIBRATO

Per quanto riguarda l'andamento del residuo in termini di traslazione, Grafico 4.3a a pagina 48, il comportamento generale mostra una diminuzione del residuo; l'algoritmo *Totale* ha basse oscillazioni al passo 10, mentre l'algoritmo *Proporzionale 2* presenta forti oscillazioni e variabilità. La componente angolare, Grafico 4.3b a pagina 48, il comportamento è generalmente oscillatorio in tutti i casi, con instabilità maggiore negli algoritmi *Totale* e *Proporzionale 2*.

In questa condizione, le migliori performance in termini di CR, Grafico 4.1, sono raggiunte da *Proporzionale 1* con il 95,45% di convergenza, anche se non vi è nessuna differenza significativa con le altre modalità.

Per quanto riguarda CS, non si evidenziano differenze di comportamento tra gli algoritmi confrontati, Grafico 4.2 a fronte.

In termini di RE, sulla componente di traslazione (Grafico 4.6a a pagina 51), l'algoritmo *Proporzionale 1* ha le migliori prestazioni, con un residuo di $(0,05 \pm 0,01)$ mm, ma non evidenzia differenze significative di comportamento rispetto agli altri algoritmi; sulla componente angolare (Grafico 4.6b a pagina 51), è presente una differenza tra l'algoritmo *Totale* e *Proporzionale 2*, a sfavore di quest'ultimo, il quale ha il maggior residuo pur avendo un ristretto IQR.

In termini di RET (Grafico 4.7 a pagina 53) non sono evidenti

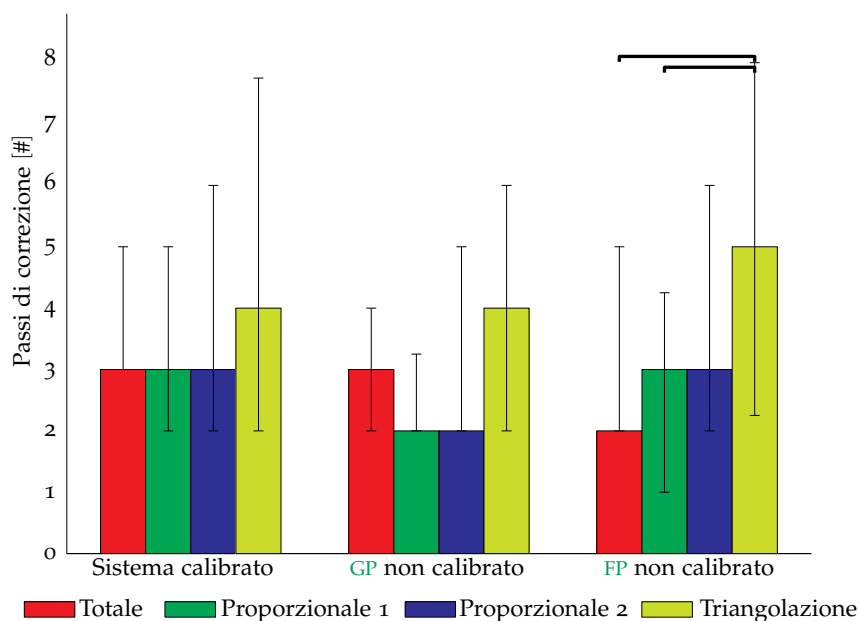


Grafico 4.2: Convergence Speed

delle differenze significative in sia in traslazione sia in angolo.

4.3 GP NON CALIBRATO

Per quanto riguarda l'andamento del residuo in termini di traslazione, Grafico 4.4a a pagina 49, nonostante la globale riduzione del residuo, gli algoritmi *Proporzionale 2* e *Triangolazione* hanno forti oscillazioni. In termini di angolo, Grafico 4.4b a pagina 49, il comportamento è generalmente oscillatorio in tutti i casi, con instabilità minore nel caso *Totale*.

In questa condizione, le migliori performance in termini di CR, Grafico 4.1 a fronte, sono raggiunte da *Totale* con il 100%, con differenza significativa rispetto a *Proporzionale 2* e *Triangolazione*.

Per quanto riguarda CS, non si evidenziano differenze significative di comportamento tra gli algoritmi confrontati, Grafico 4.2, anche se le prestazioni migliori sono a negli algoritmi *Proporzionale 1* e 2.

In termini di RE, sulla componente di traslazione (Grafico 4.6a a pagina 51), l'algoritmo *Proporzionale 1* ha le migliori prestazioni, con un residuo di $(0,05 \pm 0,03)$ mm (come mediana ed IQR), ma non sono presenti differenze significative di comportamento tra gli algoritmi; per quanto riguarda la componente angolare (Grafico 4.6b a pagina 51), le migliori prestazioni, non significative, sono in *Proporzionale 1* e 2, con ampi IQR.

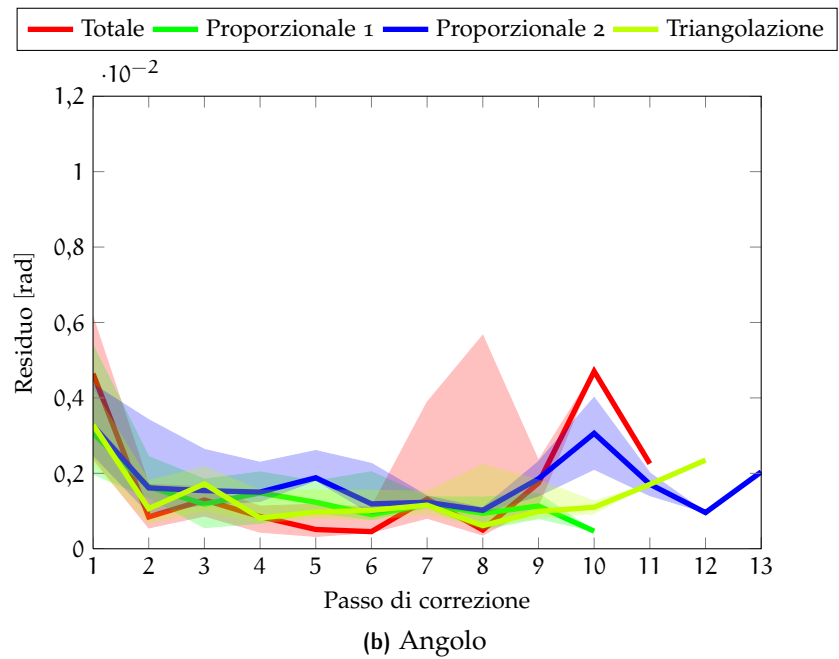
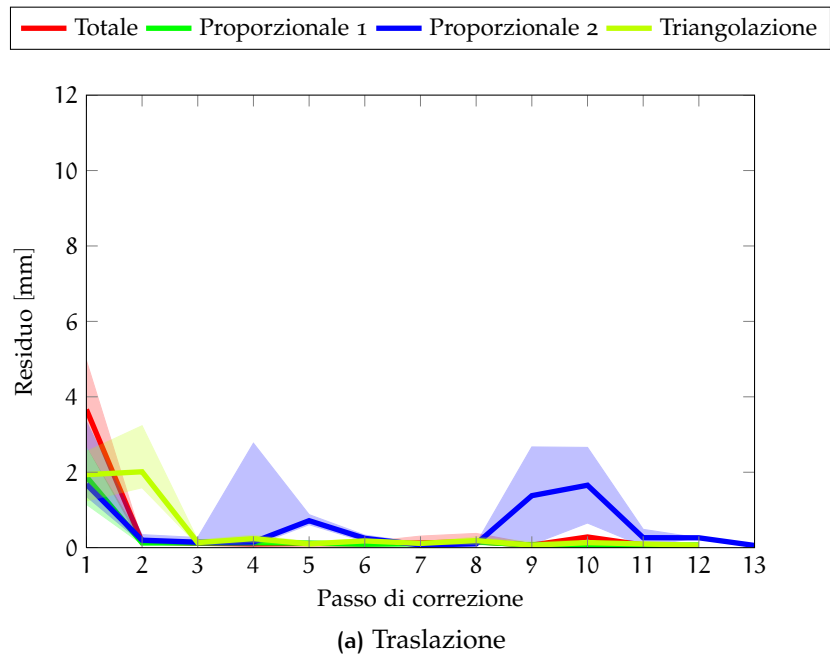


