

UNIVERSITÁ DI PISA
SCUOLA DI INGEGNERIA
Dipartimento Ingegneria dell'Informazione
Corso di laurea in ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

**INTEGRAZIONE DI UN VISORE PER
REALTÁ AUMENTATA IN UN NAVIGATORE
CHIRURGICO COMMERCIALE CON
LOCALIZZAZIONE ELETTROMAGNETICA**

Candidato:

Daniele Gaspare Vallone

Relatori:

Prof. Vincenzo Ferrari

Ing. Fabrizio Cutolo

Anno Accademico 2016/2017

Indice

Introduzione	5
Sistemi di navigazione chirurgica	10
1.1 L'uso dei sistemi di navigazione in ambito chirurgico.....	10
1.2 Classificazione dei sistemi di navigazione	11
Sistemi di localizzazione.....	14
2.1 Localizzatori ottici	14
2.1.1 Cenni sull'architettura delle telecamere	15
2.1.2 Formazione delle immagini.....	17
2.1.3 Classificazione localizzatori ottici	21
2.1.4 Localizzatori ottici in chirurgia	22
2.2 Localizzatori elettromagnetici	22
2.2.1 Principi teorici della localizzazione elettromagnetica.....	24
2.2.2 Classificazione localizzatori elettromagnetici.....	27
2.2.3 Localizzatori elettromagnetici in chirurgia	27
Realtà aumentata e potenzialità nella applicazione chirurgica	29
3.1 Realtà aumentata.....	29
3.2 Realtà aumentata in chirurgia	30
3.3 Visori AR indossabili e loro possibile utilizzo in chirurgia	31
3.4 Intervento maxillo-facciale con realtà aumentata.....	33
3.5 Sistema di localizzazione ibrido	34
Realizzazione del sistema ibrido in laboratorio	37
4.1 Visore AR	37
4.2 Emittitore elettromagnetico.....	39

4.3 Frame di calibrazione	40
4.4 Placca sensorizzata	43
4.5 Dispositivo di navigazione commerciale.....	49
4.6 Applicazione di realtà aumentata MixedRealityView.....	50
4.7 Shared memory e il suo utilizzo	51
4.8 Lavoro di integrazione software visore	52
4.9 Integrazione del visore AR nel workflow del software NOVA	57
Realizzazione di un setup per simulazione chirurgica.....	67
5.1 Intervento chirurgico per il riposizionamento del mascellare superiore	67
5.2 Prova di laboratorio per la simulazione dell'intervento	68
5.3 Misure sulla precisione del sistema	71
Conclusioni	76
6.1 Risultati e prospettive future.....	76
Appendice.....	79
A - Calibrazione Hand-Eye	79
Bibliografia	83
Ringraziamenti	87

Introduzione

La chirurgia mini-invasiva, è una tecnica chirurgica che consiste nel praticare incisioni di dimensione molto ridotta su tessuti del paziente per raggiungere il target operatorio.

Tra i principali benefici della poca invasività dell'intervento vi è: la riduzione dell'estensione delle eventuali cicatrici, minore rischio di infezioni, tempi più brevi di convalescenza del paziente e quindi minor tempo di permanenza in ospedale con conseguente vantaggio economico per la struttura sanitaria.

Per tali motivi la chirurgia mini-invasiva viene sempre più usata, ove possibile, a discapito della chirurgia aperta; tuttavia, tale pratica può comportare un aumento della durata e della complessità dell'intervento.

Il chirurgo, infatti, si trova a non avere più un contatto visivo diretto dell'area operativa. Ciò comporta la difficoltà a percepire la posizione e l'orientamento degli strumenti chirurgici nello spazio rispetto al target operatorio, con il rischio che le probabilità di riuscita dell'intervento siano ridotte rispetto ad un intervento equivalente in chirurgia aperta.

Per ovviare al problema della percezione spaziale sono state sviluppate varie soluzioni mediante l'uso di navigatori chirurgici, che tramite la localizzazione del target anatomico e degli strumenti chirurgici, sono in grado di assistere il chirurgo durante l'esecuzione della procedura. I navigatori chirurgici possono essere classificati in base alla tecnologia di localizzazione su cui si basano.

I sistemi di localizzazione sono dispositivi basati su sensori ed emettitori di varia natura (ottici, elettromagnetici, inerziali) che forniscono dati sulla posizione e orientamento di un elemento nello spazio. In ambito chirurgico consentono di conoscere in tempo reale la posizione del paziente e degli strumenti chirurgici nello spazio operatorio e di rendere visibile il tutto su un monitor coerentemente alle immagini preoperatorie del paziente, previa opportuna registrazione tra l'informazione radiologica e paziente reale.

La presenza di un monitor esterno costringe il chirurgo ad operare rivolgendo spesso lo sguardo verso lo schermo che mostra le immagini preoperatorie riducendo così la coordinazione occhio-mano.

Per questo motivo negli ultimi anni si sta sperimentando l'uso di supporti ergonomici per realtà aumentata (Augmented Reality, AR); ovvero, dispositivi (display, proiettori e visori indossabili) in grado di sovrapporre al paziente immagini virtuali che rappresentano parti anatomiche o strumenti chirurgici non visibili direttamente, senza la necessità quindi di spostare lo sguardo dal paziente. L'uso della realtà aumentata può essere particolarmente utile nel caso della chirurgia maxillo-facciale; uno studio sull'intervento per il riposizionamento del mascellare superiore, ha dimostrato che l'uso di un visore indossabile AR (che fa uso di un sistema di localizzazione ottico) può migliorare i risultati della procedura riducendo l'errore tra la posizione pianificata del mascellare in fase preoperatoria e quella effettiva al termine dell'intervento.

Per lo stesso tipo di procedura esiste una variante mini-invasiva che invece di effettuare un'incisione lungo tutta l'arcata superiore prevede il taglio di una piccola apertura sotto il labbro superiore e l'esecuzione delle varie fasi dell'intervento attraverso essa. Il problema è che durante la fase di fissaggio nella nuova posizione, le placche di compressione necessarie per fissare il mascellare non sono più direttamente visibili. La localizzazione ottica implementata dal visore AR risulta quindi impraticabile. L'alternativa sarebbe l'uso di un sistema di localizzazione elettromagnetica che consente di tracciare le strutture nascoste. Tuttavia questo è incompatibile con il visore AR, poiché la presenza di dispositivi elettronici e/o oggetti metallici rende meno precisa la localizzazione elettromagnetica.

Da qui nasce l'idea di realizzare un sistema di localizzazione ibrido ottico-elettromagnetico che consenta al visore AR di localizzare indirettamente i sensori elettromagnetici e visualizzare le strutture anatomiche associate anche se non direttamente visibili.

Nel lavoro di tesi, svolto in parte a Pisa presso il centro EndoCAS e in parte a Berlino presso l'azienda Scopis GmbH, viene mostrata la realizzazione del sistema

ibrido e la risoluzione dei problemi ad esso connessi. In particolare l'obiettivo della tesi è quello di integrare il visore AR con localizzazione ottica in un navigatore chirurgico commerciale basato sul tracking elettromagnetico (Scopis Navigation System).

I principali problemi incontrati nella realizzazione di tale sistema ibrido sono due: 1) la comunicazione tra i sistemi di localizzazione (ottico per il visore e elettromagnetico per il navigatore) e 2) che i dati scambiati in termini di posizioni e orientamenti (pose) siano omogenei, ovvero riportati allo stesso sistema di riferimento. In particolare, si vuole che le posizioni dei sensori elettromagnetici vengano definite rispetto al sistema di riferimento del localizzatore ottico del visore AR.

A tal fine viene realizzato un elemento detto frame di calibrazione che sia contemporaneamente visibile nel sistema di localizzazione ottico del visore e in quello elettromagnetico del navigatore. Grazie ad esso, infatti, dopo un'apposita calibrazione è possibile trasformare le coordinate nel sistema di riferimento elettromagnetico in coordinate nel sistema di riferimento ottico.

Per quanto riguarda la comunicazione tra i sistemi di localizzazione viene implementata una Shared Memory, ovvero un'area di memoria dedicata che con opportune regole consente la lettura e la scrittura da parte dei due distinti software: il software che gestisce la localizzazione ottica, interno al framework di realtà aumentata del visore e quello che gestisce la localizzazione elettromagnetica, interno al navigatore commerciale.

Costruito il frame di calibrazione e impostata la shared memory è possibile localizzare in tempo reale i sensori elettromagnetici e visualizzare le strutture ad essi associate tramite il visore AR.

Al fine di validare il sistema ibrido vengono effettuati dei test in due differenti configurazioni: nella prima il sistema viene integrato nel workflow del software commerciale di navigazione chirurgica (NOVA by Scopis GmbH), nella seconda il sistema è stato testato in un setup sperimentale per la simulazione di un intervento mini-invasivo per il riposizionamento del mascellare superiore.

Infine vengono effettuate delle misure sull'accuratezza del sistema di localizzazione ibrido. In particolare viene stimato l'errore di visualizzazione in realtà aumentata andando a misurare il disallineamento tra scena reale e contenuto virtuale, sia nel piano immagine sia nello spazio.

Capitolo 1

Sistemi di navigazione chirurgica

1.1 L'uso dei sistemi di navigazione in ambito chirurgico

A partire dagli anni 90 è stato introdotto nella pratica clinica l'utilizzo di apparecchiature in grado di fornire in tempo reale al chirurgo informazioni riguardo la posizione nello spazio di strumenti chirurgici e/o target operatori. Tutto ciò, al fine di rendere sempre più sicuri gli interventi chirurgici.

Tali dispositivi sono denominati navigatori chirurgici. Il principio alla base di tali sistemi è lo stesso dei navigatori usati nei veicoli. In questi un sistema di emettitori costituito da satelliti geostazionari inviano dei segnali che vengono rilevati da apposite antenne GPS; ricevendo segnali da tre o più satelliti è possibile eseguire una triangolazione per ottenere la posizione del veicolo sul pianeta e la direzione nella quale esso si sta muovendo. Importando tali informazioni sulle mappe stradali è possibile ottenere indicazioni sul percorso da seguire per raggiungere la destinazione desiderata. Allo stesso modo, il sistema di navigazione chirurgico fa uso di appositi localizzatori che consentono di conoscere con una data precisione la posizione e l'orientamento degli strumenti chirurgici rispetto ad un dato sistema di riferimento associato alle immagini preoperatorie del paziente. Grazie a tali dati è possibile eseguire con buona precisione le varie fasi dell'intervento come pianificato in fase preoperatoria.

Una delle principali operazioni in cui vengono impiegati dei navigatori è negli interventi di tipo mini-invasivo, dove il target operatorio non è visibile direttamente. Un esempio è la neurochirurgia, dove il chirurgo, guidato dalle immagini preoperatorie, può pianificare le aree di incisione e le varie angolazioni

da cui raggiungere il target operatorio. Inoltre, egli può effettuare l'operazione conoscendo in tempo reale l'orientamento e la posizione dei vari strumenti chirurgici rispetto al paziente grazie alla localizzazione fornita dal sistema di navigazione, riducendo così la porzione di tessuto sano danneggiato [1] [2].

La possibilità di conoscere le angolazioni e le distanze degli strumenti operatori in un dato sistema di riferimento può aiutare il chirurgo in quelle operazioni che richiedono un'elevata precisione.

In alcune operazioni di tipo ortopedico, infatti, vengono impiegati sistemi di navigazione chirurgica per posizionare nel modo più sicuro possibile viti spinali e pelviche, per una collocazione accurata della protesi d'anca e per la precisa rimozione di tumori ossei [3].

L'ortopedia risulta essere uno dei campi che più beneficia dei sistemi di navigazione poiché, essendo assimilabili a dei corpi rigidi, le ossa sono facilmente localizzabili nello spazio grazie all'uso di marker o sensori saldati rigidamente su di essi. Al contrario, l'utilizzo di navigatori in operazioni sui tessuti molli è più raro poiché la loro deformabilità li rende difficilmente tracciabili dai localizzatori. I sistemi di navigazione, inoltre, sono fondamentali nello sviluppo della chirurgia robotica per il corretto posizionamento degli strumenti e l'automazione di alcune procedure chirurgiche.

1.2 Classificazione dei sistemi di navigazione

Una classificazione dei vari sistemi di navigazione può essere effettuata in relazione al tipo di localizzazione su cui si basano:

Ottico: fa uso di telecamere in grado di acquisire immagini dello scenario chirurgico e riconoscere particolari elementi, solitamente vengono inseriti nello scenario delle strutture dette marker che rendono più semplice la localizzazione, tuttavia esistono anche sistemi di localizzazione detti

markerless, che appunto non fanno uso di marker; il sistema può lavorare nel range delle frequenze visibili o infrarosse.

Elettromagnetico: costituito da un emettitore che genera campi magnetici e dei sensori formati da piccole bobine, queste ultime se attraversate dal campo magnetico generano una corrente indotta. In base ai valori di corrente registrati è possibile risalire alla posizione e all'orientamento nello spazio del sensore; la frequenza a cui lavora è delle decine di kHz.

Ultrasuoni: basato su un emettitore di ultrasuoni e tre ricevitori (microfoni), sfrutta il principio di triangolazione per localizzare la posizione dell'emettitore nello spazio.

Le distanze vengono definite valutando il tempo di volo, ovvero il tempo che intercorre dall'emissione dell'impulso alla ricezione da parte dei microfoni.

Tuttavia la variabilità della velocità di propagazione delle onde acustiche rende il sistema poco robusto e di conseguenza poco usato.

Accelerometri: sistema di sensori in grado di rilevare e misurare gli spostamenti e le rotazioni di un corpo; forniscono dati per cui, nota la posizione iniziale nello spazio, è possibile risalire alla posizione finale. Sono spesso usati nella robotica o come ausilio ad altri sensori.

I vari tipi di localizzazione hanno differenti prestazioni e limiti. Il loro uso dipende quindi dalle necessità del tipo di operazione che si vuole effettuare.

Nel capitolo di seguito vengono approfonditi i principali sistemi di localizzazione, ottico ed elettromagnetico.

Capitolo 2

Sistemi di localizzazione

2.1 Localizzatori ottici

Il funzionamento dei localizzatori ottici consiste in un sistema di una o più telecamere che riprendono lo scenario e un software che elabora le immagini acquisite, riconoscendo degli elementi nella scena, solitamente marker.

Conoscendo i parametri proiettivi delle telecamere e le pose relative tra le telecamere è possibile determinare la posizione di tali marker rispetto ad esse (fig.1).

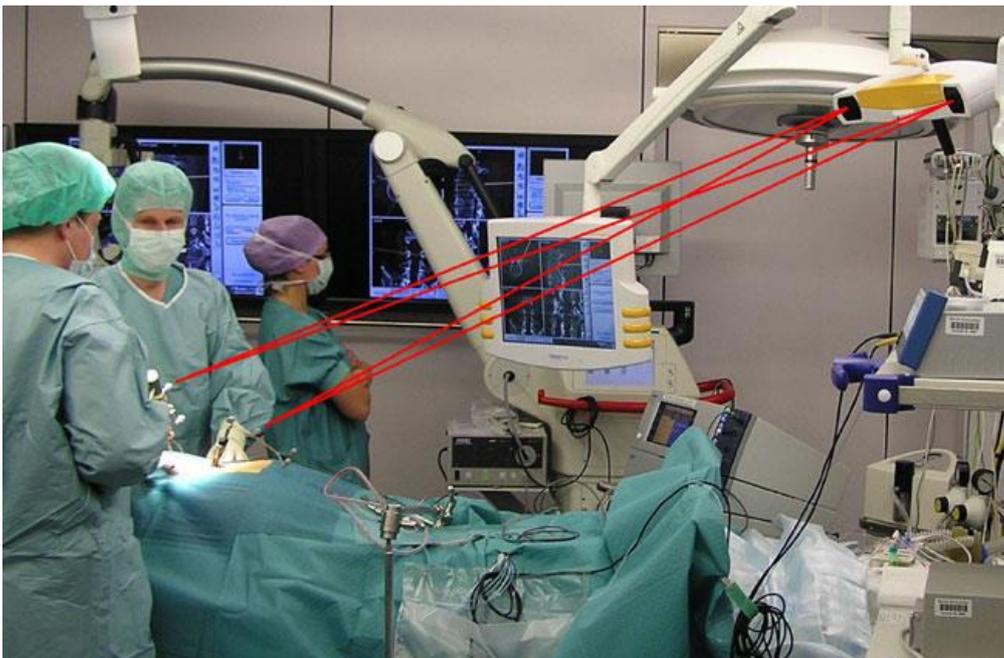


Figura 1: Sistema di localizzazione ottico ad infrarossi

Il marker può essere una griglia bidimensionale o più comunemente una sfera di dimensione e proprietà ottiche variabili in funzione dell'algoritmo di localizzazione adottato.

Fissando un sistema di tre o più sfere non allineate in posizione nota all'oggetto che si vuole localizzare è possibile determinare univocamente la posizione e l'orientamento dell'oggetto nello spazio.



Figura 2 Frame con Marker per infrarossi passivi

Il principale vantaggio del tracking ottico è l'ampiezza dell'area di lavoro che può raggiungere diversi metri.

Tuttavia il suo limite principale è legato al fatto che, per funzionare, gli elementi da localizzare devono essere sempre presenti nel campo visivo delle telecamere.

2.1.1 Cenni sull'architettura delle telecamere

L'elemento principale per la localizzazione ottica è la telecamera.

Essa è costituita da un sensore ed una lente.

Il sensore è composto da elementi che reagiscono alla luce, nel caso di telecamere digitali è un sensore CCD dove ogni elemento è detto pixel.

La lente ha il compito di convogliare i fasci di luce sul sensore.

Esistono varie tipologie di lenti, in base alla loro forma cambia il modo in cui la luce viene convogliata.

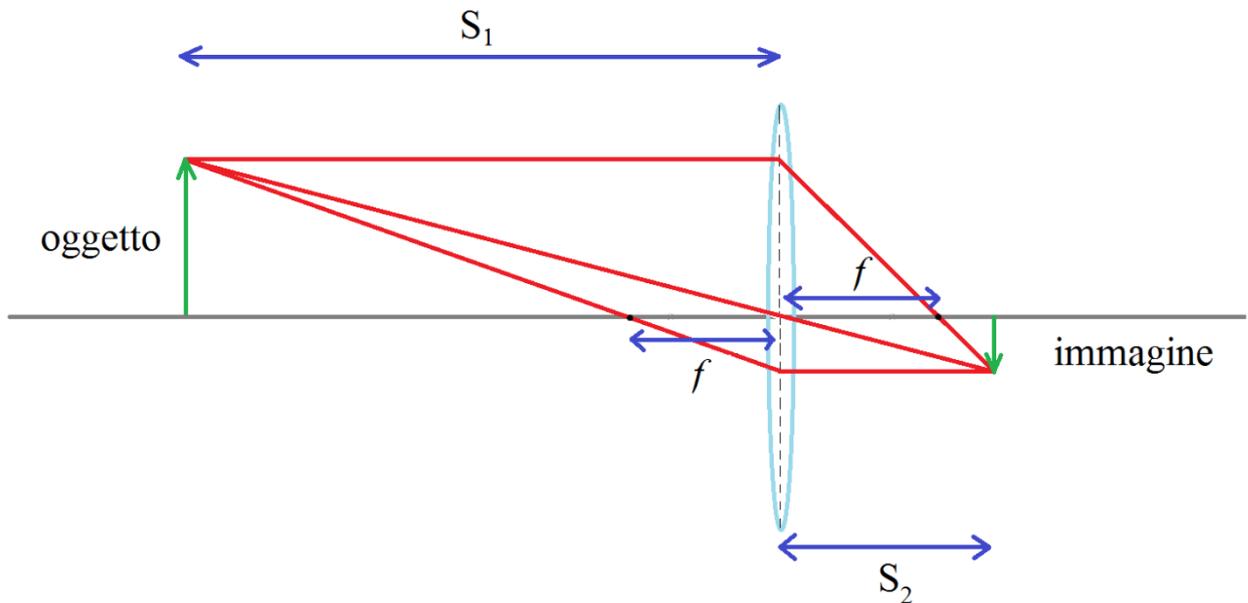


Figura 3 Modello ottico per una lente sottile

Ogni lente ha come caratteristica la distanza focale (f) ovvero la distanza tra il centro della lente e il fuoco, ovvero il punto in cui convergono i raggi di luce che giungono ortogonali al piano della lente.

Per una lente di spessore trascurabile si ha:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{S_1} + \frac{1}{S_2}$$

Dove S_1 è la distanza tra l'oggetto e il piano della lente ed S_2 è la distanza tra immagine e il piano della lente.

Quindi per mettere a fuoco una telecamera data la distanza S_1 tra oggetto e lente bisognerà regolare la lente alla distanza S_2 dal sensore.

2.1.2 Formazione delle immagini

Per comprendere la relazione che lega un oggetto nello spazio 3D e la sua immagine impressa sul sensore della telecamera possiamo fare uso di un semplice modello matematico.

Supponendo di lavorare con la telecamera sempre a fuoco, possiamo considerare solo i raggi passanti per il *punto nodale* (centro della lente) e quindi approssimare la telecamera con il modello detto pinhole.

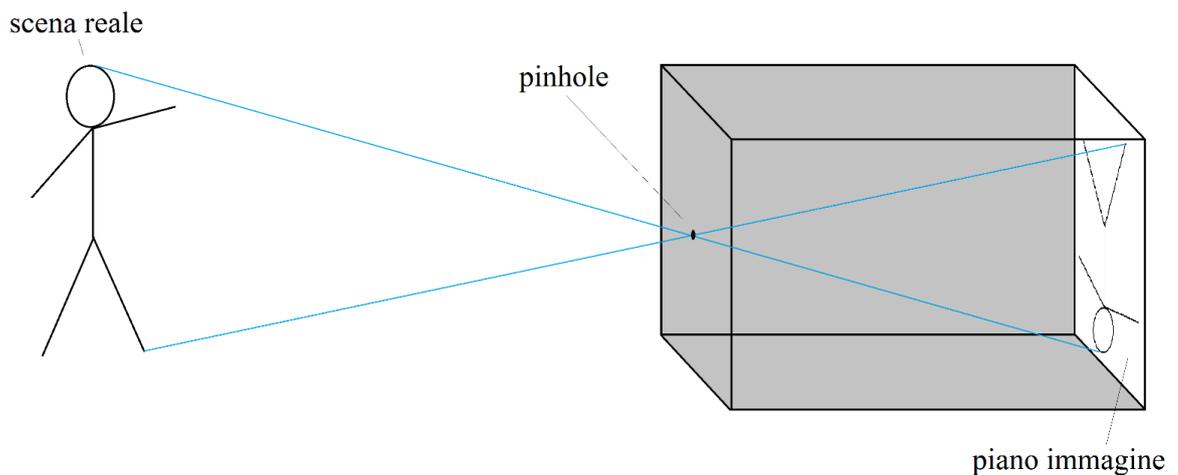


Figura 4 Modello pinhole

Nel modello pinhole, si suppone che la telecamera sia dotata di un piccolo foro a punta di spillo in corrispondenza del punto nodale della lente, in modo che solo i raggi di luce che passano per quel punto possano arrivare sul sensore.

Si può notare che le immagini ottenute da tale modello saranno sempre a fuoco indipendentemente dalla distanza a cui si trova l'oggetto ma saranno sottosopra e specchiate.

Tuttavia per semplicità è possibile considerare l'immagine come se fosse posta tra il punto nodale e l'oggetto, ignorando così l'effetto di ribaltamento dell'immagine.

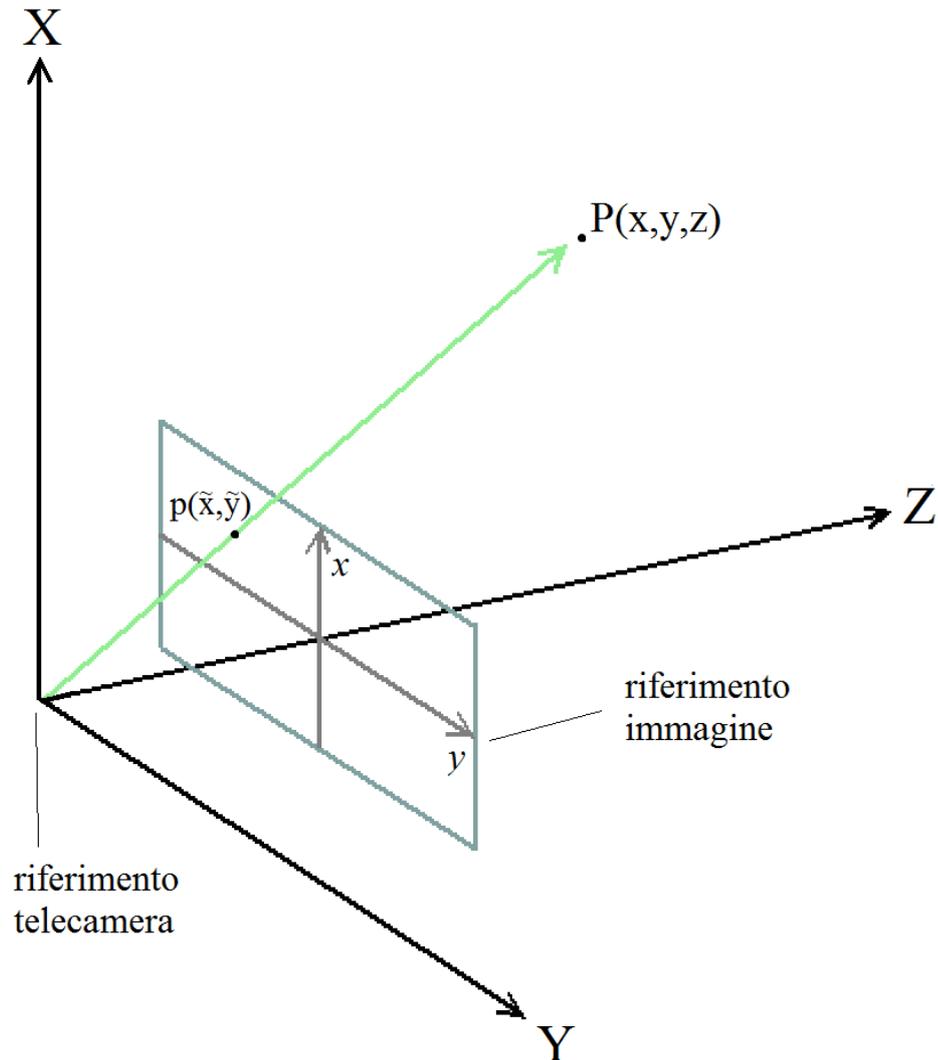


Figura 5 Spazio cartesiano che raffigura la proiezione delle immagini nel modello pinhole

Il modello ci consentirà di descrivere la relazione matematica che lega la posizione di un punto nello spazio e la sua rappresentazione sul piano dell'immagine.

Le caratteristiche principali del sistema saranno la distanza focale f e le coordinate del centro dell'immagine. in questo caso f indica semplicemente la distanza tra il piano dell'immagine e il punto nodale.

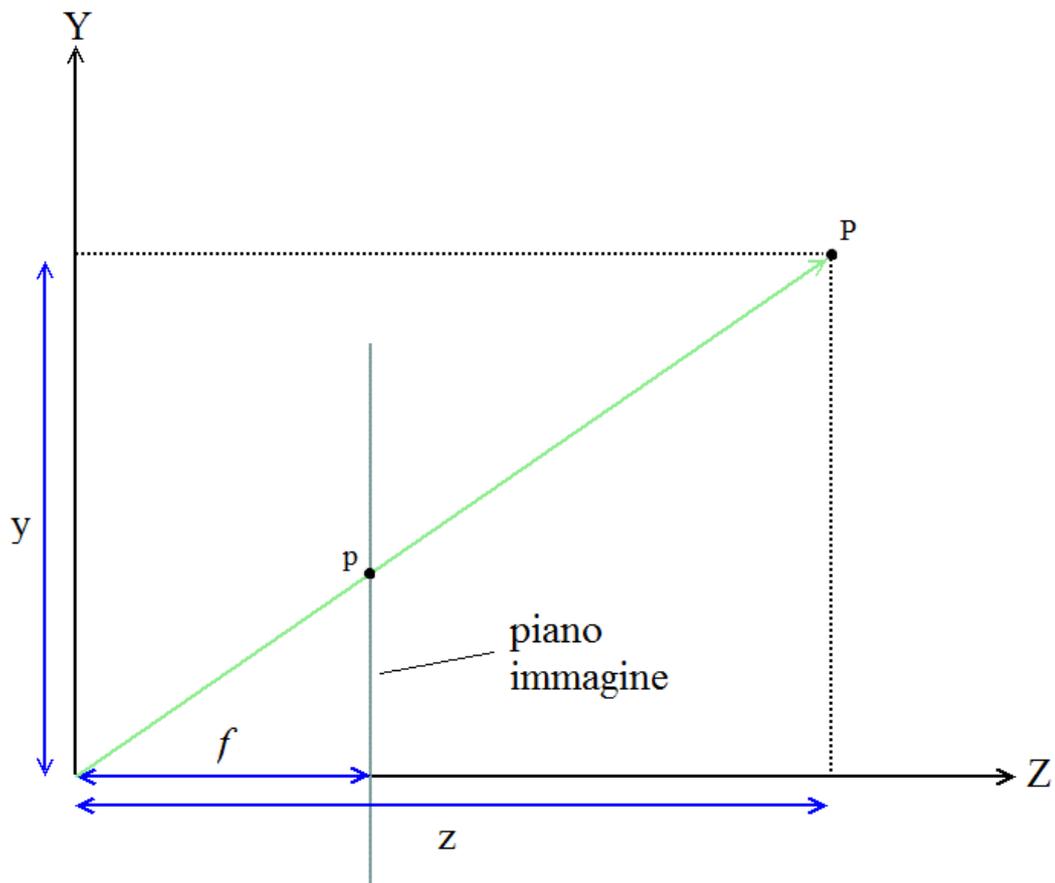


Figura 6 Vista ortogonale al piano dell'immagine nello spazio cartesiano in fig.5

Consideriamo un punto nello spazio 3D di coordinate P e le sue componenti x , y , z nel sistema di riferimento della telecamera.

Tracciando una linea che passa per il punto nodale e il punto reale possiamo notare come essa attraversi il piano dell'immagine nelle coordinate locali p che ha come componenti \tilde{x} e \tilde{y} , che è possibile ricavare sfruttando il teorema di Talete:

$$\frac{\tilde{x}}{f} = \frac{x}{z} \rightarrow \tilde{x} = f \frac{x}{z}$$

$$\frac{\tilde{y}}{f} = \frac{y}{z} \rightarrow \tilde{y} = f \frac{y}{z}$$

Per ottenere le coordinate in pixel è necessario sommare le coordinate del centro dell'immagine c_x e c_y

$$x_p = \frac{\tilde{x}}{dx} + c_x \quad y_p = \frac{\tilde{y}}{dy} + c_y$$

Dove $\frac{1}{dx}$ e $\frac{1}{dy}$ sono fattori di scala che indicano il numero di pixel per unità di misura. Ricaviamo quindi:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\tilde{x}}{dx} + c_x \\ \frac{\tilde{y}}{dy} + c_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{fx}{z dx} + c_x \\ \frac{fy}{z dy} + c_y \end{pmatrix}$$

Scrivendo il tutto in coordinate omogenee otteniamo che:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{f}{dx} & 0 & c_x & 0 \\ 0 & \frac{f}{dy} & c_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = [K|O] \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

In generale:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = [K|O] \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \text{ con } \lambda = z$$

Dove

$$K = \begin{bmatrix} a_x & \gamma & c_x \\ 0 & a_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
$$a_x = \frac{f}{dx} \quad a_y = \frac{f}{dy}$$

K è detta matrice di calibrazione della telecamera e contiene i parametri intrinseci della stessa.

In particolare a_x e a_y sono i rapporti tra le dimensioni dei pixel e la distanza focale nelle rispettive direzioni e rendono possibile la conversione da metri a pixel, invece γ indica il rapporto di skewness tra i due assi che nella maggior parte dei casi vale zero.

2.1.3 Classificazione localizzatori ottici

Possiamo distinguere due tipologie di localizzatori ottici:

Videometrico: sistema che fa uso di telecamere che lavorano nel range del visibile.

Gli elementi che è possibile riconoscere sono griglie con opportuni pattern e marker sferici solitamente di colori brillanti.

Tuttavia sono poco usati poiché poco robusti alle variazioni di illuminazione ambientale. Esso, inoltre, a volte richiede un ulteriore selezione della gamma di colore.

Infrarossi: sistemi dotati di telecamere che lavorano nel range infrarosso.

È possibile riconoscere marker che emettono (attivi) o riflettono (passivi) luce infrarossa.

È il sistema di localizzazione più usato in quanto più robusto al rumore e quindi più preciso. Lavorando nello spettro degli infrarossi non è soggetto ai disturbi luminosi proveniente dalla sala chirurgica.

L'uso di marker attivi rende molto più semplice il loro riconoscimento; tuttavia necessitano di alimentazione elettrica e di un conseguente cablaggio. I marker passivi, invece, possono essere usati senza l'uso di fili [4].

2.1.4 Localizzatori ottici in chirurgia

Il suo utilizzo avviene principalmente in campo ortopedico dove è possibile fissare in modo rigido i marker alle ossa esposte o agli strumenti e far in modo che siano sempre visibili alle telecamere. Non è possibile, quindi, posizionare dei marker sottocutanei e, in sala operatoria, è necessario porre attenzione affinché gli operatori non ostruiscano la linea visiva delle telecamere.

2.2 Localizzatori elettromagnetici

L'elemento principale dei localizzatori elettromagnetici è l'emettitore (fig.1), costituito da bobine posizionate lungo gli assi cartesiani generano un campo elettromagnetico che varia con una frequenza nel range dei 10-100 kHz [5].



Figura 7 Emettitori per tracking elettromagnetico, Aurora NDI

I ricevitori sono costituiti da piccole bobine, le quali attraversate dal campo magnetico generano una tensione il cui valore dipende dall'orientamento e distanza della superficie della bobina rispetto a quella dell'emettitore. In tal modo è possibile conoscere l'orientamento del sensore rispetto l'emettitore.

I sensori possono essere a 6 o a 5 gradi di libertà, la differenza tra i due che i secondi possono raggiungere spessori al di sotto del millimetro senza la possibilità però di fornire informazioni riguardo la rotazione lungo il loro asse principale.

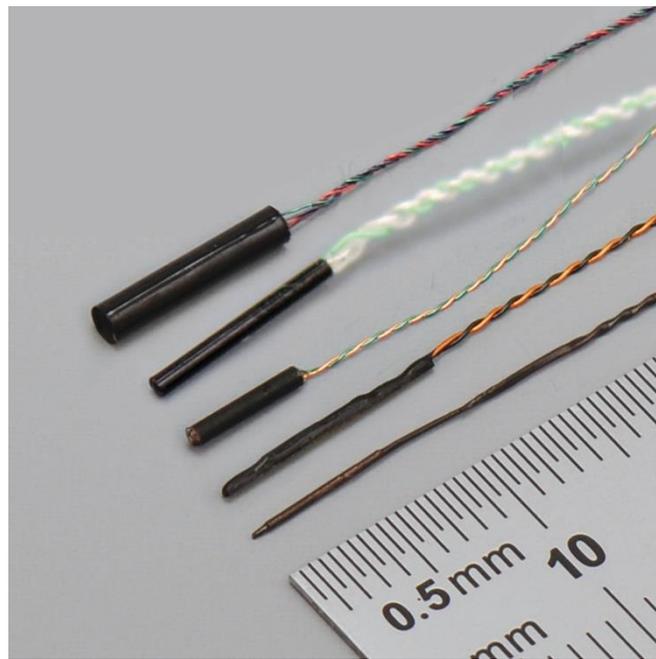


Figura 8 Sensori elettromagnetici cilindrici di varie dimensioni

Il principale vantaggio del tracking elettromagnetico è il non avere limiti di linea visiva, infatti i segnali elettromagnetici usati sono in grado di passare inalterati attraverso i più comuni materiali, inoltre le ridotte dimensioni dei sensori consentono l'integrazione di questi all'interno di oggetti e dispositivi.

Lo svantaggio di tali sistemi, invece, è la sensibilità al rumore. La presenza di elementi metallici o dispositivi elettronici produce delle distorsioni nel campo magnetico generato, con conseguenti artefatti (rumore) nella lettura dei sensori.

L'area operativa, inoltre, è piccola rispetto agli altri sistemi di localizzazione.

Nel paragrafo successivo vengono presentati i principi teorici su cui si basa la localizzazione elettromagnetica.

2.2.1 Principi teorici della localizzazione elettromagnetica

Si consideri una spira di superficie S e percorsa da una corrente i , si avrà che il vettore campo magnetico generato in un punto P distante R dal centro della spira vale:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} iS \left[\frac{3(\vec{n} \cdot \vec{R})\vec{R}}{R^3} - \frac{\vec{n}}{R^3} \right]$$

Dove:

μ_0 è la permeabilità magnetica nel vuoto

i è la corrente che attraversa la spira

S è la superficie della spira

n è il versore ortogonale alla superficie della spira

Per una bobina di N spire si avrà:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} iSN \left[\frac{3(\vec{n} \cdot \vec{R})\vec{R}}{R^3} - \frac{\vec{n}}{R^3} \right] \quad (1)$$

Ora si considerino due bobine, una di trasmissione e l'altra di ricezione.