Grafico 4.3: Errore di targeting, sistema calibrato

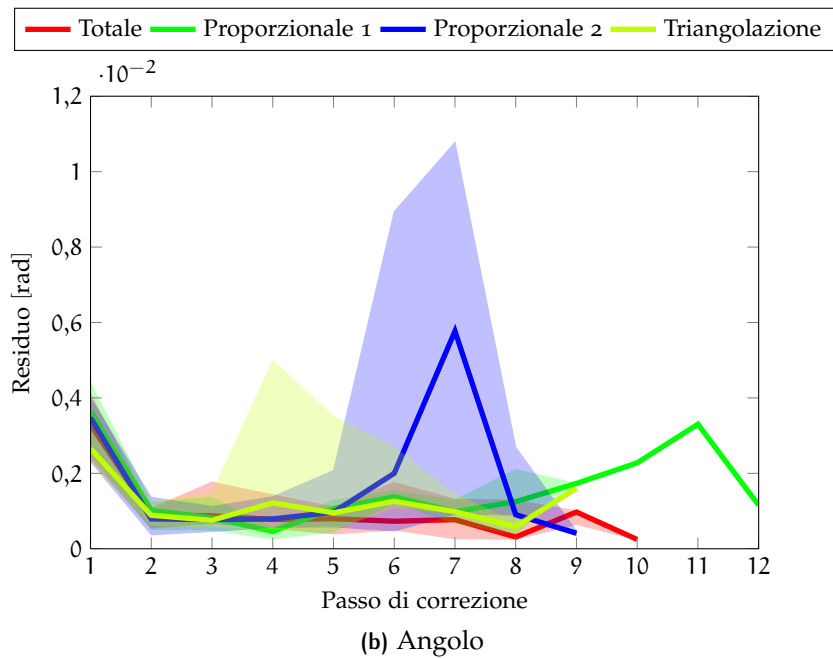
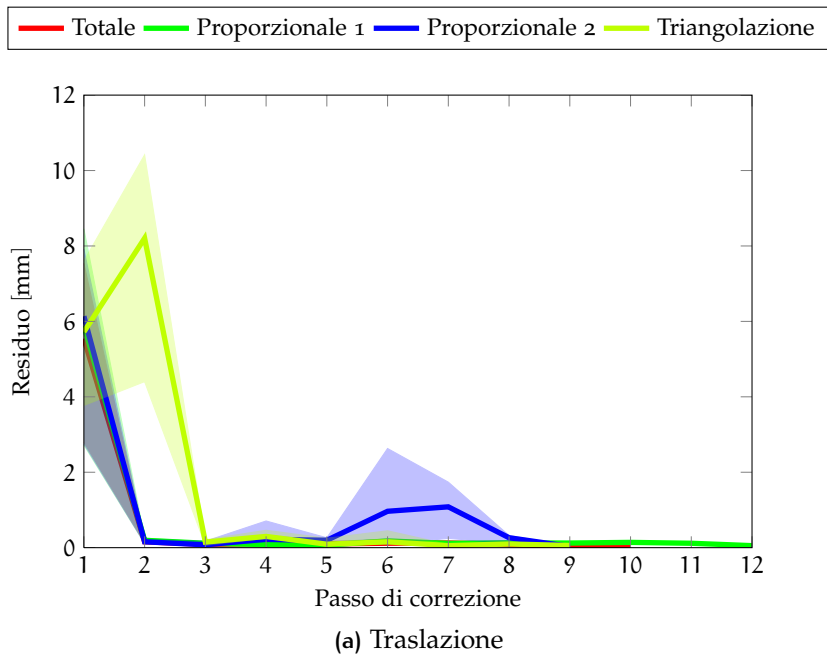


Grafico 4.4: Errore di targeting, GP non calibrato

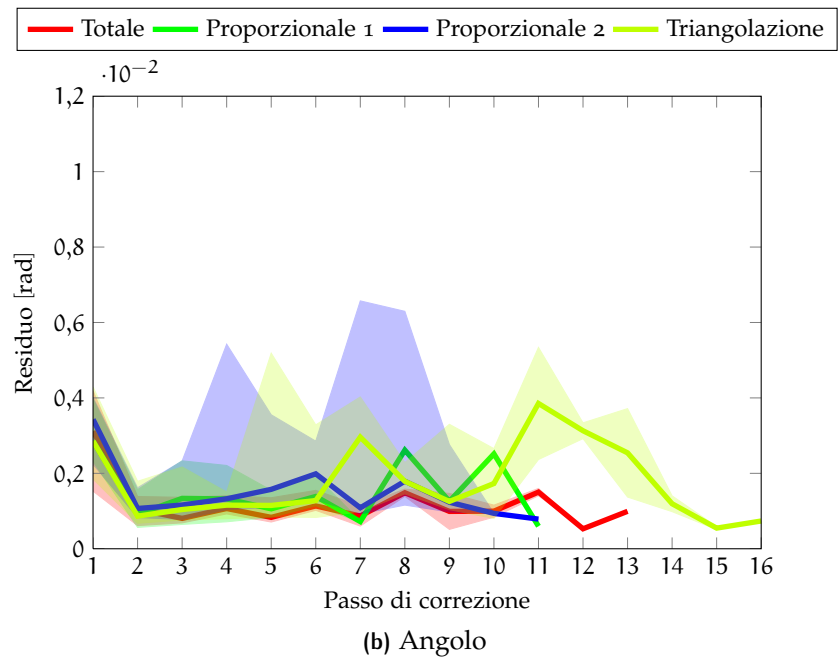
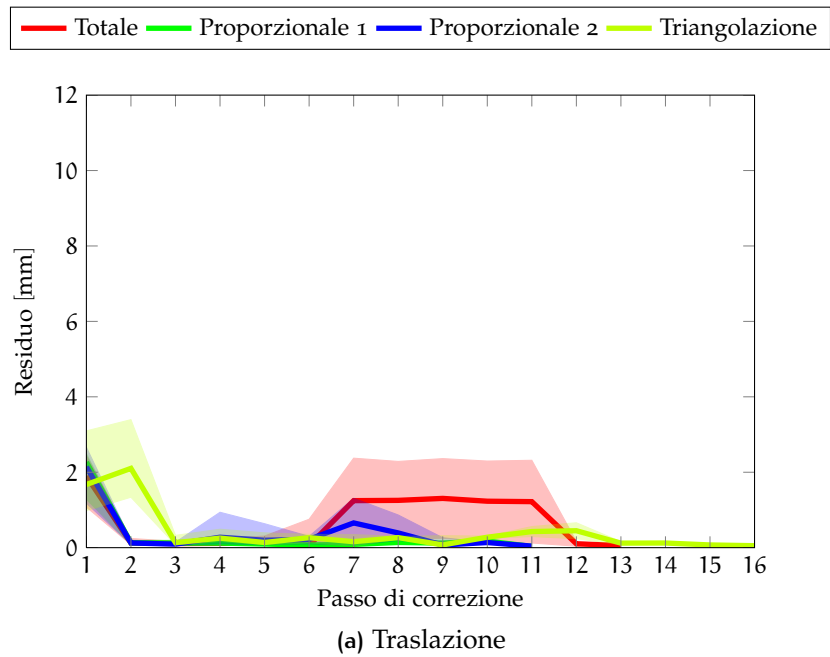


Grafico 4.5: Errore di targeting, FP non calibrato

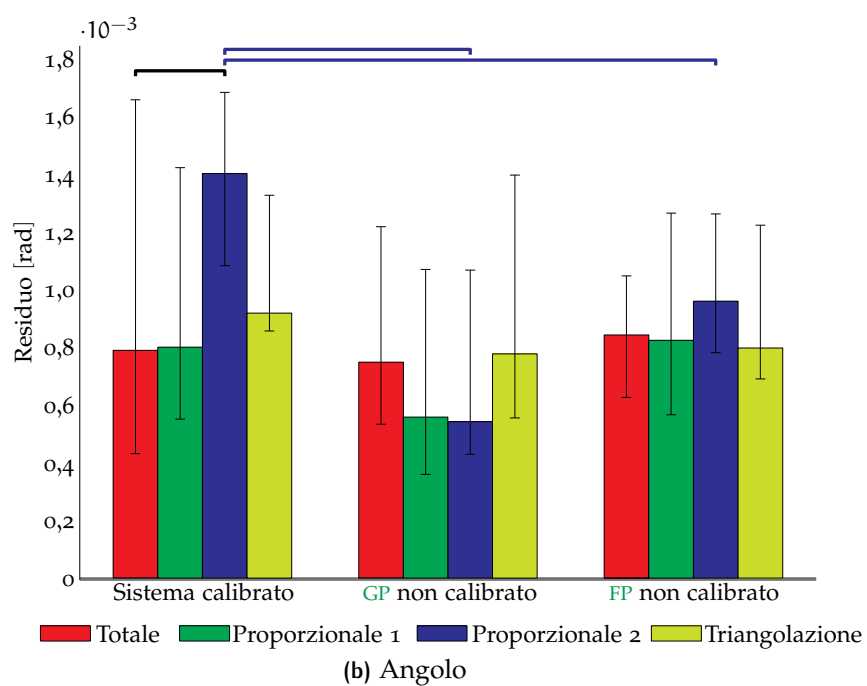
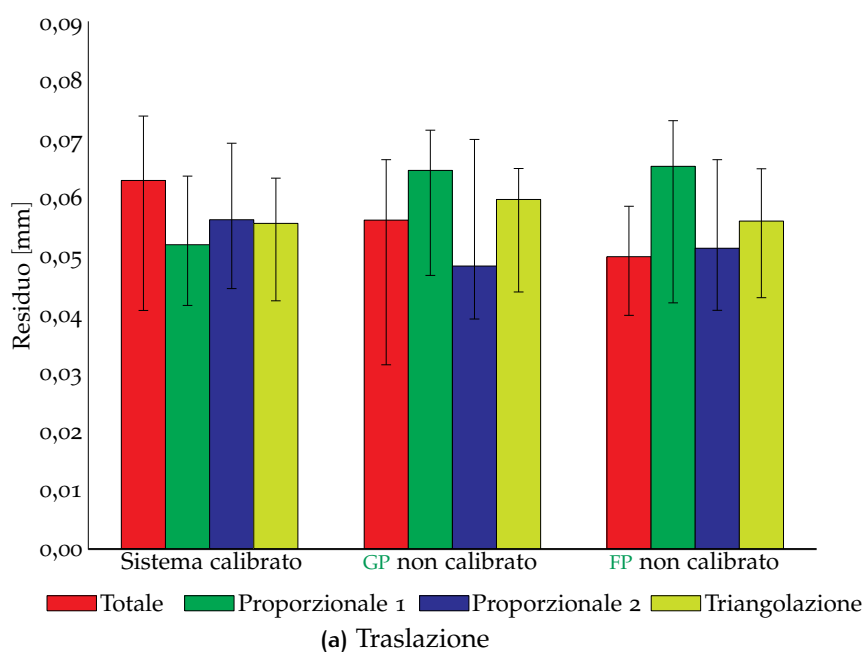


Grafico 4.6: Residual Error

In termini di **RET** (Grafico 4.7 a fronte) *Proporzionale 1* mostra le migliori prestazioni in traslazione ed angolo, con anche differenza significativa rispetto a *Triangolazione*.

Da ultimo, non si evidenzia correlazione significativa tra la perturbazione applicata ed il residuo finale (Grafico 4.8 a pagina 54).

4.4 FP NON CALIBRATO

Per quanto riguarda l'andamento del residuo in termini di traslazione, Grafico 4.5a a pagina 50, nonostante la globale riduzione del residuo, gli algoritmi *Proporzionale 2* e *Triangolazione* hanno forti oscillazioni. La componente relativa all'angolo, rappresentata in Grafico 4.5b a pagina 50, il comportamento è generalmente oscillatorio in tutti i casi, con instabilità minore nel caso *Totale*.

Le prestazioni in **CR**, Grafico 4.1 a pagina 46, equivalenti, in *Proporzionale 2* e *Proporzionale 1*; per quest'ultima, parlando in termini di **CS** (Grafico 4.2 a pagina 47), mostra una maggior velocità di convergenza, con differenza significativa rispetto a *Triangolazione*.

In termini di **RE**, le prestazioni sono globalmente abbastanza confrontabili (Grafico 4.6 nella pagina precedente), anche se si evidenzia una peggior prestazione di *Proporzionale 1* nella componente di traslazione (Grafico 4.6a nella pagina precedente).

In **RET** (Grafico 4.7 a fronte) *Proporzionale 1* mostra le migliori prestazioni, mentre *Triangolazione* è significativamente peggiore di *Totale* e *Proporzionale 1*.

Si evidenzia una correlazione significativa tra la perturbazione ed il residuo finale in termini di traslazione ed angolo nel caso dell'algoritmo *Proporzionale 2* (vedi Grafico 4.8 a pagina 54).

4.5 CONSIDERAZIONI GENERALI

Un confronto globale tra gli algoritmi nelle diverse condizioni mostra che *Proporzionale 1* è significativamente peggiore nel caso di sistema calibrato in termini di **RE** per la componente angolare (Grafico 4.6b nella pagina precedente).

In **RET** sia *Proporzionale 1* sia *Proporzionale 2* mostrano differenze significative tra la condizione di calibrazione e perturbazione sul **GP**, con prestazioni migliori.

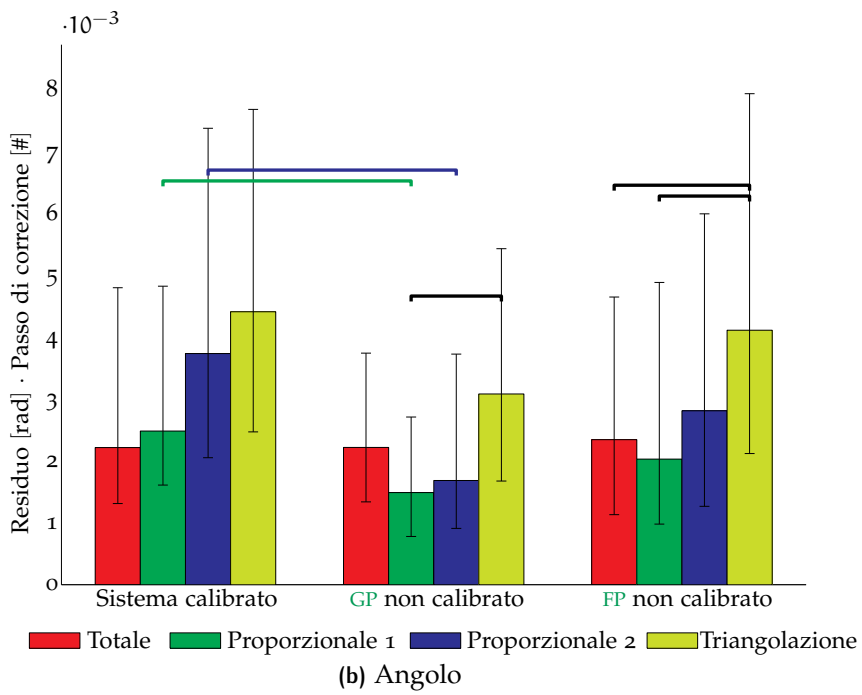
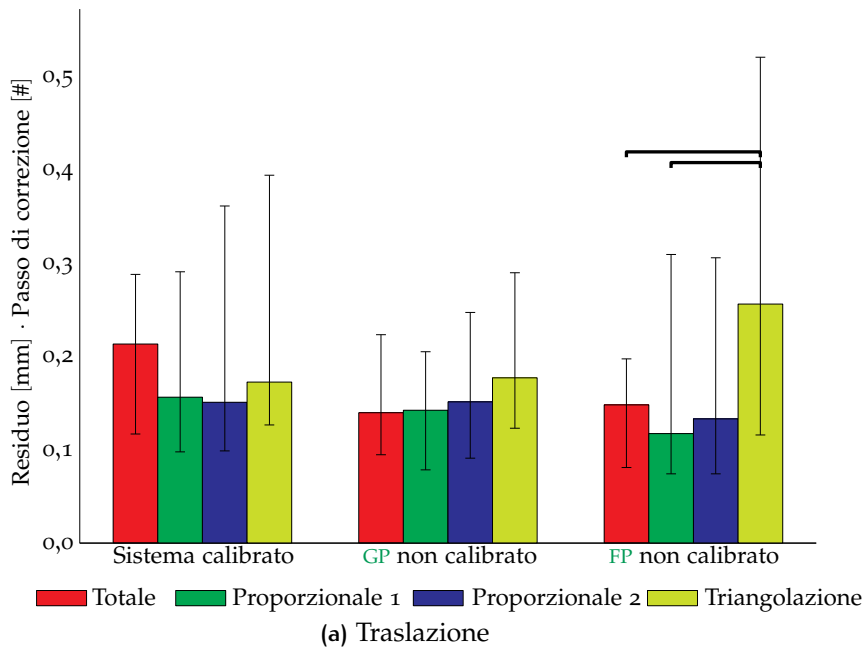