La bobina di trasmissione ha N_t spire con sezione S_t e versore normale n_t .

La bobina di ricezione ha N_r spire con sezione S_r e versore normale n_r .

Valutiamo il flusso del campo magnetico della bobina di trasmissione concatenato con quella di ricezione:

$$\Phi_{t,r} = (\vec{B}_t \cdot \vec{S}_r)N_r = (\vec{B}_t \cdot \vec{n}_r)N_rS_r = \vec{B}_r \cdot \vec{S}_r = (\vec{B}_r \cdot \vec{n}_r)S_r$$

Da cui

$$B_r = \frac{\Phi_{t,r}}{S_r} = (\vec{B}_t \cdot \vec{n}_r) N_r \quad (2)$$

Dove B_t è il campo magnetico generato dalla bobina di trasmissione e B_r è il campo magnetico che insiste sulla bobina di ricezione.

Nel caso dei localizzatori elettromagnetici l'emettitore dispone di 6 o più bobine in posizione nota che vengono attivate in modo sequenziale da un segnale in corrente a bassa frequenza.

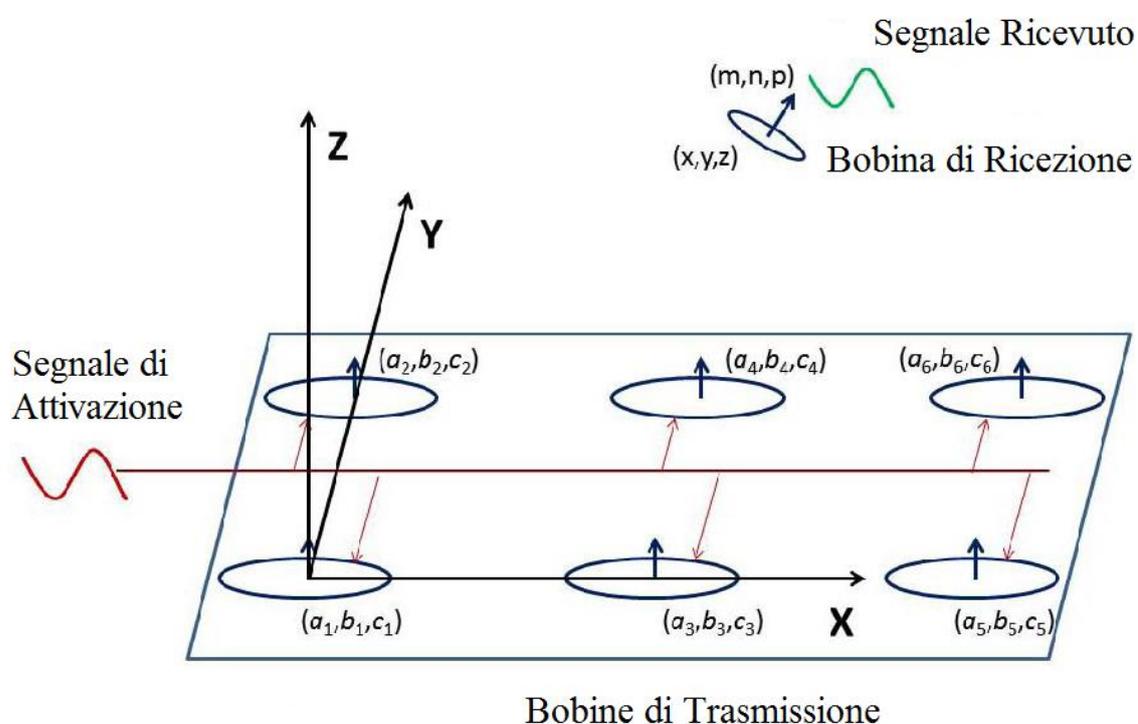


Figura 9 Modello semplificato di un emettitore per localizzazione elettromagnetica

L'i-esima bobina di trasmissione è in posizione (a_i, b_i, c_i) con versore (m_i, n_i, p_i) , la bobina di ricezione si trova in posizione (x, y, z) con versore (m, n, p) .

Considerando le equazioni (1) e (2), l'intensità di campo magnetico letto dal sensore all'attivazione della i-esima bobina sarà:

$$V_i = k(mB_{xi} + nB_{yi} + pB_{zi})$$

Dove k è una costante proporzionale al numero di spire delle bobine, che vale:

$$k = \frac{\mu_0 \mu_r i}{4\pi} S_t N_t N_r$$

Con μ_r pari alla permittività relativa al mezzo in cui si propaga il campo magnetico.

Le componenti B_{xi} , B_{yi} e B_{zi} del campo magnetico generato dalla bobina di trasmissione i -esima sono definite come:

$$\begin{cases} B_{xi} = \frac{Q_i(x - a_i)}{R_i^5} - \frac{m_i}{R_i^3} \\ B_{yi} = \frac{Q_i(y - b_i)}{R_i^5} - \frac{n_i}{R_i^3} \\ B_{zi} = \frac{Q_i(z - c_i)}{R_i^5} - \frac{p_i}{R_i^3} \end{cases}$$

Dove

$$Q_i = 3[m_i(x - a_i) + n_i(y - b_i) + p_i(z - c_i)]$$

$$R_i = \sqrt{(x - a_i)^2 + (y - b_i)^2 + (z - c_i)^2}$$

Viene definita una funzione per valutare l'errore Err come la somma dei quadrati delle differenze tra il campo magnetico letto dal sensore B_s in ricezione e il campo magnetico calcolato analiticamente B_a :

$$Err = \sum_{i=1}^N (B_s - B_a)^2 = \sum_{i=1}^N \left(V_i - k(mB_{xi} + nB_{yi} + pB_{zi}) \right)^2$$

Da questa relazione è possibile effettuare una stima della posizione (x, y, z) e del versore (m, n, p) della bobina del sensore di ricezione, usando l'algoritmo di Levenberg-Marquardt, che risolve il problema dei minimi quadrati non lineare.

2.2.2 Classificazione localizzatori elettromagnetici

Possiamo distinguere due tipi di emettitori:

In corrente alternata: più versatili, ma più soggetti al rumore a causa delle frequenze di lavoro.

In corrente continua: meno versatili, ma meno sensibili al rumore in quanto il decadimento delle correnti nei metalli risulta più rapido.

2.2.3 Localizzatori elettromagnetici in chirurgia

Il suo principale utilizzo avviene in neurochirurgia dove l'area di lavoro non è molto estesa e spesso non esposta, quindi non visibile. Inoltre l'uso di sensori che possono raggiungere un diametro inferiore al millimetro (fig.4), rende possibile integrarli in vari strumenti chirurgici, in modo particolare nei cateteri. Ciò rende possibile localizzare strumenti flessibili all'interno del paziente, usando due o più sensori [4]. Tale caratteristica li rende ideali per effettuare interventi di vario tipo come quelli laparoscopici o mini-invasivi.

Capitolo 3

Realtà aumentata e potenzialità nella applicazione chirurgica

3.1 Realtà aumentata

Negli ultimi anni si sta assistendo all'utilizzo e sviluppo di molti dispositivi per la realtà aumentata (Augmented Reality, AR) in vari campi dal settore industriale a quello militare, dall'educativo all'intrattenimento.

L'obiettivo della realtà aumentata è quello di accrescere la percezione e l'interazione con il mondo reale tramite l'aggiunta di elementi virtuali coerenti ad esso [6].

Gli elementi che costituiscono un sistema per la realtà aumentata sono:

Dispositivi di localizzazione: l'uso di telecamere, sistemi GPS, localizzatori ottici, localizzatori elettromagnetici etc. al fine di determinare la posizione dell'elemento virtuale rispetto all'utente.

Unità di calcolo: dispositivi in grado di elaborare le informazioni provenienti dai sistemi di localizzazione e di generare modelli 3D da sovrapporre allo scenario reale. Solitamente si fa uso di computer o di dispositivi mobili quali smartphone o tablet.

Unità di visualizzazione: display in grado di rappresentare contestualmente lo scenario reale e i modelli virtuali. Esistono vari dispositivi con diverse potenzialità:

- Comuni monitor, mostrano su schermo l'immagine della scena reale proveniente dalle telecamere con sovrapposto il modello virtuale
- Display semi-trasparenti, sullo schermo vengono rappresentati solo gli elementi virtuali, lo scenario reale è visibile direttamente grazie alla trasparenza dello schermo
- Proiettore, proietta l'immagine virtuale sulla scena reale.
- Visori indossabili (Head mounted display, HMD), piccoli display posti molto vicino agli occhi dell'utente; vi sono due tipologie di HMD video see-through che fa uso di display opachi oppure optical see-through che fa uso di display semitrasparenti.

3.2 Realtà aumentata in chirurgia

In ambito medico, la realtà aumentata consente al chirurgo di visualizzare contestualmente all'immagine reale del paziente l'immagine virtuale del target operatorio, le immagini preoperatorie, i parametri fisiologici oppure il corretto posizionamento di uno strumento.

Tali funzionalità si rivelano essere molto utili soprattutto in quei tipi di interventi che prevedono l'utilizzo di navigatori chirurgici, migliorando la percezione spaziale delle informazioni provenienti dai sistemi di navigazione, e quindi incrementando le performance dell'operazione, come mostrato in vari studi [7] [8] [9] [10].

Nonostante il miglioramento continuo delle tecnologie relative alla realtà aumentata sono presenti ancora alcune criticità che riducono il rapporto costi-benefici, limitandone così l'uso in sala operatoria.

Le principali criticità sono: necessità di introdurre fasi di registrazione e/o calibrazione dello strumento, dilatazione dei tempi di intervento, possibile latenza del sistema, difficoltà nel percepire la tridimensionalità ed ergonomia del dispositivo [11].

3.3 Visori AR indossabili e loro possibile utilizzo in chirurgia

Tra i vari dispositivi AR, quelli che hanno un minor impatto in sala operatoria sono gli HMD. Essendo indossabili come degli occhiali sono di relativamente piccole dimensioni, facilmente indossabili e rimuovibili dal chirurgo durante l'intervento rispetto ai display fissi e in più rendono possibile osservare lo scenario seguendo il punto di vista del chirurgo. Oltre a ciò è possibile usare la visione stereoscopica per incrementare la percezione della tridimensionalità.

Gli HMD possono essere di tipo video see-through oppure optical see-through. La principale differenza tra i due tipi di visori è la modalità di rappresentazione della scena reale: nel caso video see-through ciò che vede l'utente deriva unicamente dalle telecamere, invece nel caso optical see-through l'utente visualizza direttamente la scena reale essendo il display semitrasparente. Per ottenere un perfetto allineamento tra scena reale e contenuto virtuale in una scena aumentata, il processo di formazione dell'immagine generato dal punto di vista virtuale (camera virtuale) deve idealmente coincidere (sia in termini proiettivi che di posizione) con quello del punto di vista reale. Nei sistemi video see-through tali condizioni sono più facili da soddisfare e richiedono che:

- a) Sia determinata la relazione tra il sistema di riferimento della telecamera e sistema di riferimento dello scenario reale
- b) I parametri proiettivi del punto di vista virtuale siano consistenti con i parametri ottenuti dalla calibrazione della telecamera.

Le proprietà ottiche delle telecamere sono facilmente determinabili tramite procedure di calibrazione note.

Nei sistemi optical see-through, invece, il punto di vista reale coincide con l'occhio dell'utente, quindi per ottenere l'allineamento tra contenuto virtuale e scena reale è necessario:

- a) Determinare la relazione tra sistema di riferimento del piano di proiezione del visore e sistema di riferimento dello scenario reale.
- b) Stimare la posa specifica dell'occhio dell'utente rispetto al piano di proiezione del visore.
- c) Definire i parametri proiettivi del punto di vista virtuale che siano consistenti con i parametri derivanti dal modello proiettivo dell'occhio umano.

Tuttavia, le proprietà dell'occhio non sono note a priori e sono utente-specifiche, pertanto è necessario introdurre un ulteriore passaggio di calibrazione tramite l'eye-tracking.

Un vantaggio dei visori video see-through è la semplicità di gestione del contrasto tra scena reale e virtuale, in quanto entrambe le informazioni vengono gestite digitalmente. Invece negli optical see-through l'utilizzo di guide d'onda non completamente trasparenti (per aumentare il contrasto dei microdisplay a cristalli liquidi in condizioni di normale illuminazione) costringe alla scelta di un compromesso tra contrasto reale e virtuale e mantenimento della percezione della scena reale, quindi maggiore sarà la trasparenza del display minore sarà il contrasto tra reale e virtuale, viceversa un display più opaco comporta un migliore contrasto tra reale e virtuale ma peggiora la percezione della scena reale.

Invece un vantaggio dei visori optical see-through è che la risoluzione visiva è superiore rispetto ai modelli video see-through dove è limitata dalla risoluzione delle telecamere; inoltre in caso di interruzione o di problemi con il display l'utente

può continuare tranquillamente ad operare senza il supporto AR, al contrario con il sistema video see-through l'operatore avrebbe la visuale distorta o completamente oscurata dal display, quindi sarebbe costretto a rimuovere il visore per proseguire l'intervento oppure a attendere che le sue funzionalità vengano ripristinate.

Nel paragrafo successivo verrà descritta una possibile applicazione dei visori AR in chirurgia maxillo-facciale.

3.4 Intervento maxillo-facciale con realtà aumentata

L'uso della realtà aumentata è particolarmente utile nel caso della chirurgia maxillo-facciale, per esempio in uno studio sull'intervento di riposizionamento del mascellare superiore [12].

In particolare lo studio dimostra che con l'uso di un prototipo di visore AR HMD con localizzazione ottica si ottengono migliori risultati nella procedura riducendo l'errore tra la posizione del mascellare pianificata in fase preoperatoria e quella effettiva al termine dell'intervento.

L'intervento di osteotomia Le Fort I viene effettuato nei casi di malformazione o traumi che comportano una rientranza dell'arcata dentale superiore e consiste nel tagliare sotto il labbro superiore lungo l'arcata dentale, separare il mascellare superiore dal resto del cranio e riposizionarlo in una posizione corretta fissandolo con apposite placche di compressione.

Esiste una variante mini-invasiva dell'intervento che prevede il taglio di una piccola apertura sotto il labbro superiore e l'esecuzione delle varie fasi dell'intervento solamente attraverso essa [13]; il problema è che in questo caso il mascellare non è più direttamente visibile, tantomeno la posizione finale delle placche di compressione che l'andranno a fissare.

Pertanto l'uso del visore AR risulta impraticabile a causa dei limiti della localizzazione ottica che rende impossibile localizzare elementi interni al corpo del paziente.

L'ideale sarebbe integrare il visore AR con un sistema di localizzazione elettromagnetico, fissare dei sensori elettromagnetici sulle placche di compressione e visualizzare quest'ultime anche se non direttamente visibili con la realtà aumentata. Tuttavia l'area di lavoro limitata e le distorsioni di campo magnetico causate dal visore rendono tale soluzione poco pratica.

3.5 Sistema di localizzazione ibrido

Per sfruttare i vantaggi della localizzazione elettromagnetica è possibile ricorrere ai sistemi di localizzazione ibridi, ovvero sistemi di localizzazione che fanno uso di due o più localizzatori di natura diversa in grado di trasferire i dati da un sistema all'altro. Nel nostro caso siamo interessati ad un sistema ibrido ottico-elettromagnetico che fornisca la posizione dei sensori elettromagnetici al localizzatore ottico, così da poter usare la localizzazione elettromagnetica per tracciare gli elementi nascosti, ad esempio le placche di compressione e la localizzazione ottica per le parti esposte (paziente e/o strumenti chirurgici).

Per realizzare un sistema di localizzazione ibrido ottico-elettromagnetico è necessario costruire un elemento che consenta di effettuare la trasformazione in ogni momento tra localizzazione elettromagnetica e localizzazione ottica.

Questo elemento detto frame di calibrazione deve essere visibile sia nel sistema di localizzazione ottico che nel sistema di localizzazione elettromagnetico e la relazione che risulta tra i due è una matrice di trasformazione costante ottenuta dopo un'opportuna calibrazione.

L'obiettivo della tesi è quello di integrare il visore AR con localizzazione ottica in un navigatore chirurgico commerciale (Scopis Navigation System, prodotto da Scopis GmbH) nella soluzione basata sul tracking elettromagnetico.

Nel capitolo che segue viene presentato il lavoro di laboratorio svolto e una descrizione dei vari componenti usati; in particolare viene presentata prima la parte di integrazione hardware in cui vengono realizzati vari componenti necessari per la realizzazione del sistema ibrido; successivamente viene descritta la parte di

integrazione software necessaria per lo scambio di dati tra l'applicazione di realtà aumentata e il software che gestisce la localizzazione elettromagnetica del navigatore commerciale.

Capitolo 4

Realizzazione del sistema ibrido in laboratorio

4.1 Visore AR

Un primo componente per la realizzazione del sistema ibrido è il visore per la realtà aumentata. È stato usato un prototipo di visore sviluppato presso il centro EndoCAS. Si tratta di un HMD video see-through composto da un visore per la realtà virtuale Sony HMZ-T2, sul quale sono state montate due telecamere IDS uEye XS da 5,04 Mpix usate in configurazione 1280x720 con una frequenza di aggiornamento di 15 frame per secondo e un campo visivo di 45°. Le due telecamere sono state fissate in modo da ottenere una convergenza a 70 cm dal visore.



Figura 10 Prototipo visore AR

Al fine di eseguire la localizzazione ottica le telecamere collegate al computer vengono gestite da un software sviluppato sempre presso il centro EndoCAS.

Il compito del software è collezionare le immagini delle telecamere e implementare un algoritmo per il tracking ottico stereoscopico in tempo reale.