Grafico 4.7: Residual Error with Time

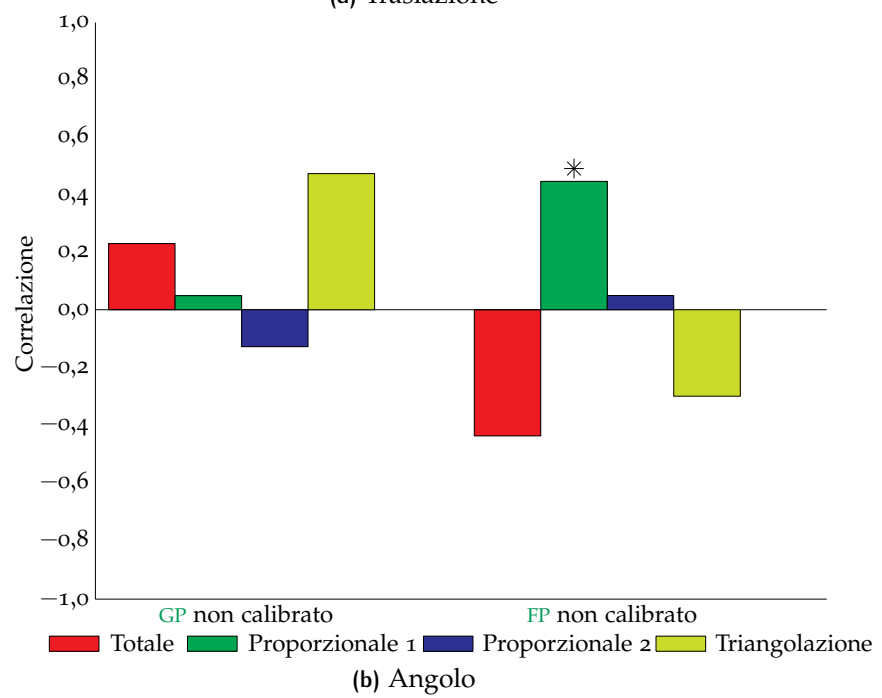
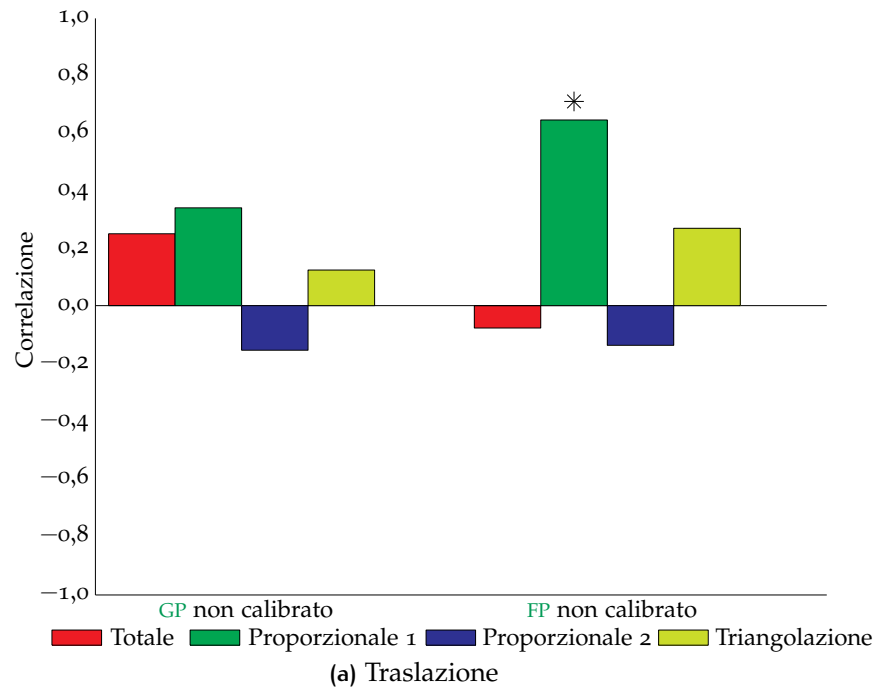


Grafico 4.8: Correlazione tra RE e perturbazione sulla calibrazione

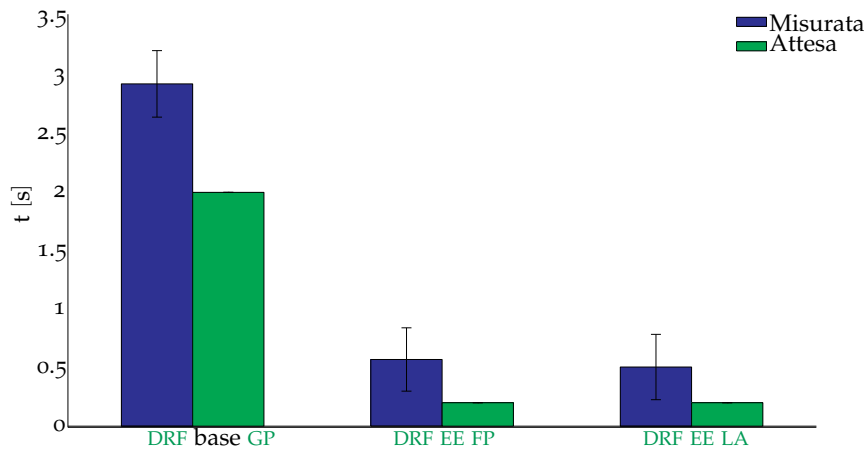


Grafico 4.9: Tempo di reazione

4.6 SAFETY CHECK

Per quanto riguarda il tempo in cui il SC rileva una condizione di "non sicurezza", i risultati mostrati in Grafico 4.9 mostrano un tempo di reazione più alto di quanto atteso secondo i parametri e le specifiche del sistema (vedi Tabella 3.4 a pagina 20 e Sezione 3.3 a pagina 38), che stabiliscono un tempo tollerato di non visibilità di 2 s per il DRF della base del GP e di 0,2 s per il DRF dell'EE di GP ed LA.

5

DISCUSSIONI E CONCLUSIONI

Come posso essere stato così sventato? 1,21 Gigowatt! Signor Edison, come posso ottenere quel tipo di potenza? Non si può fare! Vero, Tom?

Brown, Emmet
Ritorno al Futuro 1, 1985

Mind what you have learned. Save you it can.

Jedi Master Yoda
Star Wars — Episodio 5, 1980

La robotica in chirurgia è un settore all'avanguardia nel quale vengono sfruttate tecnologie proprie del campo industriale all'interno del settore della medicina. Gli standard di accuratezza e di sicurezza che sono richiesti in questo ambiente sono però più stringenti ed inseriscono la necessità di controlli ridondanti e per migliorare quelle che sono le prestazioni offerte dai sistemi utilizzati.

Nel caso in esame qui presentato, questi problemi vengono affrontati mediante un approccio distribuito, nel quale componenti separate si occupano di garantire il corretto funzionamento del sistema globale.

Questa architettura distribuita e l'interfaccia ad alto livello di comunicazione tra le diverse componenti garantisce un adeguato livello di astrazione che consente lo sviluppo indipendente di sottosistemi, ma inserisce dei ritardi in fase di comunicazione dovuti al transito delle informazioni; l'overhead di comunicazione è dato dal transito non solo dei dati richiesti, ma anche dalla presenza di informazioni aggiuntive che vengono associate all'informazione utile e che ne consentono il controllo di veridicità, garantendo così sicurezza sulle informazioni in transito.

Il problema del controllo dei sistemi robotici nasce per l'incremento dell'accuratezza della posa degli strumenti, in quanto l'utilizzo di sistemi diversi, come i manipolatori e i localizzatori esterni con i quali vengono calcolate le registrazioni di **SdR** presenti in una scena, inserisce la necessità di migliorare i limiti presenti in questo approccio [33].

Il controllore qui sviluppato presenta la caratteristica di essere ad alto livello, quindi indipendente dai robot, in quanto calcola le correzioni da applicare alle pose di manipolatori in termini di matrici omogenee di trasformazione, senza occuparsi del calcolo della cinematica inversa per i robot, problema del quale si occupa il controllore del manipolatore stesso.

È poi un algoritmo generale e modulare, che può essere esteso al controllo di una catena cinematica seriale multi-robot composta anche da più dispositivi, con la possibilità di collocare nel punto di target un qualsiasi corpo rigido identificato da un DRF e del quale è fornita la matrice di calibrazione che definisce la posa del corpo rispetto al TCP dell'ultimo robot.

I limiti del controllore sono dati dal tempo di convergenza (vedi Grafico 4.1 a pagina 46) che può richiedere lunghe attese prima del raggiungimento delle tolleranze desiderate. Questa caratteristica difficilmente trova consenso in ambito di chirurgia ortopedica, in quanto i tempi degli interventi sono mediamente corti e i livelli di accuratezza richiesti sono meno stringenti di quelli di altri tipi di interventi; per questo motivo il rapporto tempo su beneficio non è sempre favorevole. In neurochirurgia la durata degli interventi è anche di diverse ore¹ e di conseguenza l'attesa per una posa accurata dello strumento chirurgico non è di impedimento all'intervento stesso e il posizionamento più accurato consente di migliorare l'efficacia dell'intervento. In entrambi i casi comunque il metodo di controllo qui descritto può essere utilizzato previa un'opportuna selezione delle soglie di tolleranza e del numero di passi di correzione a disposizione per ogni robot.

L'algoritmo di controllo è più sensibile alla perturbazione della matrice di calibrazione dell'ultimo robot della catena, che si occupa delle correzioni di affinamento della posa; questo può essere determinato dal fatto che i movimenti richiesti sono di entità confrontabile con quella delle perturbazioni applicate. Per questo motivo è necessaria un'elevata accuratezza nel calcolo di questa calibrazione, mentre può essere rilassato il vincolo sulla calibrazione dei robot a monte. Ciò può suggerire che la catena cinematica a monte potrebbe essere semplificata, mediante l'utilizzo di manipolatori di dimensioni minori, che trova maggior spazio in sala operatoria.

La scelta delle soglie dei robot e dei parametri per le funzioni di calcolo del fattore di correzione, in particolare per la funzione a sigmoide, ha influito sulle prestazioni che il sistema ha mostrato nei test, in quanto ha 'regolato' il numero di passi che sono stati eseguiti dai robot. Questo è particolarmente evidente nel

¹ Può raggiungere anche le 8 h in alcuni casi

caso del GP il quale ha raramente effettuato più di tre passi di correzione.

Il calcolo del fattore di correzione può mettere in evidenza l'eventuale presenza di problemi interni al controllore del robot. Nei test si è osservato che il robot GP non è in grado di effettuare movimenti che prevedono traslazioni di piccola entità (attorno ad 1 mm) e questo può portare a problemi di elevato residuo sul target finale, in particolare se il GP è l'unico dispositivo presente nella catena [6]. Le strategie di controllo indicate come *Proporzionale 2* e *Triangolazione* sono state sviluppate per superare questi problemi. Nella prima, la funzione gaussiana 'interviene' modificando il parametro di correzione nel caso in cui il robot non abbia modificato la sua posizione rispetto al passo precedente² di un valore superiore alla risoluzione del sistema di localizzazione ottica, con il quale è stata definita la deviazione standard della curva; in questo caso, il robot è chiamato ad eseguire una correzione che lo porta ad allontanarsi dall'obiettivo e il conseguente riavvicinamento al passo ancora successivo, con movimenti di ampiezza maggiore. Discorso analogo per la strategia di triangolazione, con la differenza che la correzione in questo caso porta il robot a muoversi in una direzione trasversale a quella di discesa dell'errore, ma sempre su percorsi di ampiezza maggiore dell'errore stesso. Questi due algoritmi sono perciò da ritenersi solo un modo *ad hoc* per superare problemi relativi all'applicazione specifica.

Un confronto con algoritmi presenti in letteratura, in [7] è riportato un errore di targeting di $(0,60 \pm 0,36)$ mm, mentre [3] riporta un errore di 0,5 mm con una percentuale di convergenza del 99,9 % per un sistema non calibrato.

L'approccio qui proposto dimostra di poter raggiungere accuratezze di un ordine di grandezza inferiore a quelle sopra esposte ed inoltre si mostra tollerante alle perturbazioni sulle matrici di calibrazione.

Nella strategia denominata *Proporzionale 1*, è stato utilizzato un approccio che calcola la correzione in funzione della derivata del residuo stesso; questo tipo di approccio non è presente in letteratura per la sintesi di sistemi di controllo in applicazioni di questo tipo, e questo ha influito sulla stabilità del controllore. Il controllore che viene qui descritto è di tipo cinematico, e trascura gli effetti dinamici in quanto il controllo è campionato e l'aggiornamento dello stato avviene solo una volta per ogni movimento eseguito, alla fine del movimento stesso. Questo è possibile in quanto un controllo in tempo reale non è necessario nel posizionamento dello strumento nel target perché il movimento

² Quindi con $\dot{x} \simeq 0$

avviene all'esterno del corpo del paziente; il movimento cessa quando la sonda è posizionata nel target e da quel momento il controllo è passato all'interfaccia aptica.

Il SC viene invece eseguito in tempo reale e costantemente dall'inizializzazione del sistema ed in particolare interviene forzando lo stop della sonda bioptica qualora vengano rilevati dei problemi di sicurezza. Il tempo di reazione non è però soddisfacente in quanto sempre maggiore del tempo atteso. Le cause di questo comportamento possono essere determinate da un'eccessivo ritardo dovuto alla coda di risposte da parte del SM, il quale non riesce a gestire il carico di lavoro a lui richiesto nei tempi necessari per mantenere la frequenza scelta. Soluzioni alternative possono essere una riduzione della frequenza di esecuzione delle regole, ma deve essere verificato il rispetto dei vincoli di sicurezza.

L'uso di un localizzatore esterno aumenta il costo del sistema, ma consente di inserire un fattore di ridondanza di informazioni e consente la gestione di un sistema composto da componenti non omogenee tra loro, aumentando la sicurezza e l'affidabilità delle operazioni.

6 | SVILUPPI

Guardate avanti e puntate sempre più in alto;
le Stelle non sono poi così lontane.

Paolo Nespoli

Il controllore qui descritto mostra delle buone capacità di controllo della posa. Possibili sviluppi del meccanismo di controllo potrebbero riguardare l'ottimizzazione dei seguenti parametri:

- Soglie dei robot;
- Numero di correzioni per ogni robot;
- Parametri delle funzioni.

Nel dettaglio la modifica delle soglie dei robot, nel caso qui presentato solo il GP in quanto è l'unico sul quale è possibile variare questo parametro,¹ modifica il numero di correzioni che il robot compie prima di passare il controllo al robot successivo, e si ripercuote anche sulle prestazioni di correzione dei robot a valle.

Discorso simile vale per l'ottimizzazione delle numero di correzioni che ciascun robot può effettuare, valutando dove sia il caso di concedere un maggior numero di correzioni per migliorare il residuo finale.

Per quanto riguarda i parametri delle funzioni, ci si riferisce in particolare alla funzione di aggiornamento del fattore di correzione di tipo sigmoide in Equazione (3.8), nella quale sono stati inseriti i parametri empirici $\frac{1}{10}$ e -1 per modificare la pendenza della curva e il suo valore per ascissa nulla; in questo modo vengono ripartiti diversamente i pesi delle funzioni ed valutare quali parametri portano ad un miglioramento delle funzioni di costo precedentemente discusse.

Gli studi qui proposti possono essere condotti sia in simulazione sia sui sistemi reali, definendo opportune griglie di parametri sui quali effettuare i test statistici.

In simulazione è anche possibile uno studio per la valutazione delle proprietà di stabilità e convergenza dell'algoritmo. Questi

¹ La soglia del FP è stabilita pari alla tolleranza sul target finale

studi possono anche essere svolti analiticamente, per dare una validazione non solo sperimentale del controllore.

Per quanto riguarda il controllo di sicurezza, gli studi possibili riguardano una valutazione approfondita delle cause legate al ritardo, da ricercare soprattutto nell'architettura di gestione delle richieste del SM, diretta a separare i thread di gestione della coda delle interrogazioni ricevute.

A

NOTAZIONE UTILIZZATA

Size matters not. Look at me. Judge me by my size, do you?

Jedi Master Yoda
Star Wars — Episode 5, 1980

INDICE

A.1	Matrici e vettori	63
A.1.1	Coordinate omogenee	63
A.1.2	Matrici di trasformazione	64

In questo capitolo vengono introdotte le notazioni utilizzate nel testo.

A.1 MATRICI E VETTORI

Nel testo, dove non diversamente specificato, i vettori, indicati con lettere minuscole in grassetto, \mathbf{a} , si intendono per colonna, mentre le matrici vengono indicate con una lettera maiuscola in grassetto, \mathbf{A} .