L'algoritmo implementato prevede varie fasi:

- 1) Segmentazione dell'immagine: segmentazione basata sul colore dove si va a selezionare i pixel dell'immagine nell'intervallo di colori e di intensità che meglio comprende il colore dei marker che si vuole localizzare.
- 2) Riconoscimento di forma: si cerca nell'immagine segmentata la forma circolare dei marker, inoltre è utile per escludere gli elementi estranei che hanno un colore simile a quello dei marker.
- 3) Localizzazione 3D: effettuati i passaggi 1 e 2 per l'immagine destra e sinistra è possibile cercare la corrispondenza stereoscopica tra le due immagini. Conoscendo la posizione relativa delle due telecamere si determina una prima stima della localizzazione spaziale dei marker.
- 4) Registrazione: ottenute le coordinate nello spazio dei marker si procede con la registrazione dell'elemento virtuale ad esso associato. Tale registrazione avviene usando il metodo dei minimi quadrati.
- 5) Raffinamento: per una migliore rappresentazione dell'elemento virtuale sul display, si esegue il raffinamento della posa per entrambe le immagini

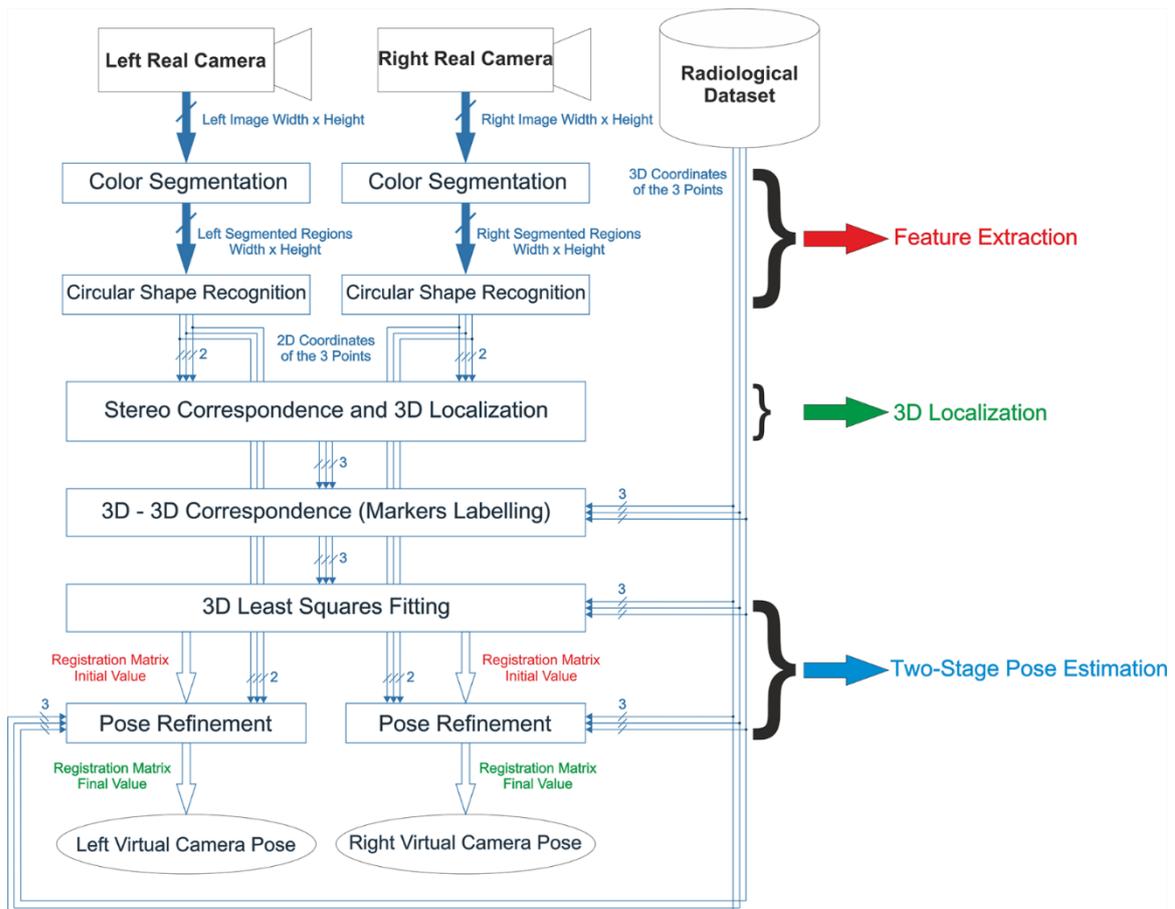


Figura 11 Schema dell'algoritmo di localizzazione e registrazione

4.2 Emettitore elettromagnetico

Per quanto riguarda il tracking elettromagnetico il sistema di navigazione Scopis adotta un dispositivo di localizzazione commerciale NDI Aurora (Northern Digital Inc.) dotato di appositi sensori.

Tramite il software proprietario NDI Tool Tracker è possibile acquisire e salvare i dati relativi ai sensori e puntatori utilizzati. In particolare viene fornito il vettore di

traslazione e il quaternione che descrive la rotazione dell'elemento localizzato e il relativo errore di acquisizione.

Transformation			
Tx:	95.07	Q0:	0.6978
Ty:	49.83	Qx:	-0.7117
Tz:	-127.40	Qy:	-0.0817
Error:	0.0000	Qz:	0.0000

Figura 12 Esempio letture fornite dal software NDI Tool Tracker

4.3 Frame di calibrazione

L'elemento principale per il tracking ibrido è il frame di calibrazione, il cui scopo è di essere localizzabile mediante sia il tracking ottico sia il tracking elettromagnetico.

Il frame è stato costruito partendo da un supporto stampato in 3D dotato di tre sfere in posizione nota che fungeranno da marker per la localizzazione ottica.

Sul supporto è stato saldamente fissato un sensore a bottone elettromagnetico a 6 gradi di libertà per la localizzazione elettromagnetica.

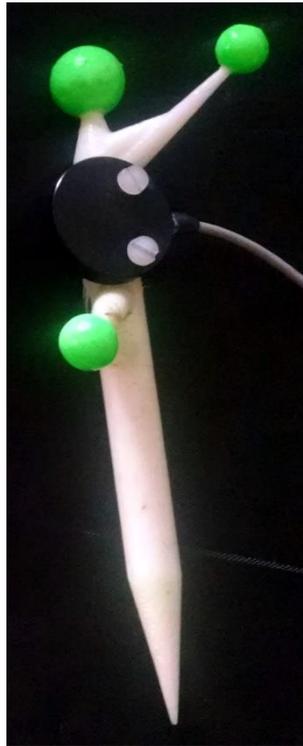


Figura 13 Frame di calibrazione, la parte ottica è costituita da tre sfere verdi, la parte elettromagnetica da un sensore a bottone

Realizzato lo strumento è necessario ottenere la matrice di trasformazione che porta il sistema di riferimento dal sensore elettromagnetico ai marker ottici (${}^FOT_{FS}$).

Tale matrice di trasformazione è stata ottenuta usando il metodo di calibrazione Hand-Eye, ovvero, valutando le matrici di trasformazione relative al visore e all'emettitore in almeno tre diverse posizioni del frame è possibile ottenere la matrice di roto-traslazione che porta il sistema di riferimento del sensore EM nel sistema di riferimento dei marker ottici.

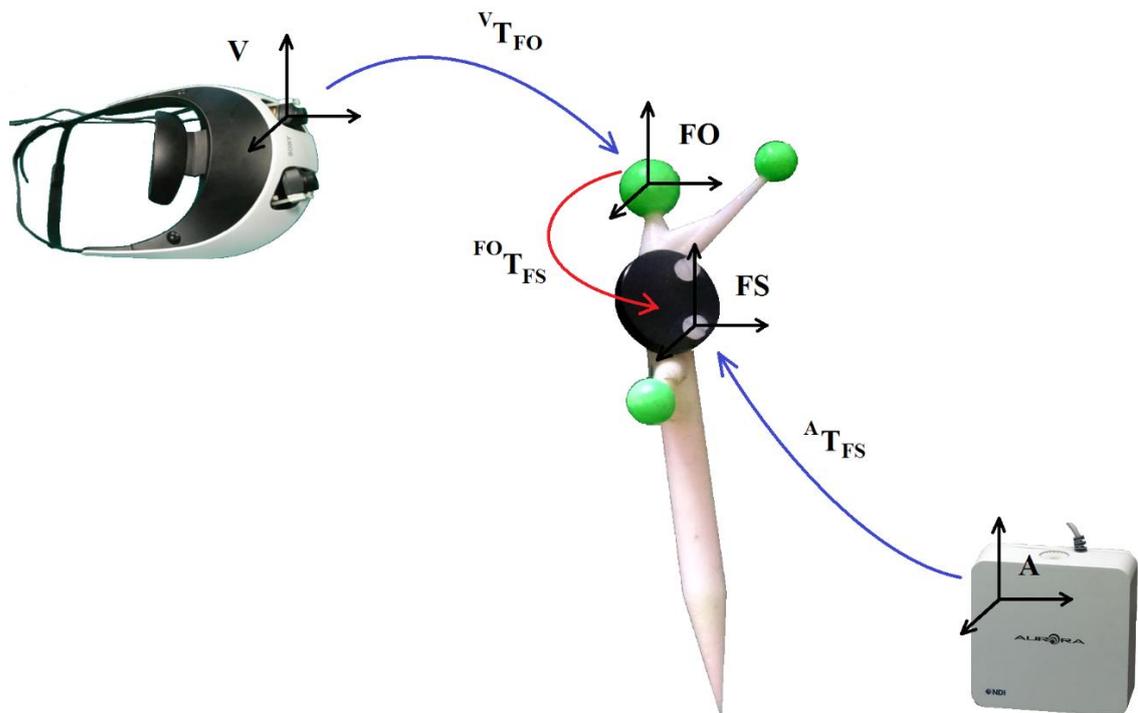


Figura 14 Schema del sistema usato per la calibrazione del frame. In blu le trasformazioni ${}^V T_{FO}$ e ${}^A T_{FS}$ (dinamiche) che determinano rispettivamente la posizione dei marker ottici (FO) rispetto al visore (V) e del sensore (FS) rispetto all'emettitore (A), in rosso la trasformazione ${}^{FO} T_{FS}$ (costante) che porta il sistema di riferimento del sensore nel sistema di riferimento dei marker ottici.

Per un maggior approfondimento si rimanda all'appendice A.

Nel nostro caso al fine di ridurre l'errore di calibrazione le matrici sono state acquisite in 12 diverse posizioni.

4.4 Placca sensorizzata

L'elemento che vogliamo visualizzare con la realtà aumentata è la placca di compressione.

Per sensorizzare tale placca è stato usato un sensore elettromagnetico cilindrico a 6 gradi di libertà con diametro 1,5 mm e lunghezza 10 mm.

La placca è stata realizzata mediante stampa 3D prendendo spunto dai modelli di placche di compressione adottate per la ricostruzione maxillofacciale; inoltre è stato realizzato un alloggiamento cilindrico per il sensore dotato di apposite alette che andranno ad incastrarsi sulla placca che si vuole localizzare. Tutto ciò al fine di rendere possibile la rimozione del sensore al termine della procedura ed eventualmente usare lo stesso sensore su altre placche.

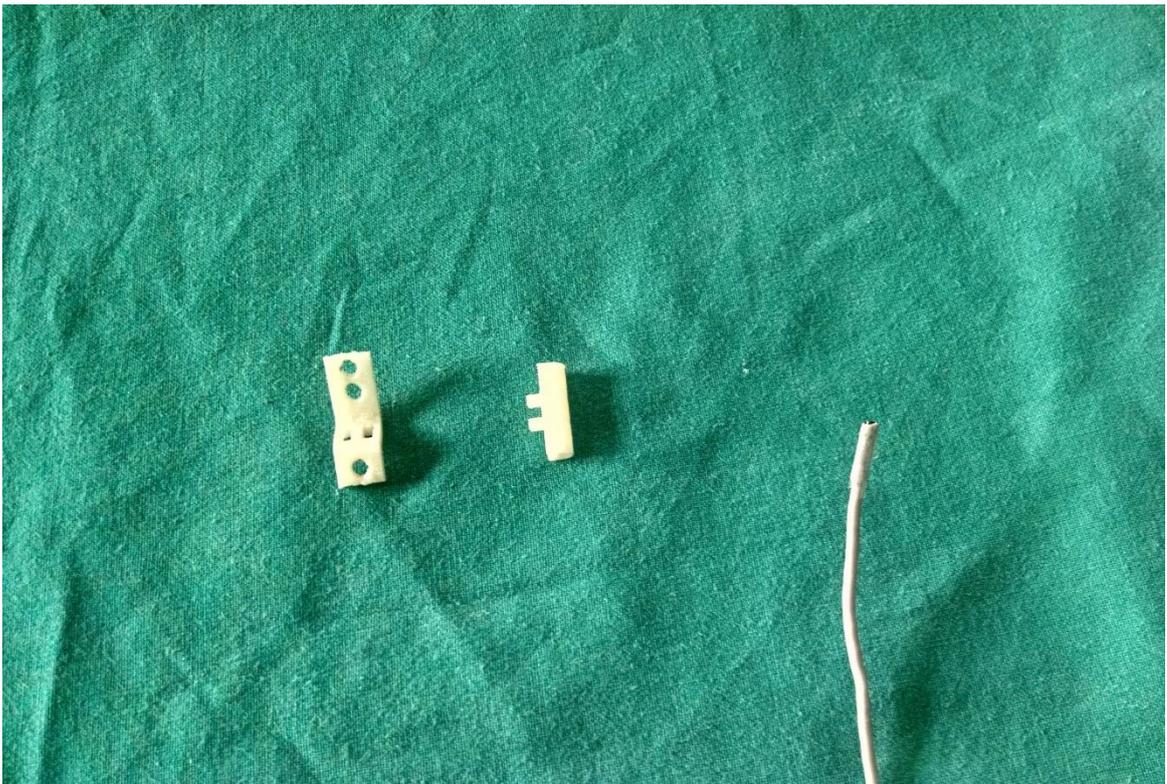


Figura 15 Da sinistra verso destra: placca di compressione, alloggiamento sensore, sensore elettromagnetico cilindrico

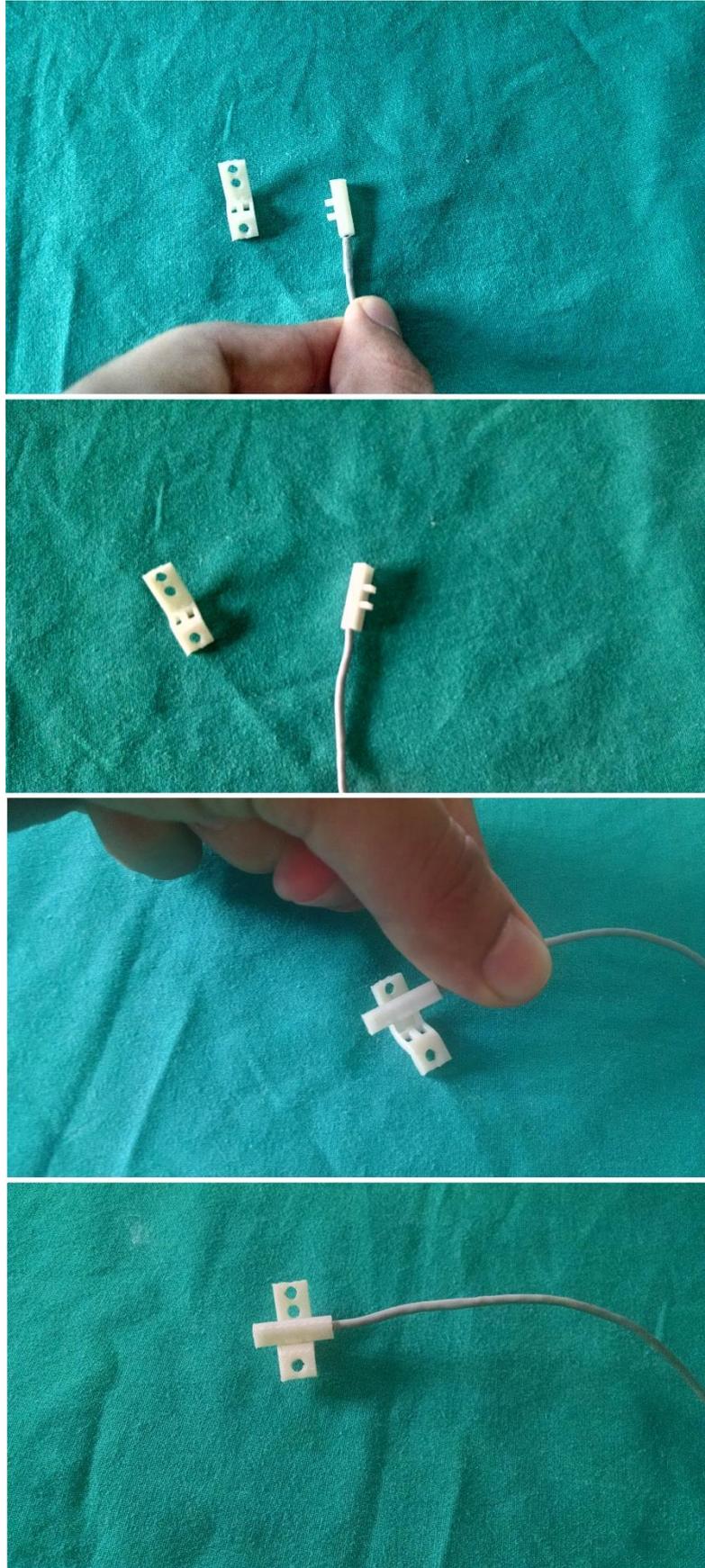


Figura 16 Passaggi effettuati per fissare il sensore sulla placca

La forma cilindrica del sensore, tuttavia, ne rende difficile prevedere intuitivamente la rotazione rispetto alla placca, per cui sarà necessario effettuare la registrazione della placca al sensore ad ogni utilizzo. In altre parole sarà fondamentale determinare la matrice di trasformazione (${}^P T_{SP}$) ad ogni utilizzo della placca.

Per effettuare la registrazione sono stati realizzati sulla placca quattro piccoli fori in posizione nota nel sistema di riferimento CAD.

Con l'ausilio di un puntatore EM si andrà a misurare le coordinate dei fori rispetto al sensore cilindrico.

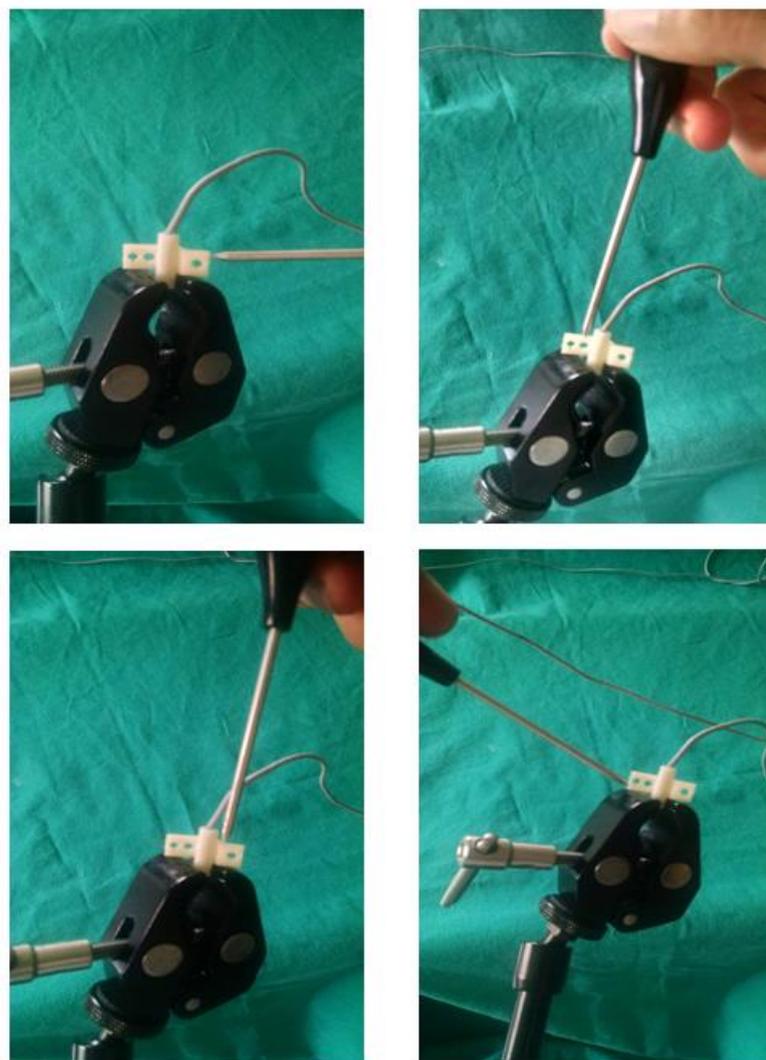


Figura 17 Misura dei 4 punti caratteristici tramite puntatore elettromagnetico

Infine si registra la placca virtuale a quella reale usando il metodo dei minimi quadrati [14].