I loro elementi vengono indicati con lettere minuscole, con a pedice e con gli indici di righe e colonne, a_{ij} .

A.1.1 Coordinate omogenee

Vengono utilizzate le coordinate omogenee per indicare i punti nello spazio. In questo modo, un punto è rappresentato da un vettore

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_a \\ p_b \\ p_c \\ p_s \end{bmatrix} \quad (\text{A.1})$$

dove p_s è un fattore di scala. Dividendo tutti i termini per questo fattore otteniamo

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_a/p_s \\ p_b/p_s \\ p_c/p_s \\ p_s/p_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

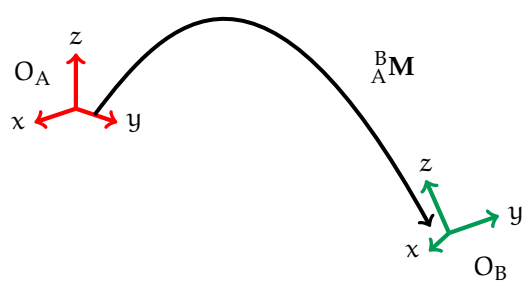
A.1.2 Matrici di trasformazione

Le trasformazioni geometriche possono essere rappresentate utilizzando matrici omogenee nella forma

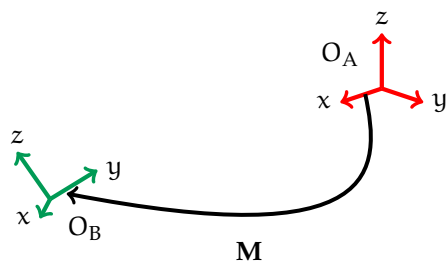
$${}^B_A\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^B_A\mathbf{R} & {}^B_A\mathbf{T} \\ \mathbf{o}^T & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

Le trasformazioni vengono indicate come ${}^G_S\mathbf{M}$, con S come ‘source’ e G come ‘goal’; per questo motivo ${}^B_A\mathbf{M}$ rappresenta la relazione che indica come il SdR A sia orientato rispetto a B. In Figura A.1 nella pagina successiva sono indicate due modalità di rappresentazione della relazione tra i SdR in forma grafica; in questi casi per semplicità si può omettere l’indicazione dei SdR di partenza e arrivo, in quanto il verso della trasformazione è indicato dalla freccia che collega i SdR.

Il riferimento alle sotto-matrici che compongono la trasformazione geometrica avviene mediante l’uso di pedici che indicano la componente di interesse; in particolare per una trasformazione \mathbf{M} , la componente di orientamento è \mathbf{M}_R e quella di traslazione \mathbf{M}_T .



(a) M_A^B ; porta il SdR A in B



(b) M ; il verso della trasformazione è indicato dalla freccia

Figura A.1: Esempi di rappresentazione di rototraslazioni

B

BASI MATEMATICHE

Remember, concentrate on the moment. Feel, don't think. Trust your instincts.

Qui-Gon Jinn
Star Wars — Episode 1, 1999

INDICE

B.1	Rotazioni e traslazioni	67
B.1.1	Proprietà generali	67
B.1.2	Notazione asse-angolo	68
B.1.3	Quaternioni unitario	69
B.1.4	Trasformazioni geometriche	69
B.2	Cinematica	70
B.2.1	Denavit-Hartenberg	70
B.3	Target Registration Error	72

B.1 ROTAZIONI E TRASLAZIONI

B.1.1 Proprietà generali

In una matrice omogenea di trasformazione M nello spazio tridimensionale, la componente di rotazione è espressa dalla sottomatrice $\mathbf{R} = \mathbf{M}_R$ (vedi Appendice A a pagina 63); essa è una matrice ortonormale, che letta per colonne contiene le componenti dei versori degli assi del 'nuovo' SdR, indicato con ${}_r$, espressi nel SdR originale.

Per questo motivo può essere scritta usando l'Equazione (B.1)

$$\mathbf{R} = [\mathbf{i}_r \quad \mathbf{j}_r \quad \mathbf{k}_r] \quad (\text{B.1})$$

Le proprietà di questa matrice [9, 35] sono di seguito elencate:

- $|\mathbf{R}| = 1$;
- $\|\mathbf{i}_r\| = \|\mathbf{j}_r\| = \|\mathbf{k}_r\| = 1$;
- $\mathbf{R}^{-1} = \mathbf{R}^T$;
- $\mathbf{R}^T \cdot \mathbf{R} = \mathbf{I}_3$.

La regola di composizione delle rotazioni vuole che, nel caso di assi mobili, valga l'Equazione (B.2)

$${}^0_2\mathbf{R} = {}^0_1\mathbf{R} \cdot {}^1_2\mathbf{R} \quad (\text{B.2})$$

dove il prodotto è svolto da sinistra verso destra, mentre nel caso di assi fissi valga l'Equazione (B.3)

$${}^2_0\mathbf{R} = {}^1_0\mathbf{R} \cdot {}^2_1\mathbf{R} \quad (\text{B.3})$$

dove il prodotto è svolto da destra verso sinistra.

Non valendo la proprietà commutativa, l'ordine di concatenazione delle matrici è di conseguenza importante per il calcolo della posa finale.

B.1.2 Notazione asse-angolo

Detto \mathbf{v} un generico vettore espresso in un SdR O , la rotazione $R(\vartheta, \mathbf{v})$ rappresenta la rotazione destrorsa di entità ϑ sul vettore \mathbf{v} , e viene calcolata scomponendola come rotazione sugli assi elementari.

In essa vale l'Equazione (B.4)

$$R(-\vartheta, -\mathbf{v}) = R(\vartheta, \mathbf{v}) \quad (\text{B.4})$$

che evidenzia un caso di ambiguità associato a questa rappresentazione.

La trasformazione inversa è rappresentata dall'Equazione (B.5)

$$\vartheta = \arccos\left(\frac{r_{11} + r_{22} + r_{33} - 1}{2}\right) \quad (\text{B.5a})$$

$$\mathbf{v} = \frac{1}{2 \cdot \sin \vartheta} \cdot \begin{bmatrix} r_{32} - r_{23} \\ r_{13} - r_{31} \\ r_{21} - r_{12} \end{bmatrix} \quad (\text{B.5b})$$

che ha singolarità per valori di $\vartheta = k\pi$ con $k \in \mathbb{N}_0$.

Questa rappresentazione non è minima in quanto vale l'Equazione (B.6)

$$R(-\vartheta, -\mathbf{v}) = R(\vartheta, \mathbf{v}) \quad (\text{B.6})$$

che evidenzia come le componenti del vettore non siano indipendenti.

B.1.3 Quaternioni unitario

Il quaternione unitario è una rappresentazione di una rotazione nello spazio tridimensionale mediante l'uso di 4 parametri [35]; deriva dalla rappresentazione asse angolo ed è definita come $Q = \{s, \mathbf{v}\}$ nella quale

$$s = \cos\left(\frac{\vartheta}{2}\right) \quad (\text{B.7a})$$

$$\mathbf{v} = \sin\left(\frac{\vartheta}{2}\right) \cdot \mathbf{r} \quad (\text{B.7b})$$

dove ϑ è l'angolo di rotazione e \mathbf{r} è l'asse di rotazione. In essa, s è la componente scalare mentre \mathbf{v} è la componente vettoriale, tali che

$$\begin{aligned} \|Q\| &= \sqrt{s^2 + v_1^2 + v_2^2 + v_3^2} \\ &= 1 \end{aligned} \quad (\text{B.8})$$

Questa notazione supera le ambiguità e delle singolarità delle quali soffre la notazione asse-angolo, in quanto l'Equazione (B.4) porta in entrambi i casi allo stesso quaternione Q .

Si può dimostrare che

$$R(s, \mathbf{v}) = \begin{bmatrix} 2(s^2 + v_1^2) - 1 & 2(v_1v_2 - sv_3) & 2(v_1v_3 + sv_2) \\ 2(v_1v_2 + sv_3) & 2(s^2 + v_2^2) - 1 & 2(v_2v_3 - sv_1) \\ 2(v_1v_3 - sv_2) & 2(v_2v_3 + sv_1) & 2(s^2 + v_3^2) - 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.9})$$

mentre il problema inverso è

$$s = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{r_{11} + r_{22} + r_{33} + 1} \quad (\text{B.10a})$$

$$\mathbf{v} = \frac{1}{2} \cdot \begin{bmatrix} \text{sign}(r_{32} - r_{23}) \cdot \sqrt{r_{11} - r_{22} - r_{33} + 1} \\ \text{sign}(r_{13} - r_{31}) \cdot \sqrt{r_{22} - r_{33} - r_{11} + 1} \\ \text{sign}(r_{21} - r_{12}) \cdot \sqrt{r_{33} - r_{11} - r_{22} + 1} \end{bmatrix} \quad (\text{B.10b})$$

che non soffre di singolarità in $k\pi$, in quanto il quaternione associato alla rotazione nulla è $Q = \{1, \mathbf{0}\}$.