Tale metodo consiste nel trovare R e t tali che minimizzino la funzione errore (Fiducial Registration Error, FRE) così definita:

$$FRE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|RP_i + t - P'_i\|^2}$$

Dove

P_i sono le coordinate del punto i -esimo della placca nel sistema di riferimento CAD

P'_i sono le coordinate del punto i -esimo della placca nel sistema di riferimento del sensore

N è il numero di punti fiduciali usati per la registrazione

R è la matrice di rotazione che ruota gli assi del sistema di riferimento CAD come nel sistema di riferimento del sensore

t è il vettore di traslazione che porta il baricentro dei punti del sistema di riferimento CAD nel baricentro dei punti del sistema di riferimento del sensore

Da ciò si ottiene R e t che definiscono la matrice di roto-traslazione che registra il modello CAD sulla placca reale.

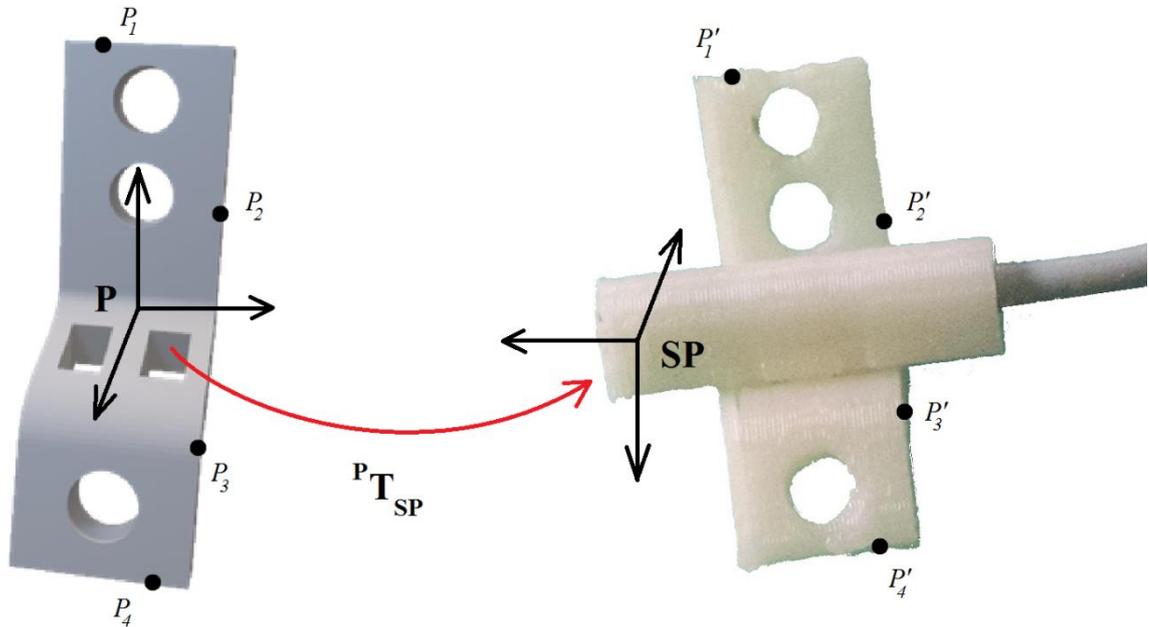


Figura 18 In rosso la trasformazione ${}^P T_{SP}$ che registra la placca virtuale nel sistema di riferimento CAD (P) su quella reale nel sistema di riferimento del sensore (SP). P_1 , P_2 , P_3 e P_4 rappresentano i punti fiduciali nel modello CAD. P'_1 , P'_2 , P'_3 e P'_4 rappresentano i punti fiduciali sulla placca reale.

Ottenuta questa è possibile procedere con il passaggio finale ovvero ottenere la matrice di trasformazione (${}^V T_P$) che porta il sistema di riferimento della placca nel sistema di riferimento del visore AR. La conoscenza di tale trasformazione in tempo reale è fondamentale per ottenere una corretta registrazione tra scena reale e contenuto virtuale.

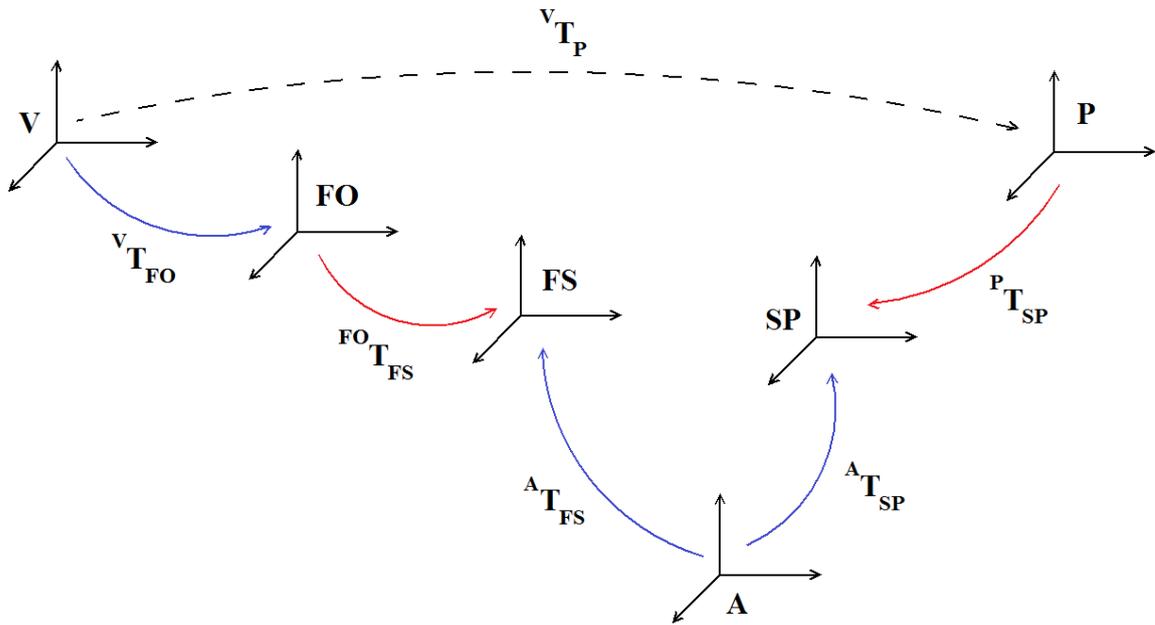


Figura 19 Schema delle trasformazioni necessarie per portare il sistema di riferimento della placca (P) nel sistema di riferimento del visore (V). In rosso le trasformazioni che non variano durante la localizzazione. In blu le trasformazioni che variano durante la localizzazione e quindi devono essere scambiate in tempo reale tra i software che gestiscono la localizzazione ottica e la localizzazione elettromagnetica.

Preso un punto generico nel sistema di riferimento della placca Q_P , sia Q_V lo stesso punto ma nel sistema di riferimento del visore AR, la loro relazione sarà:

$$Q_V = {}^V T_P * Q_P$$

Con

$${}^V T_P = {}^V T_{FO} * {}^{FO} T_{FS} * {}^A T_{FS}^{-1} * {}^A T_{SP} * {}^P T_{SP}^{-1}$$

Dove

${}^V T_{FO}$ è la matrice di trasformazione data dalla localizzazione ottica associata al visore AR

${}^{FO} T_{FS}$ è la matrice di trasformazione ottenuta dalla calibrazione Hand-Eye

${}^A T_{FS}^{-1}$ è l'inversa della matrice di trasformazione relativa al sensore sul frame di calibrazione fornita dal sistema di localizzazione elettromagnetico

${}^A T_{SP}$ è la matrice di trasformazione relativa al sensore associato alla placca fornita dal sistema di localizzazione elettromagnetico

${}^P T_{SP}^{-1}$ è l'inversa della matrice di trasformazione ottenuta dalla registrazione della placca virtuale su quella reale

Per poter inserire la trasformazione geometrica all'interno della applicazione di realtà aumentata sarà quindi necessario che i dati provenienti dal localizzatore elettromagnetico siano trasmessi in tempo reale. Questo allo scopo di poter calcolare la trasformazione ${}^V T_P$ in tempo reale.

Nei paragrafi successivi verrà quindi presentato il lavoro svolto sul lato software per rendere possibile il funzionamento del sistema ibrido in tempo reale.

4.5 Dispositivo di navigazione commerciale

Per risolvere il problema dell'acquisizione della posizione elettromagnetica in tempo reale, è stato possibile usare un dispositivo commerciale che è già in grado di acquisire e manipolare tali dati dal sistema di localizzazione Aurora. Il dispositivo di navigazione commerciale è Scopis Hybrid Navigation System prodotto dalla Scopis GmbH, consiste in un calcolatore con integrato il sistema di localizzazione NDI Aurora e un sistema di localizzazione ottico ad infrarossi, il tutto gestito da software proprietario NOVA, che consente inoltre di caricare le

immagini DICOM e su queste pianificare l'operazione chirurgica, ed infine quindi la navigazione chirurgica.

4.6 Applicazione di realtà aumentata MixedRealityView

Le funzionalità di realtà aumentata del visore vengono implementate tramite il software MixedRealityView.

Il software scritto in c++, implementa le librerie Halcon 7.1 della MVTEC per quanto riguarda gli algoritmi di machine vision necessari per la localizzazione ottica. L'applicazione risulta compatibile con diversi display 3D e con tutte le telecamere dotate di driver DirectShow prodotti dalla Microsoft.

La gestione dello scenario virtuale è affidata al framework open-source OpenSG 1.8, in particolare questa libreria si serve della descrizione tramite grafi per la rappresentazione dello scenario virtuale, nel nostro caso il grafo è questo:

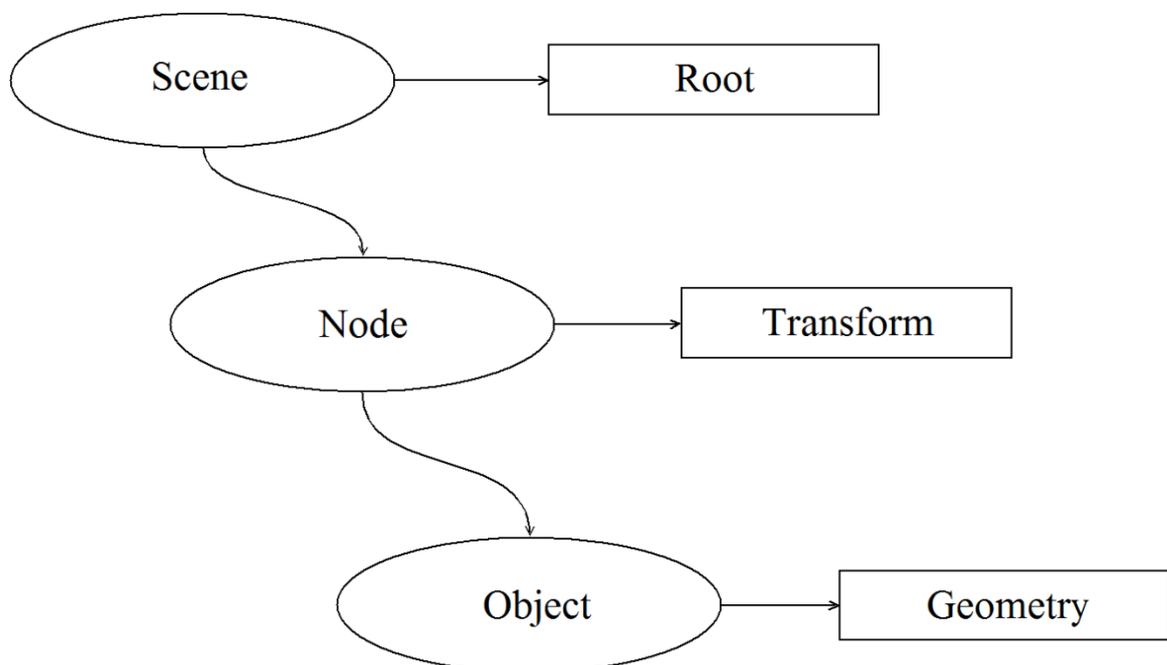


Figura 20 Grafo implementato per la realizzazione della scena virtuale nel visore AR

Dove

Scene è il nodo principale e rappresenta l'intero scenario virtuale.

Root è la matrice associata a *Scene*, descrive la trasformazione tra il sistema di riferimento della telecamera e il sistema di riferimento dello scenario virtuale, si vuole che questi due sistemi siano coincidenti quindi *Root* è una matrice identità.

Node è il nodo figlio di *Scene* e rappresenta l'oggetto virtuale che si vuole visualizzare.

Transform è la matrice associata a *Node*, descrive la trasformazione tra il sistema di riferimento dello scenario virtuale e il sistema di riferimento dell'oggetto virtuale.

Object è il nodo figlio di *Node* e rappresenta l'oggetto virtuale da visualizzare.

Geometry è un'istanza della classe geometria associata ad *Object*, contiene gli attributi necessari per la rappresentazione dell'oggetto (numero di vertici, colore, etc...).

4.7 Shared memory e il suo utilizzo

Per ottenere i dati forniti dal software NOVA e usarli all'interno della applicazione MixedRealityView è stato necessario implementare una Shared memory che consente la lettura e la scrittura in una porzione di memoria tra due software distinti, nel nostro caso il software NOVA e il software del visore.

La Shared memory è il metodo di comunicazione tra processi più veloce, il sistema operativo definisce una regione di memoria nello spazio degli indirizzi di diversi processi, in modo tale che quei processi possano leggere e scrivere in quel tratto di memoria senza la necessità di richiamare funzioni del sistema operativo. Tuttavia è necessario un certo tipo di sincronizzazione tra i processi che scrivono e leggono nella shared memory.

La shared memory è stata implementata tramite la libreria C++ per la gestione dell'area di memoria condivisa shared memory message queue (SMMQ) di boost interprocess che usa come metodo di sincronizzazione il Mutex [15].

Mutex sta per mutual exclusion ed è la forma di sincronizzazione più semplice tra processi, quando un mutex viene bloccato esso garantisce l'esecuzione del codice seguente da un solo thread per volta, quando il mutex viene sbloccato gli altri thread possono accedere a quella regione di codice.

4.8 Lavoro di integrazione software visore

Dal lato software sono state apportate delle modifiche per la gestione dei dati provenienti dalla shared memory. L'obiettivo è trasferire in tempo reale i dati che provengono dal software NOVA del navigatore commerciale al software MixedRealityView del visore AR infatti è possibile acquisire la matrice di trasformazione del sensore EM e applicarla alla trasformazione del visore nel momento in cui viene elaborata la scena, inoltre il software NOVA non invia soltanto la matrice di trasformazione ma anche i dati sulla mesh dell'oggetto che viene creato in fase di pianificazione dell'intervento.

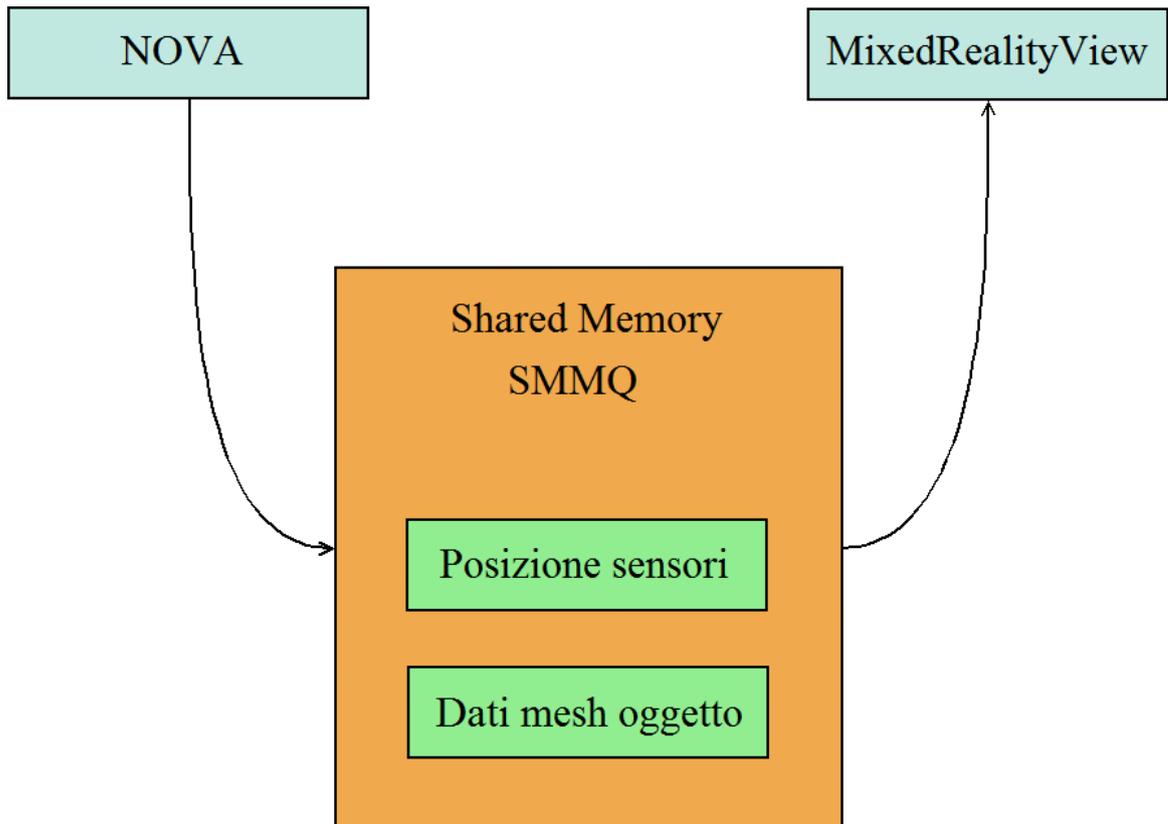


Figura 21 Diagramma di comunicazione tra software tramite shared memory

In questo modo è possibile prelevare dalla shared memory in tempo reale il numero di punti, le coordinate dei punti, il numero di triangoli, gli indici dei triangoli, il colore RGB e il parametro di trasparenza alfa relativo alla mesh della struttura virtuale che si vuole visualizzare, la quale successivamente partendo da tali dati viene ricostruita tramite delle funzioni specifiche della libreria OpenSG.

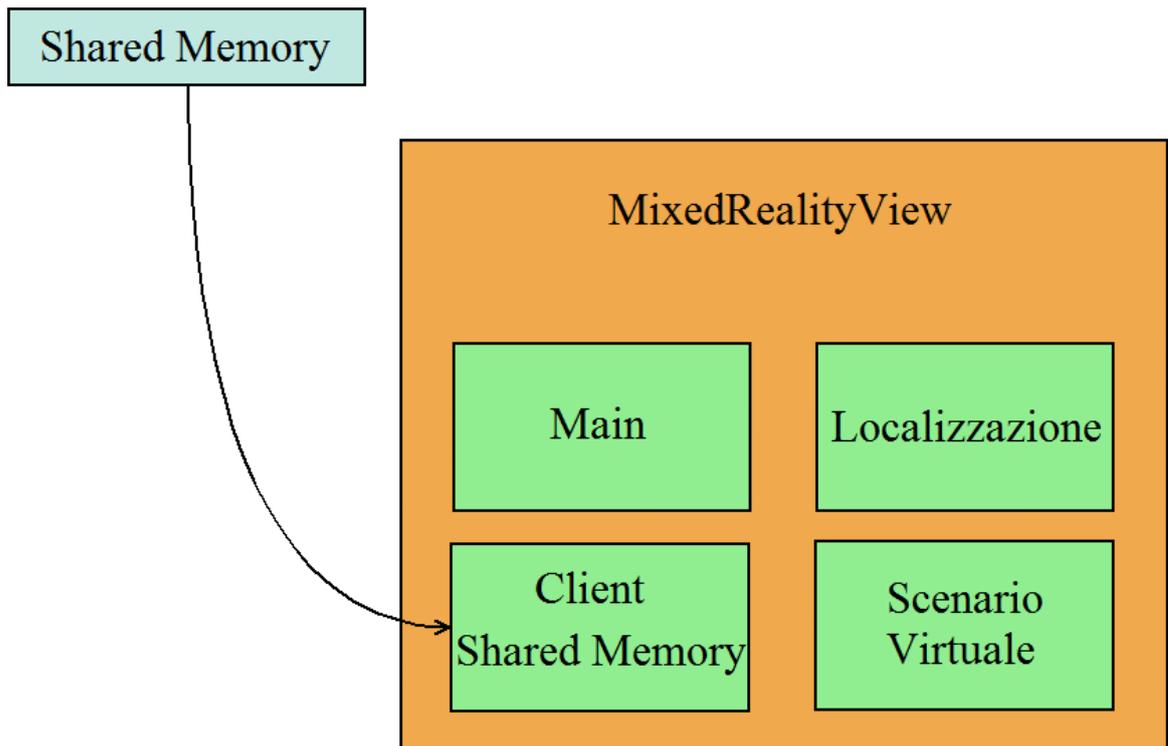


Figura 22 Blocchi di codice principali del software MixedRealityView. Il client gestisce la comunicazione con la shared memory. Il blocco localizzazione acquisisce le immagini provenienti dalle telecamere e implementa gli algoritmi necessari a determinare la posa dei marker nella scena. Lo scenario virtuale costruisce il modello 3D da rappresentare nella scena virtuale. Il main gestisce l'interfaccia del software e gestisce le chiamate ai metodi nei vari blocchi.

La comunicazione con la shared memory è possibile tramite il client integrato nel software del visore MixedRealityView.

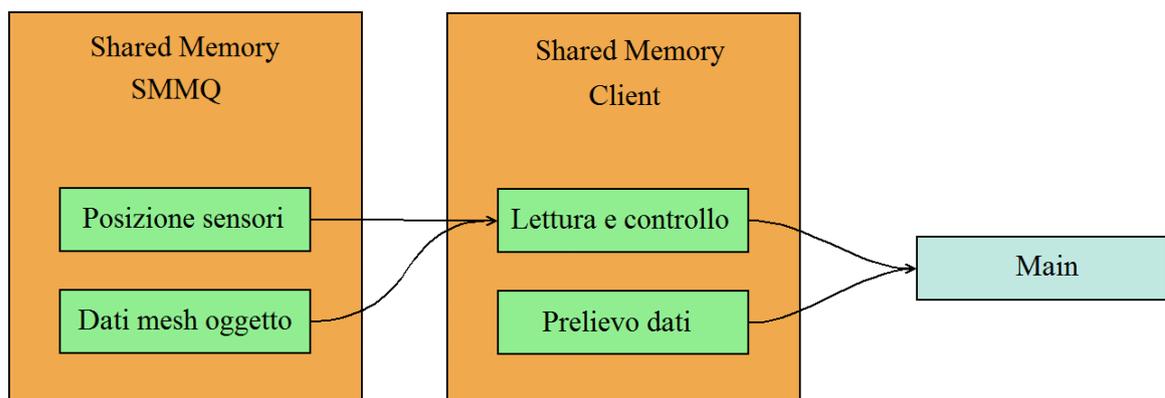


Figura 23 Dettaglio sulla gestione dei dati provenienti dalla shared memory

Nella porzione di codice relativo alla *lettura e controllo*, vengono acquisiti i dati provenienti dalla shared memory e si effettua il controllo per verificare se i dati acquisiti siano diversi dalla precedente lettura. In tal caso viene inviato un segnale al main che attiva dei metodi specifici per l'aggiornamento delle matrici e/o dei dati della mesh.

Il *prelievo dati* implementa i metodi necessari per l'utilizzo dei nuovi dati all'interno del software.

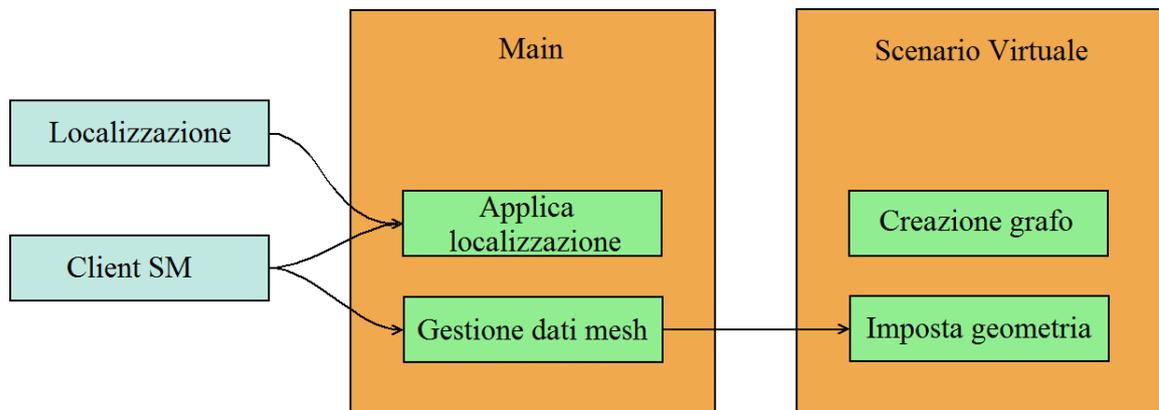


Figura 24 Dettaglio sullo scambio dei dati tra i blocchi del software MixedRealityView

In *applica localizzazione* del main vengono raccolte le matrici provenienti dalla localizzazione ottica e dalla localizzazione elettromagnetica e viene effettuato il calcolo della matrice di trasformazione finale. Nello specifico:

- Carica il puntatore alla matrice di trasformazione per il tracking
- Preleva la matrice di calibrazione (costante) ${}^{FO}T_{FS}$ ottenuta dalla calibrazione del frame e salvata come dato costante
- Preleva la matrice dei marker ottici (dinamica) ${}^VT_{FO}$ ottenuta dalla localizzazione ottica del visore

- Preleva ed inverte la matrice del sensore frame (dinamica) ${}^A T_{FS}$ ottenuta tramite shared memory dalla localizzazione elettromagnetica del navigatore chirurgico
- Preleva la matrice del sensore placca (dinamica) ${}^A T_{SP}$ ottenuta tramite shared memory dalla localizzazione elettromagnetica del navigatore chirurgico, in questo caso il sistema di riferimento del sensore coincide con il sistema di riferimento della mesh
- Calcola la matrice finale:

$$V T_P = V T_{FO} * {}^{FO} T_{FS} * {}^A T_{FS}^{-1} * {}^A T_{SP}$$

- Assegna valore della matrice a quella puntata per il tracking

La *gestione dati mesh* contiene diversi metodi che vengono attivati dal segnale inviato dal client in caso siano presenti variazioni nei dati relativi alla mesh, in particolare se è cambiata la struttura, il colore oppure la visibilità.

Per attuare le modifiche vengono chiamati altri metodi presenti nella porzione di software relativo alla gestione della scena virtuale.

La *creazione grafo* usa gli strumenti forniti dalla libreria OpenSG per creare il grafo mostrato in figura.

Con *imposta geometria* vengono definiti i metodi che impostano le caratteristiche della geometria, questi metodi vengono richiamati dal main in caso di cambiamenti della mesh.

Nel paragrafo successivo viene presentato il risultato dell'integrazione svolta presso l'azienda Scopis GmbH di Berlino.

4.9 Integrazione del visore AR nel workflow del software NOVA

Apportate le opportune modifiche software per la comunicazione tramite shared memory e per la manipolazione dei dati, è possibile far scambiare i dati tra i programmi di entrambi i sistemi di localizzazione.

Presso il centro Scopis GmbH di Berlino è stato possibile integrare l'uso del sistema di localizzazione ibrido in un ipotetico workflow chirurgico.

All'apertura del software NOVA viene inizializzata la shared memory e viene fatto partire il software del visore AR (fig. 25).

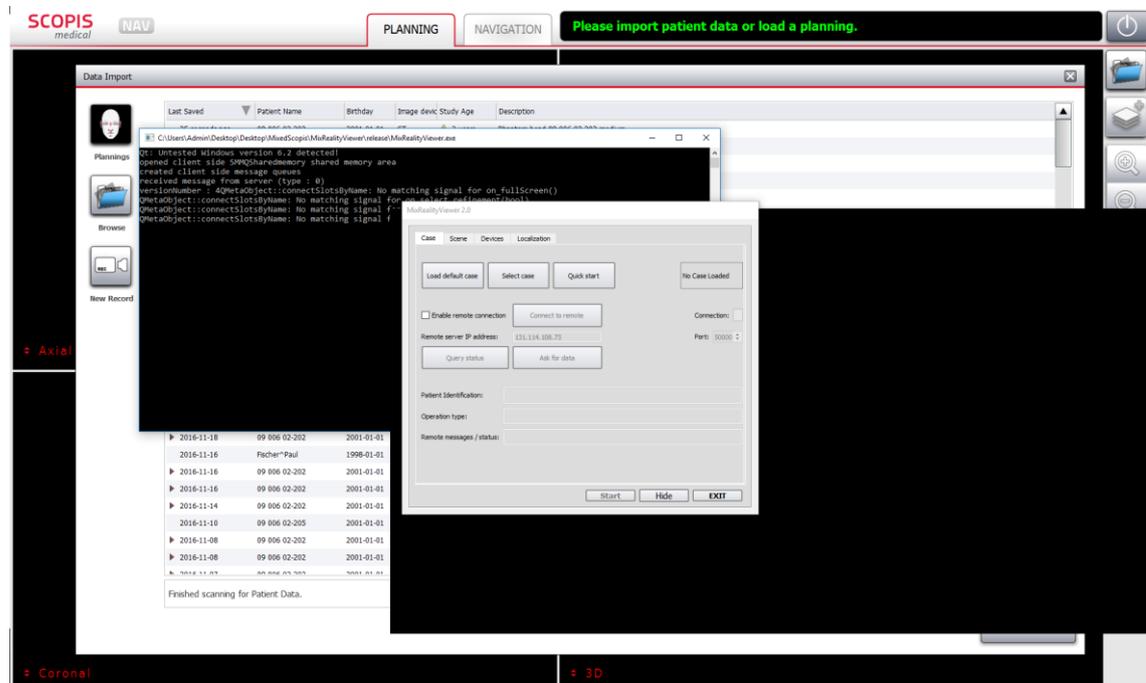


Figura 25 Nello sfondo la schermata di avvio del software NOVA, in primo piano la finestra di avvio di MixedRealityView e finestra del terminale che indica l'avvio della shared memory

Dal software NOVA è possibile selezionare il file DICOM relativo al paziente, in questo esempio viene scelto il file relativo al fantoccio usato in laboratorio (fig. 26).

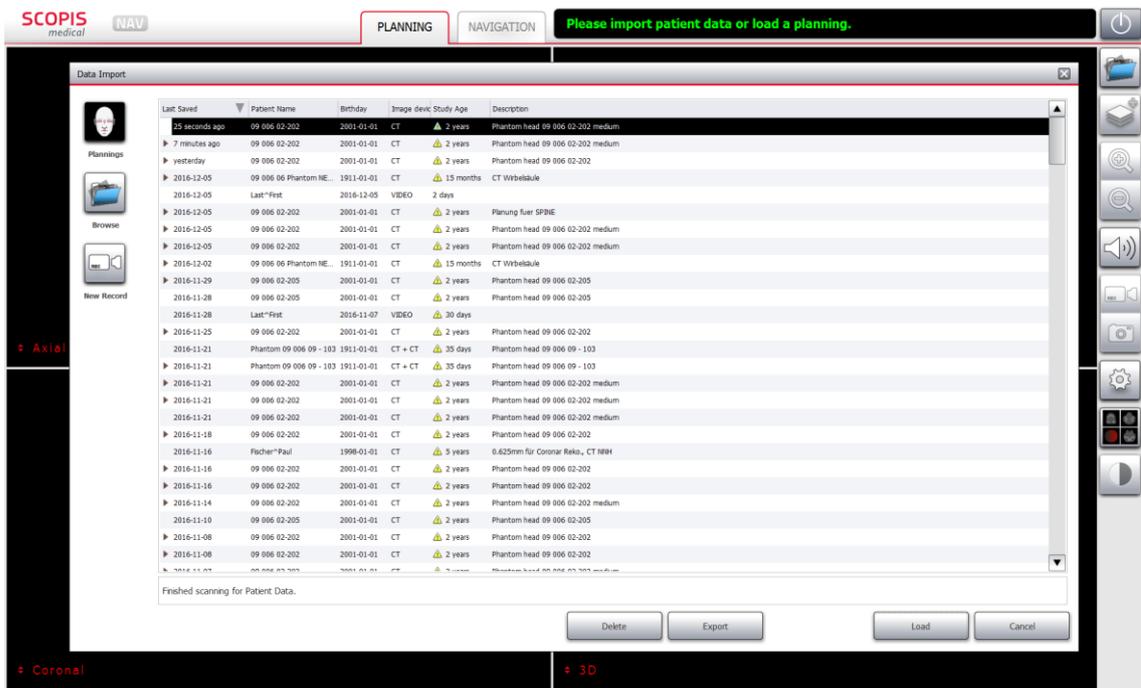


Figura 26 Finestra di selezione del file DICOM nel software NOVA

Viene mostrato il modello 3D sul quale è possibile effettuare la pianificazione dell'intervento (fig. 27).

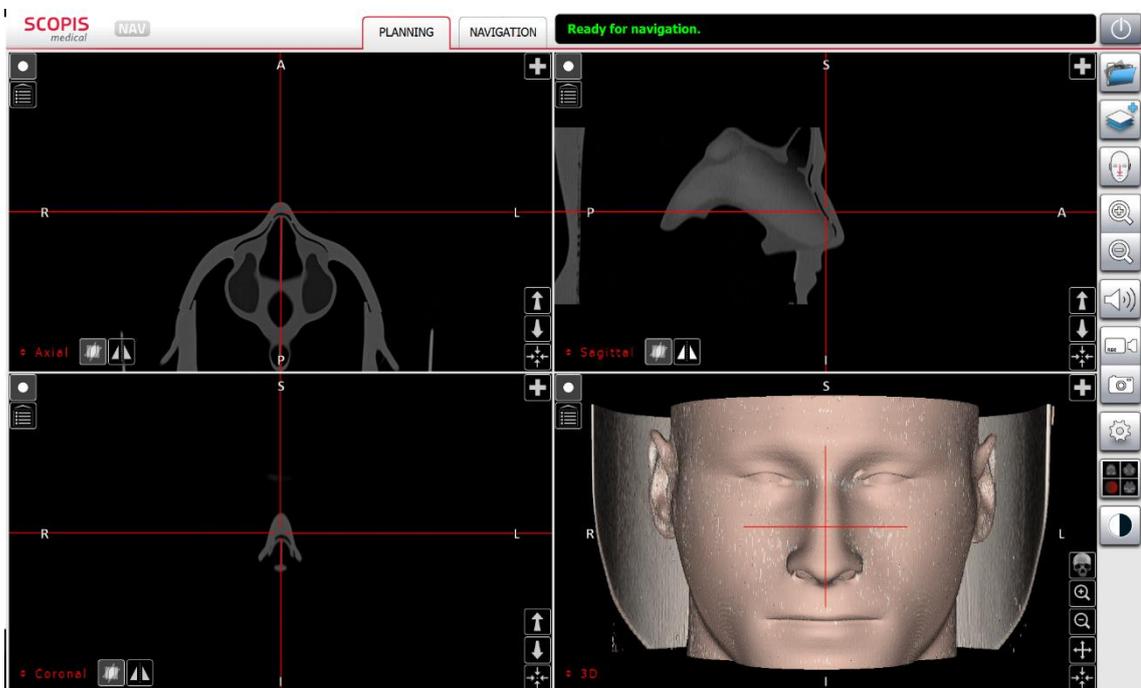


Figura 27 Interfaccia per la segmentazione e la pianificazione dell'intervento

Dal modello si seleziona la regione di interesse tramite segmentazione, in questo caso vengono selezionati manualmente i voxel corrispondenti al naso del paziente (fig. 28).