B.1.4 Trasformazioni geometriche

Le matrici omogenee di trasformazione (vedi Paragrafo A.1.2 a pagina 64) sono composte a blocchi, come in Equazione (A.3).

Non sono ortogonali, per cui si ha che $\mathbf{A}^{-1} \neq \mathbf{A}^T$, e vale l'Equazione (B.11)

$$\begin{aligned} {}^1_0\mathbf{A} &= \begin{bmatrix} {}^1_0\mathbf{R} & {}^1_0\mathbf{T} \\ \mathbf{o}^T & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} {}^0_1\mathbf{R}^T & -{}^0_1\mathbf{R}^T \cdot {}^0_1\mathbf{T} \\ \mathbf{o}^T & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} {}^1_0\mathbf{R} & -{}^1_0\mathbf{R} \cdot {}^0_1\mathbf{T} \\ \mathbf{o}^T & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{B.11})$$

dove ${}^1_0\mathbf{T} = -{}^1_0\mathbf{R} \cdot {}^0_1\mathbf{T}$.

B.2 CINEMATICA

B.2.1 Denavit-Hartenberg

In ogni robot è definito un **SdR** interno al quale vengono riferite tutte le pose che il robot può compiere. I robot di tipo seriale sono composti da una sequenza di bracci collegati tra di loro in serie attraverso dei giunti, sui quali è possibile definire un **SdR** del singolo braccio.

È quindi possibile definire le trasformazioni geometriche che mettono in relazione un braccio con il successivo, che descrivono la cinematica del manipolatore, a partire dal giunto 0 di riferimento al giunto N, denominato **EE**.

I giunti, che rappresentano l'accoppiamento tra giunti, possono essere di due tipi:

ROTAZIONALE nel caso in cui il movimento sia di rotazione attorno ad un asse;

PRISMATICO nel caso in cui il movimento sia una traslazione su un asse.

L'asse sopra indicato, detto asse di giunto, coincide con l'asse \mathbf{k} del sistema di riferimento associato al giunto, mentre l'asse \mathbf{i} è ad esso ortogonale e diretto verso il giunto successivo, mentre l'asse \mathbf{j} viene definito in modo da completare la terna ortonormale.

Per ogni giunto è possibile riassumerne le caratteristiche usando 4 parametri del braccio, una notazione compatta che consente di riassumere le caratteristiche cinematiche del manipolatore [9, 35].

In ogni giunto uno di questi parametri è una variabile, detta variabile di giunto q_i , in grado di descrivere la cinematica

del movimento. Nel caso di giunto rotazionale la variabile è un angolo ϑ , mentre nel caso di giunto prismatico la variabile è la profondità d . Gli altri 3 parametri sono delle costanti caratteristiche che descrivono come il giunto è orientato e distante rispetto a quelli adiacenti.

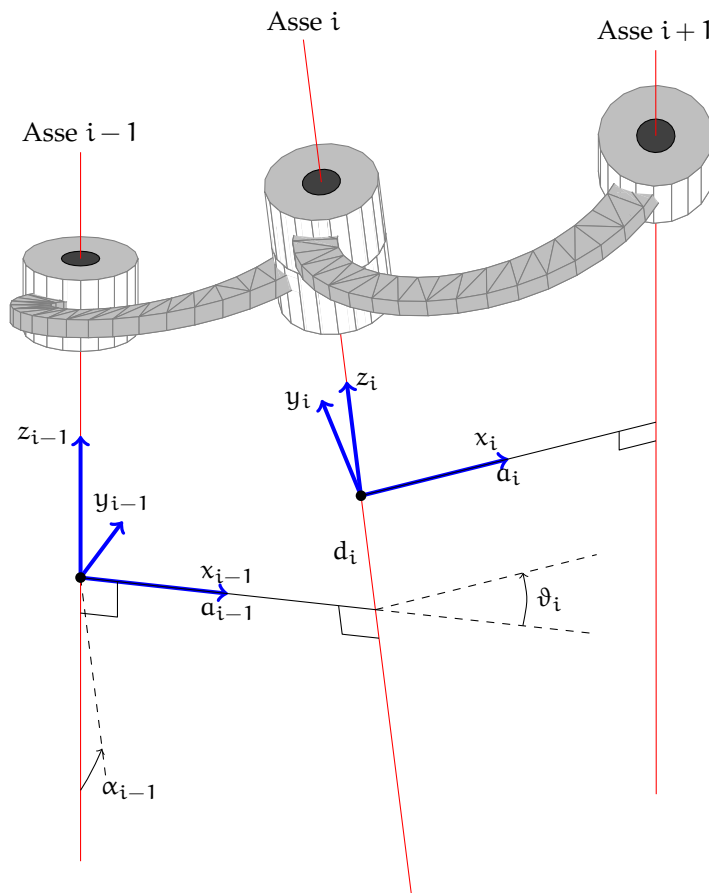


Figura B.1: Parametri di Denavit Hartenberg; Figura tratta da [2]

Questa descrizione cinematica rappresenta la notazione **DH** del manipolatore, rappresentata in Figura B.1 e contiene le seguenti informazioni

α_i angolo su x_i da z_i a z_{i+1} ;

a_i distanza su x_i da z_i a z_{i+1} ;

ϑ_i angolo su z_i da x_{i-1} a x_i ;

d_i distanza su z_i da x_{i-1} a x_i .

Usando queste informazioni è possibile definire la matrice di trasformazione che lega il giunto i al giunto $i + 1$ come

$${}^{i+1}_i\mathbf{A} = \mathbf{R}_x(\alpha_i) \cdot \mathbf{T}_x(a_i) \cdot \mathbf{R}_z(\vartheta_{i+1}) \cdot \mathbf{T}_z(d_{i+1}) \quad (\text{B.12})$$

dove con \mathbf{R} è stata rappresentata una rotazione sull'asse indicato a pedice, mentre con \mathbf{T} è stata rappresentata una traslazione sull'asse a pedice.

Il calcolo della trasformazione cinematica dal **SdR** interno o all'**EE** è

$${}^N_0\mathbf{A} = {}^1_0\mathbf{A} \cdot {}^2_1\mathbf{A} \cdot \dots \cdot {}^N_{N-1}\mathbf{A} = \prod_{h=0}^{N-1} {}^{h+1}_h\mathbf{A} \quad (\text{B.13})$$

che rappresenta la cinematica diretta del manipolatore.

B.3 TARGET REGISTRATION ERROR

Per **TRE** s'intende l'errore compiuto nella localizzazione di un target mediante la localizzazione di punti ad esso collegati, come ad esempio avviene con i **DRF** nei quali il target è l'origine del **SdR** ad esso associato e i punti fiduciali sono gli **IREDS**.

Detto il Fiducial Localization Error (**FLE**) l'errore sulla localizzazione dei punti fiduciali, vale l'Equazione (B.14) [42]

$$\langle \text{TRE}^2 \rangle = \frac{\langle \text{FLE}^2 \rangle}{N} \cdot \left(1 + \frac{1}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{d_k^2}{f_k^2} \right) \quad (\text{B.14})$$

dove N è il numero di punti fiduciali e f_k^2 viene calcolato usando l'Equazione (B.15)

$$f_k^2 = \frac{\sum_{i=1}^N f_i^2}{N} \quad (\text{B.15})$$

con $k = 1, \dots, 3$ come indice degli assi principali della distribuzione di marcatori, d_k è la distanza del target dall'asse k e f_i è la distanza dei punti fiduciali i dall'asse k .

L'errore sul target diminuisce al crescere di N , all'aumentare della distanza di distribuzione dei punti fiduciali e al diminuire della distanza del target dal baricentro della distribuzione di punti fiduciali stessi.

BIBLIOGRAFIA

- [1] CORBA, da Object Management Group. 23 Ago. 2010. URL: <http://www.corba.org/>.
- [2] *An introduction to Sketch 3D for PGF and TikZ users*. 20 Ago. 2010. URL: <http://www.fauskes.net/nb/introduction-to-sketch/>.
- [3] S. Baron, H. Eilers et al. "Percutaneous inner-ear access via an image-guided industrial robot system". In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 224.H5, Sp. Iss. SI (2010), pp. 632–648.
- [4] A.L. Benabid, P. Cinquin et al. "Computer-Driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and Magnetic-Resonance Imaging - Techological Design and Preliminary-Results". In: *Applied Neurophysiology* 50.1–6 (1987), pp. 153–154.
- [5] Francois Chaumette, Patrick Rives e Bernard Espiau. "Positioning of a robot with respect to an object, tracking it and estimating its velocity by visual servoing". In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Vol. 3. Sacramento, CA, USA, 1991, pp. 2248–2253.
- [6] Mirko Daniele Comparetti, Matthias Riechmann et al. "Pose correction algorithm for a robot in a neurosurgical application". In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. A cura di H.U. Lemke e M.W. Vannier. Vol. 5. 24th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery, Geneva, Switzerland, June 23-26, 2010. Berlin, giu. 2010, pp. 304–306.
- [7] Jordi Cornellà, Ole Jakob Elle et al. "Improving Cartesian position accuracy of a telesurgical robot". In: *IEEE International Symposium on Industrial Electronics, 2008. ISIE 2008*. 2008, pp. 1261–1266.
- [8] Jordi Cornellà, Ole Jakob Elle et al. "Intraoperative Navigation of an Optically Tracked Surgical Robot". In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2008, PT II, proceedings*. A cura di D Metaxas, L Axel et al. Vol. 5242. Lecture notes in Computer Science. 2008, pp. 587–594.

- [9] J.J. Craig. *Introduction to robotics*. Addison-Wesley Reading, MA, 1989.
- [10] E. De Momi, P. Cerveri et al. "Robotic alignment of femoral cutting mask during total knee arthroplasty". In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 3.5 (2008), pp. 413–419.
- [11] Elena De Momi e Giancarlo Ferrigno. "Robotic and artificial intelligence for keyhole neurosurgery: the ROBOCAST project, a multi-modal autonomous path planner". In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers — Journal of Engineering in Medicine* 224.H5, Sp. Iss. SI (2010), pp. 715–727.
- [12] G. Deacon, A. Harwood et al. "The Pathfinder image-guided surgical robot". In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers — Journal of Engineering in Medicine* 224.H5, Sp. Iss. SI (2010), pp. 691–713.
- [13] G. Dogangil, B. L. Davies e F. Rodriguez y Baena. "A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery". In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers — Journal of Engineering in Medicine* 224.H5, Sp. Iss. SI (2010), pp. 653–679.
- [14] N.L. Dorward, T.S. Paleologos et al. "The advantages of frameless stereotactic biopsy over frame-based biopsy". In: *British Journal of neurosurgery* 16.2 (2002), pp. 110–118.
- [15] M.S. Eljamel. "Validation of the PathFinder™ neurosurgical robot using a phantom". In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 3.4 (2007), pp. 372–377.
- [16] J.M. Fitzpatrick. "The role of registration in accurate surgical guidance". In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers — Journal of Engineering in Medicine* 224.H5, Sp. Iss. SI (2010), pp. 607–622.
- [17] P. Grunert, K. Darabi et al. "Computer-aided navigation in neurosurgery". In: *Neurosurgical review* 26.2 (2003), pp. 73–99.
- [18] Tamas Haidegger, L. Kovacs et al. "Future Trends in Robotic Neurosurgery". In: vol. 20. IFMBE Proceedings. Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 229–233.
- [19] L. Joskowicz, R. Shamir et al. "Image-guided system with miniature robot for precise positioning and targeting in keyhole neurosurgery". In: *Computer Aided Surgery* 11.4 (2006), pp. 181–193.

- [20] C.S. Karas e E.A. Chiocca. "Neurosurgical robotics: a review of brain and spine applications". In: *Journal of Robotic Surgery* 1.1 (2007), pp. 39–43.
- [21] P. Kazanzides, T. Xia et al. "A cooperatively-controlled image guided robot system for skull base surgery." In: *Studies in health technology and informatics* 132 (2008), p. 198.
- [22] William Henry Kruskal e Wilson Allen Wallis. "Use of ranks in one-criterion variance analysis". In: *Journal of the American statistical Association* 47.260 (1952), pp. 583–621.
- [23] S. Kumar, P. P et al. "Visual motor control of a 7 DOF redundant manipulator using redundancy preserving learning network". In: *Robotica* (2009), pp. 1–16.
- [24] AR Lanfranco, AE Castellanos et al. "Robotic surgery - A current perspective". English. In: *ANNALS OF SURGERY* 239.1 (gen. 2004), pp. 14–21.
- [25] S.M. LaValle. *Rapidly-exploring random trees: A new tool for path planning*. Technical. TR 98-11, Computer Science Dept., Iowa State University, 1998.
- [26] Kenneth Levenberg. "A method for the solution of certain non-linear problems in least squares". In: *Quarterly Journal of Applied Mathematics* II.2 (1944), pp. 164–168.
- [27] Junchuan Liu, Yuru Zhang e Zhen Li. "Improving the Positioning Accuracy of a Neurosurgical Robot System". In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 12.5 (ott. 2007), pp. 527–533.
- [28] Donald W. Marquardt. "An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters". English. In: *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 11.2 (giu. 1963), pp. 431–441.
- [29] Paul B. McBeth, Deon F. Louw et al. "Robotics in neurosurgery". In: *American Journal of Surgery* 188.4A, Suppl. S (ott. 2004), 68S–75S.
- [30] P.S. Morgan, T. Carter et al. "The application accuracy of the Pathfinder neurosurgical robot". In: *CARS 2003: Computer Assisted Radiology and Surgery*. A cura di HU Lemke, K Inamura et al. Vol. 1256. International Congress Series. 17th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery, London, England, June 25-28, 2003. Elsevier Science BV, giu. 2003, pp. 561–567.
- [31] *Optotrak Certus Motion Capture System, Northern Digital Inc. (Ontario, Canada)*. 29 Ago. 2010. URL: <http://www.ndigital.com/lifesciences/certus.php>.

- [32] Shawna Pandya, Jason W. Motkoski et al. "Advancing neurosurgery with image-guided robotics: Technical note". In: *Journal of Neurosurgery* 111.6 (dic. 2009), pp. 1141–1149.
- [33] Reuben Shamir, Leo Joskowicz et al. "Localization and registration accuracy in image guided neurosurgery: a clinical study". In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 4 (1 2009). 10.1007/s11548-008-0268-8, pp. 45–52.
- [34] M Shoham, M Burman et al. "Bone-mounted miniature robot for surgical procedures: Concept and clinical applications". English. In: *IEEE Transaction on Robotics and Automation* 19.5 (ott. 2003), pp. 893–901.
- [35] Bruno Siciliano, Lorenzo Sciavicco et al. *Robotica. Modellistica, pianificazione e controllo*. McGraw-Hill, 2008.
- [36] *Sistema aptico master-slave per neurochirurgia robotizzata basato su NI CompactRIO e NI LabVIEW*. 17 Ago. 2010. URL: <http://sine.ni.com/cs/app/doc/p/id/cs-12669>.
- [37] G.R. Sutherland, I. Latour e A.D. Greer. "Integrating an image-guided robot with intraoperative MRI: a review of the design and construction of NeuroArm." In: *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 27.3 (2008), p. 59.
- [38] Russell H. Taylor, Stéphane Lavallé et al. *Computer-Integrated Surgery, Technology and Clinical Applications*. Cambridge: MIT Press, 1995.
- [39] Russell H. Taylor e D. Stoianovici. "Medical robotics in computer-integrated surgery". In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 19.5 (ott. 2003), pp. 765–781.
- [40] A. Tobergte, F.A. Fröhlich et al. "Towards accurate motion compensation in surgical robotics". In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2010, pp. 4566–4572.
- [41] L.E. Weiss e A.C. Sanderson. "Dynamic Sensor-Based control of robots with Visual Feedback". In: *IEEE Workshop on Intelligent Control* 1985. Troy, NY, USA, 1986, pp. 102–109.
- [42] J. West e J. Fitzpatrick. "The distribution of target registration error in rigid-body, point-based registration". In: *Information Processing in Medical Imaging*. Springer. 1999, pp. 460–465.

- [43] J.B. West e C.R. Maurer. "Designing optically tracked instruments for image-guided surgery". English. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23.5 (mag. 2004), pp. 533–545.

COLOPHON

Scritto ed impaginato con $\text{\LaTeX}2\text{e}$

Ottobre 2010.