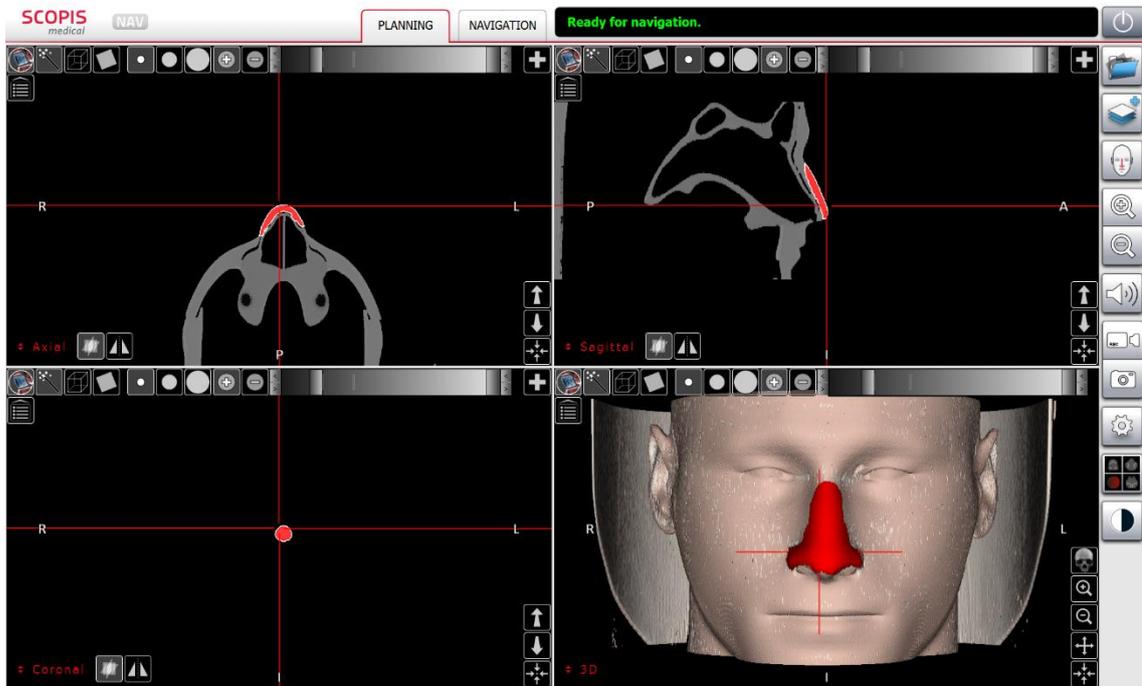


Figura 28 In rosso la porzione anatomica segmentata manualmente

Dopo aver definito il volume di interesse, è possibile associare un sensore elettromagnetico a tale struttura (fig. 29).

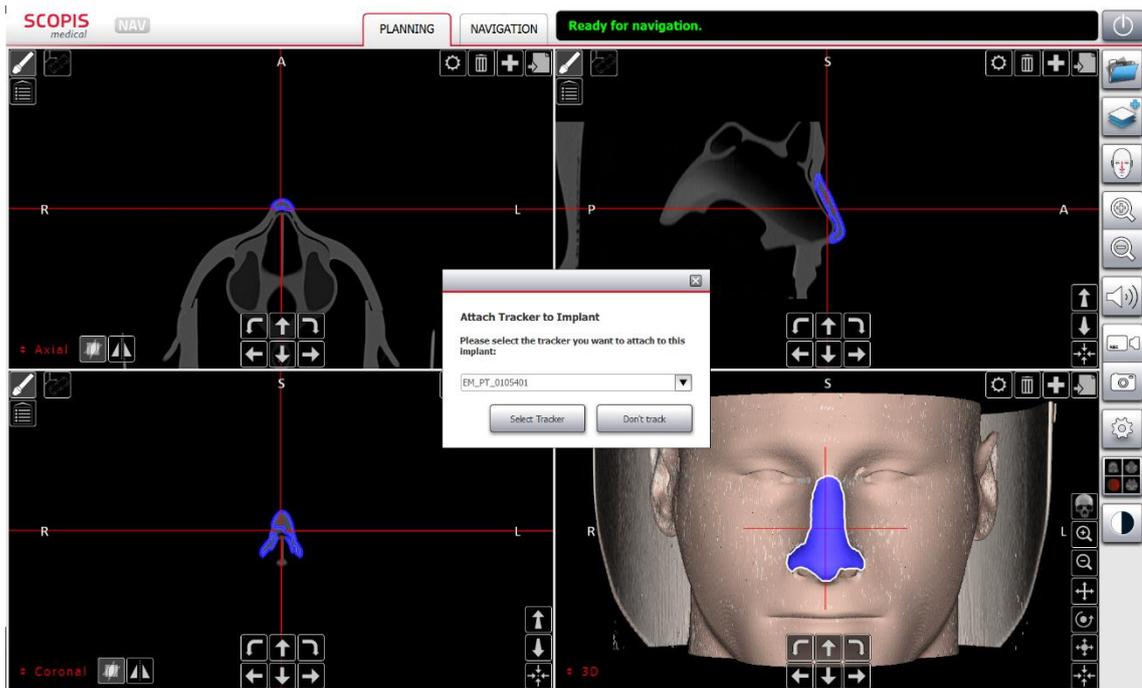


Figura 29 Finestra di pianificazione per la selezione del tracker elettromagnetico da associare alla porzione segmentata (in blu)

Per effettuare il tracking del sensore associato alla struttura segmentata nel sistema di riferimento radiologico è necessario conoscere la relazione tra il sensore e tale sistema di riferimento (image to patient registration). Per effettuare tale

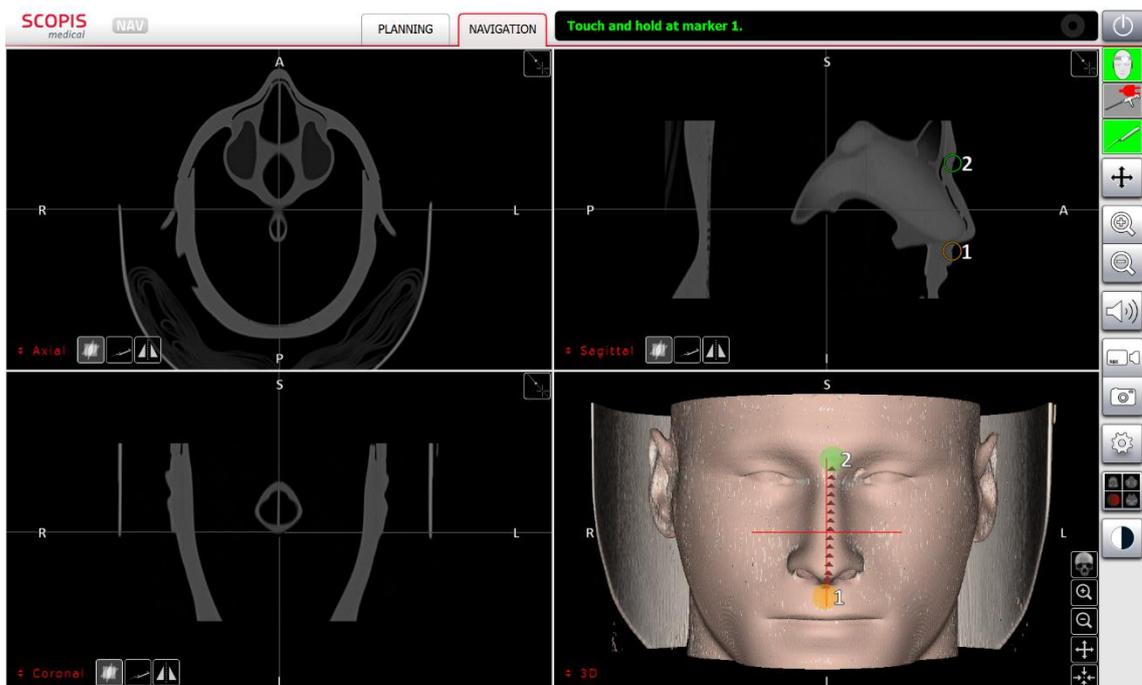


Figura 10 Interfaccia per la registrazione guidata del paziente, in particolare viene mostrato il primo passaggio che prevede il far scorrere il puntatore da 1 (arancione) a 2 (verde) lungo il profilo del naso

registrazione è necessario posizionare un altro sensore elettromagnetico solidale al cranio del paziente.

Fatto ciò il software consente l'uso di vari algoritmi di registrazione tra i quali è possibile scegliere il più appropriato in base al tipo di volume che si vuole registrare.

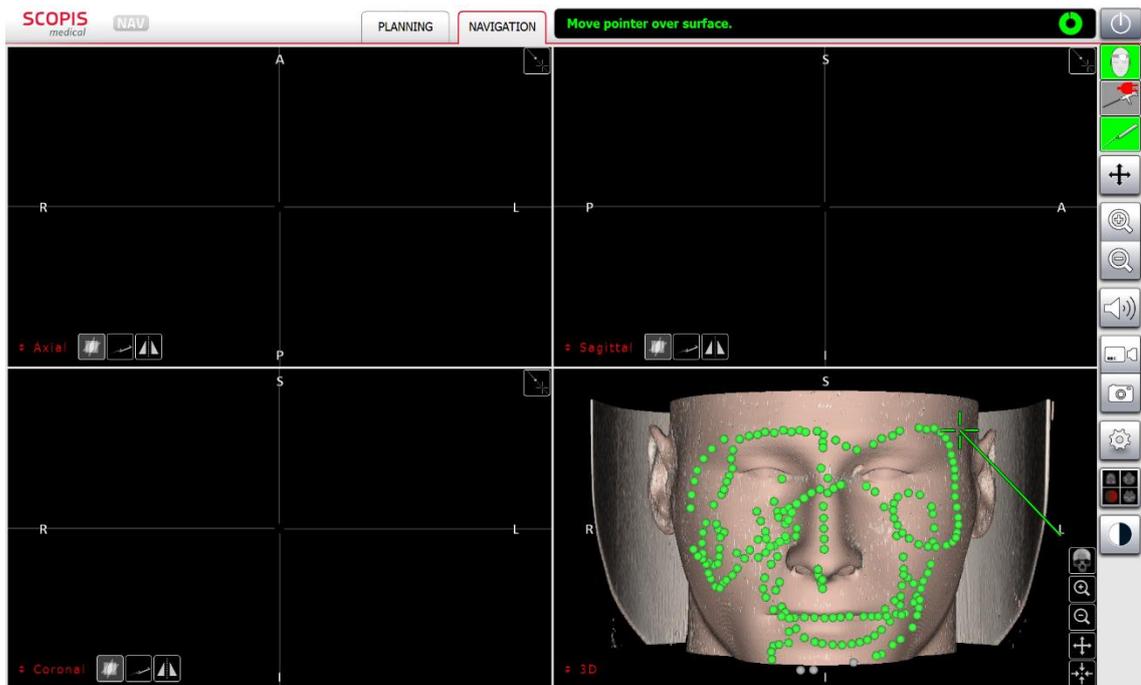


Figura 11 Secondo passaggio della registrazione, vengono mostrati i punti acquisiti scorrendo il puntatore sul volto del paziente, la procedura termina quando il numero di punti acquisiti è sufficiente per registrare il paziente con un dato errore

In questo caso viene fatta una registrazione di superficie in due passaggi.

Il primo passaggio (fig. 30) prevede una prima registrazione tramite feature, in particolare viene acquisito tramite puntatore EM il profilo del naso sul paziente.

Il secondo passaggio (fig. 31) effettua la registrazione di superfici, che si effettua facendo scorrere il puntatore sul volto del paziente finché il numero di punti acquisiti dal software è sufficiente per registrare il cranio del paziente con un errore accettabile.



Figura 12 Interfaccia dopo la registrazione e pronta per l'utilizzo in modalità navigazione

Terminata con successo la registrazione, il volume pianificato associato al sensore elettromagnetico, è registrato al paziente. Il sistema è quindi pronto per funzionare in modalità di navigazione (fig. 32).

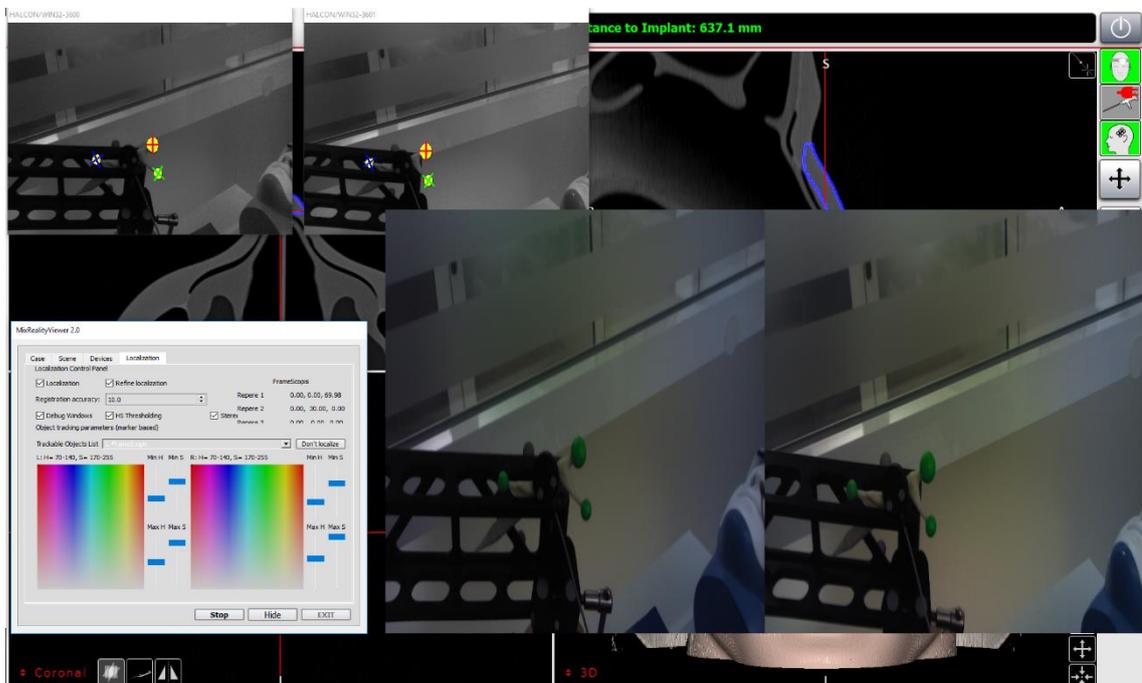


Figura 13 In alto a sinistra due finestre (telecamera sinistra e destra) che mostrano la segmentazione effettuata al fine di localizzare e identificare i marker, in basso a sinistra un'interfaccia per modificare i parametri di colore usati per la segmentazione, in primo piano in basso a destra le immagini inviate al

A questo punto sono state integrate le funzionalità del visore AR, che consentono la visualizzazione di tale volume non solo nello scenario virtuale, come mostrato in precedenza, ma anche nello scenario reale.

Rivolgendo il visore verso il frame di calibrazione (fig. 33), questo viene riconosciuto come mostrato in figura, ma non è in grado di rappresentare il modello virtuale, poiché il sensore elettromagnetico del frame si trova fuori dall'area di lavoro.

Portando il frame in prossimità del paziente è possibile visualizzare la struttura segmentata associata al sensore elettromagnetico (fig. 34).



Figura 14 Le immagini sinistra e destra mandate al visore AR per fornire una visione stereoscopica della scena, in blu la struttura virtuale generata dalla segmentazione in fase di pianificazione, il sensore associato ad esso è posto all'interno del naso del fantoccio

Inoltre se si sposta il frame di calibrazione la posizione del modello virtuale resta coerente al fantoccio, questo perché in tempo reale dal sistema di localizzazione elettromagnetica viene fornita l'informazione relativa alla posa tra il sensore del frame e il sensore associato alla struttura virtuale (fig. 35).

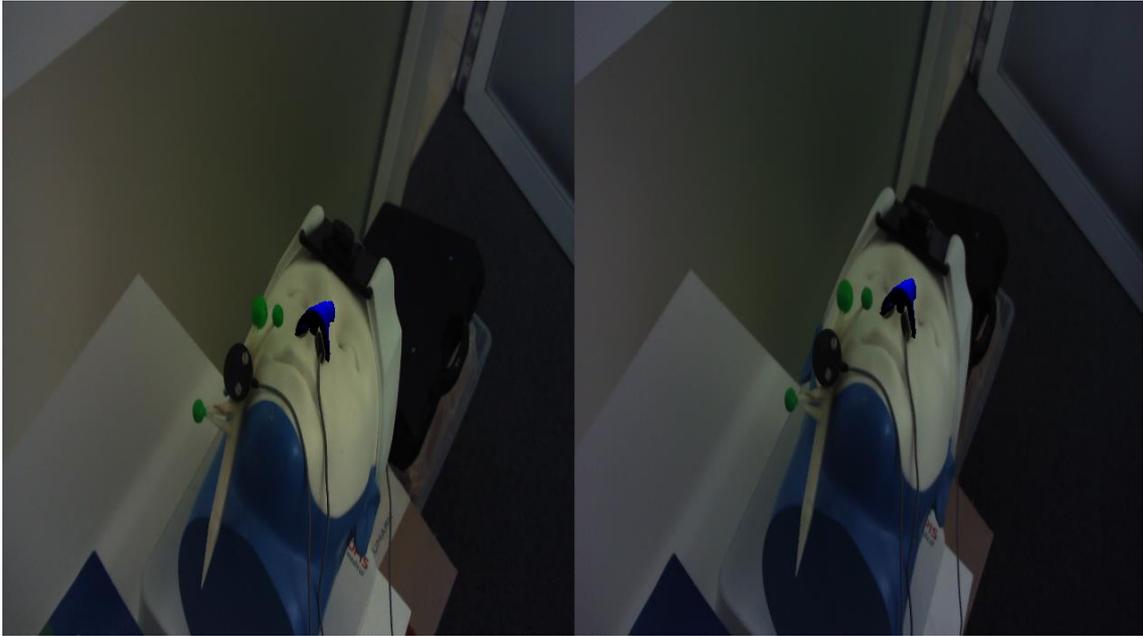


Figura 15 La struttura virtuale resta solidale al paziente nonostante sia stato spostato il frame e il punto di vista delle telecamere

La posizione del modello virtuale, infatti, è solidale solamente al sensore elettromagnetico associato durante la registrazione al paziente, come mostrato in figura 36. Se si sposta tale sensore anche il modello virtuale lo seguirà (la registrazione non è più valida).

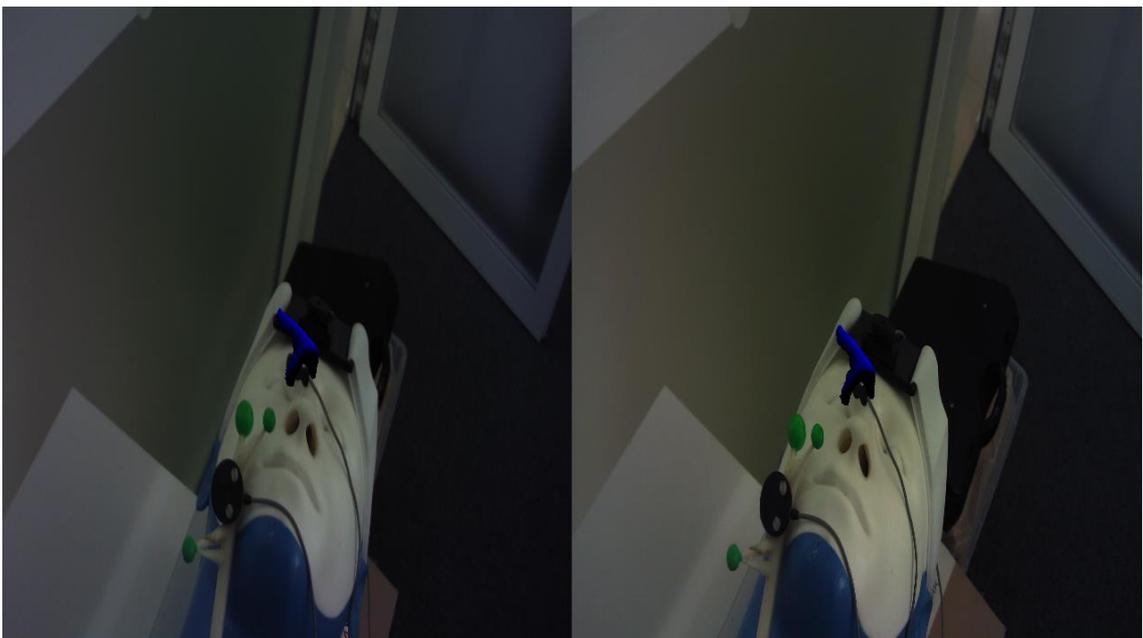


Figura 16 L'elemento virtuale segue lo spostamento del sensore elettromagnetico associato

Nel prossimo capitolo verrà presentato il setup sperimentale per la misura dell'accuratezza del sistema di localizzazione ibrido alla base dell'applicazione di realtà aumentata.

Capitolo 5

Realizzazione di un setup per simulazione chirurgica

5.1 Intervento chirurgico per il riposizionamento del mascellare superiore

Un'ipotetica situazione di utilizzo di questo tipo di tracking ibrido è l'intervento maxillofacciale per il riposizionamento del mascellare superiore, in particolare una nuova tecnica che prevede di effettuare solo una piccola incisione sotto il labbro superiore e da tale incisione effettuare il taglio e il riposizionamento del mascellare tramite l'uso di placche di compressione da fissare in punti e posizioni specifiche del cranio [16].

In tale fase può tornare utile il sistema ibrido in quanto la procedura viene effettuata sottopelle e quindi non direttamente visibile all'occhio del chirurgo, usando solamente il tracking elettromagnetico dovrà spostare la vista dal paziente al monitor numerose volte per verificare il corretto posizionamento, invece usando il sistema con il visore AR si potrà visualizzare la placca e la posizione pianificata contestualmente al paziente.

5.2 Prova di laboratorio per la simulazione dell'intervento

Per realizzare il setup è necessario costruire un modello di cranio dotato di pelle sintetica che simuli la struttura del labbro superiore.

Per far ciò si è usato un cranio stampato in 3D sul quale è stato applicato uno strato di pelle artificiale (fig.37).



Figura 17 Modello di cranio sul quale è stato applicato uno strato di pelle artificiale che simula la conformazione del labbro superiore

Ottenuta la matrice di trasformazione che registra la placca al sensore (${}^P T_{SP}$) come spiegato in dettaglio nel paragrafo 4.4, è possibile procedere con la simulazione dell'intervento.



Figura 18 Setup sperimentale per la simulazione dell'intervento di osteotomia Le Fort I mini-invasivo

Il fantoccio presenta tre sfere rosse che fungono da marker per la localizzazione ottica, ciò ci consente di applicare una seconda struttura virtuale solidale al fantoccio, tale struttura raffigura la placca nella posizione designata in fase di pianificazione dell'intervento (fig. 39).

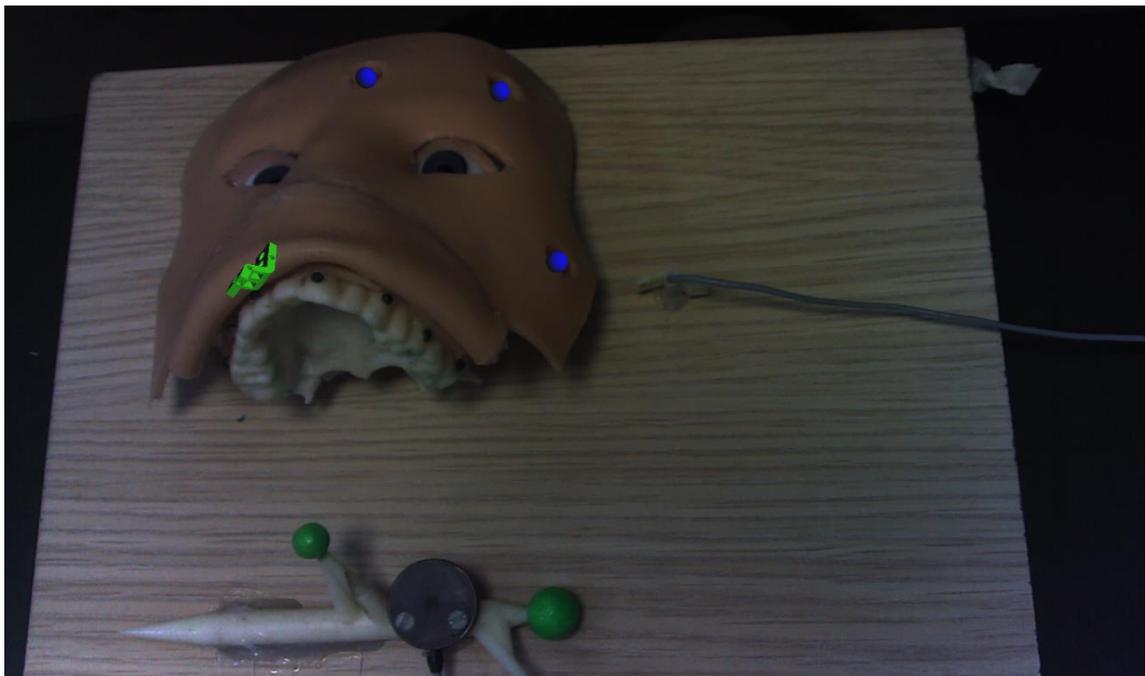


Figura 19 In verde la posizione finale desiderata della placca al termine dell'intervento, in blu i marker fissati sul cranio per la localizzazione ottica

Si procede quindi simulando l'intervento praticando un'incisione sul labbro superiore.

Successivamente da tale apertura viene fatto passare lo strumento che separerà il mascellare superiore dal resto del cranio, in modo da poterlo riposizionare.

Nel nostro caso il manichino presenta il mascellare superiore già separato dal resto del cranio.

Una volta separato il mascellare superiore è necessario fissarlo tramite opportune placche di compressione.

La placca con il sensore viene introdotta tramite la fessura sul labbro (fig. 40).

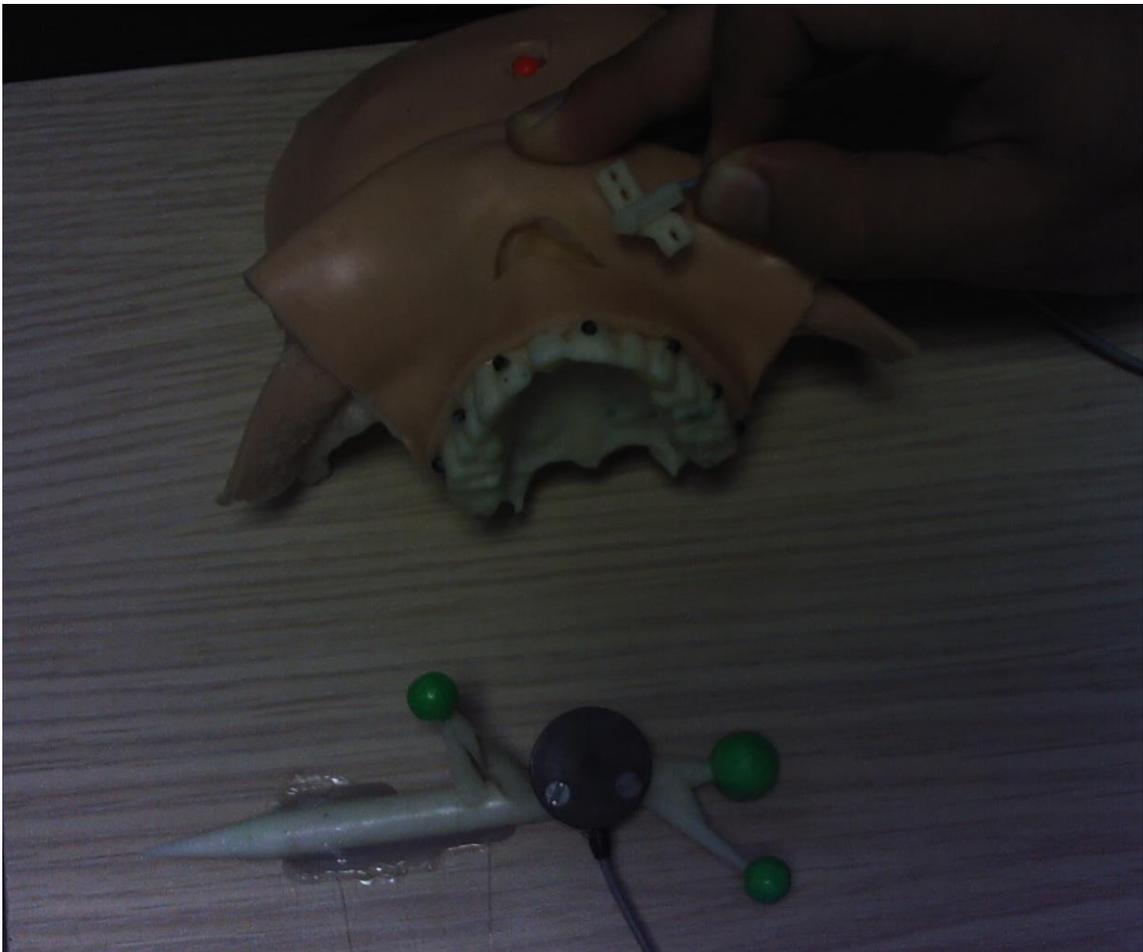


Figura 20 Inserimento della placca sensorizzata tramite la fessura praticata sotto il labbro superiore

Inserita la placca viene attivato il visore AR che ci consentirà di visualizzare la sua posizione effettiva e di visualizzarla assieme al target pianificato in fase preoperatoria (fig. 41).

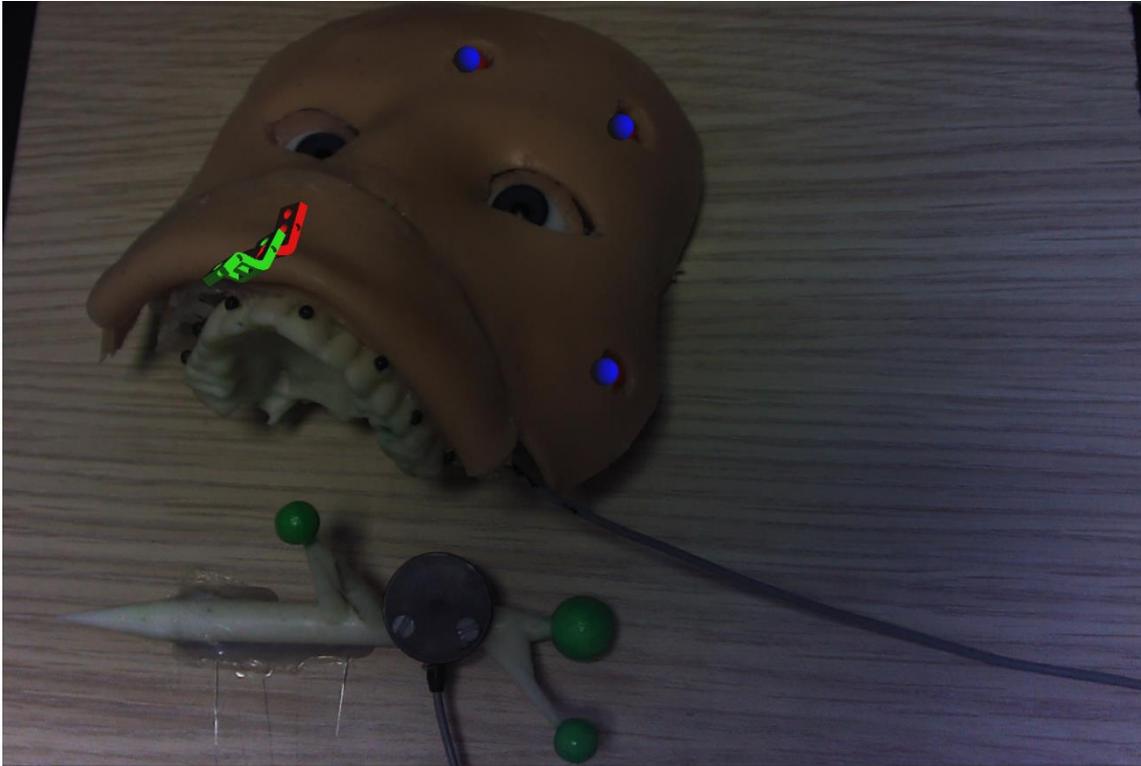


Figura 21 In rosso la posizione attuale della placca e in verde la posizione pianificata

Dopo aver portato la placca nella posizione desiderata è possibile fissarla alle ossa applicando le viti negli appositi fori ed infine separare il sensore dalla placca facendo leggermente leva sull'incastro.

5.3 Misure sulla precisione del sistema

Il sistema complessivo segue una serie di trasformazioni che portano il sistema di riferimento del sensore elettromagnetico nel sistema di riferimento del visore AR. Per ogni trasformazione si avrà un certo errore legato alla precisione degli strumenti usati.

La discrepanza tra modello virtuale e placca reale è l'errore complessivo, questo è generato dall'insieme degli errori prodotti dai vari passaggi.

Per misurare l'errore complessivo del sistema si è posizionato il sensore e lo strumento di calibrazione su un piano in diverse configurazioni, acquisendo di volta in volta immagini con e senza realtà aumentata.

Sono state confrontate 15 diverse coppie di immagini cambiando per ognuna di esse la posizione del sensore, del frame di calibrazione e della telecamera.

Per ogni coppia di immagini sono state identificate sei diverse feature facilmente identificabili, in questo caso sono stati scelti i vertici della placca.

Identificate le feature è stato valutato il rispettivo Target Visualization Error (TVE) come la distanza in pixel tra il baricentro delle feature sulla placca virtuale e il baricentro delle feature sulla placca reale.

I risultati ottenuti sono mostrati nella seguente tabella:

<i>Feature</i>	<i>F1</i>	<i>F2</i>	<i>F3</i>	<i>F4</i>	<i>F5</i>	<i>F6</i>	<i>TVE2D</i>	<i>TVE3D</i>
<i>Misure</i>	<i>[px]</i>	<i>[mm]</i>						
1	3,6	3,6	5,1	4,1	6,1	6	4,5	1,58
2	7,1	7,1	8,6	9,4	10,8	10,8	8,5	2,90
3	3,6	3,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,1	0,80
4	3,2	5,1	5,4	5,4	3	4	4,3	1,61
5	4	4,1	5	5,1	2	3	3,8	1,66
6	6	7	6,3	5,4	3	4,5	5,3	2,27
7	4,5	6,1	5,8	5,8	6,1	7,1	5,8	2,65
8	7	6,1	5,4	5,4	5	4,5	5,4	1,65
9	3,6	2,8	3,6	3,2	4,1	2,2	2,4	0,78
10	4,5	4,2	6,1	6	2	1,4	3,2	1,24
11	3,2	1,4	3,6	4	2	1,4	1,8	0,66
12	14,3	15,2	15,8	16,6	9,2	9,2	13,3	3,90
13	11,4	13,6	14,2	12	7,8	10,6	11,6	3,59
14	22,2	23,2	24,3	22,4	23,1	22,2	22,9	7,74
15	11,2	10,2	8	7,1	7,3	7,1	8,4	2,57

Tabella 1 Dalla colonna F1 a F6 la distanza in pixel tra le rispettive feature nelle diverse immagini. La colonna TVE2D mostra le distanze in pixel tra i baricentri delle feature in ogni immagine acquisita. La colonna TVE3D mostra la stima in millimetri dell'errore di visualizzazione nello spazio per ogni immagine acquisita.

Il TVE relativo alle immagini rappresenta una stima dell'offset tra reale e virtuale sul piano dell'immagine che è uno spazio bidimensionale, al fine di ottenere una stima dell'errore nello spazio tridimensionale è possibile applicare la seguente formula:

$$TVE3D \cong \frac{TVE2D Z}{k f}$$

Dove k è il fattore di scala della telecamera relativo al numero di pixel per unità di misura che nel nostro caso vale $4.8 \mu\text{m}$, f è la distanza focale di circa 3.7mm , Z è la distanza di lavoro stimata in ogni acquisizione.

Con il TVE3D è possibile quindi dare una stima dell'errore di visualizzazione nello spazio ad una determinata distanza dall'osservatore.

Dalle misure risulta che il TVE3D medio è $2,37 \text{ mm}$ con deviazione standard $1,78 \text{ mm}$, tale risultato è dovuto all'insieme degli errori prodotti dai passaggi effettuati per ottenere la matrice di trasformazione complessiva.

Infatti abbiamo vari fattori che incidono sull'errore di visualizzazione:

1. L'errore della localizzazione ottica, dovuto alle variazioni di luminosità nell'ambiente, ombre o occlusioni che alterano la localizzazione dei marker.
2. L'errore di localizzazione elettromagnetica per la misura della posa sia del sensore sul frame sia il sensore associato alla placca, causato da interferenze del campo elettromagnetico causate da elementi metallici o dispositivi elettronici presenti nella stanza.
3. L'errore di registrazione della placca, dovuto alla precisione del puntatore usato per misurare la posizione dei punti fiduciali e da

eventuali errori nella stampa degli stessi punti sulla placca rispetto a quelli pianificati nel modello CAD.

4. L'errore di calibrazione del frame, deriva dagli errori commessi nell'acquisizione delle varie posizioni del frame.

Capitolo 6

Conclusioni

6.1 Risultati e prospettive future

Nell'ambito della navigazione chirurgica supportata da piattaforma per la realtà aumentata si ha sovente la necessità di dover localizzare strumenti chirurgici e strutture anatomiche non direttamente visibili, in tal caso metodiche di tracking ottico risultano non adeguate. In talune procedure di chirurgia maxillofacciale vi è in particolare la necessità di visualizzare in tempo reale la posizione e l'orientamento di placche di compressione per ricostruzione maxillofacciale, che non possono essere direttamente localizzate da un sistema di tracking ottico.

L'obiettivo della tesi è stato quindi quello di integrare un dispositivo di visualizzazione per realtà aumentata che fa uso del sistema di localizzazione ottico con un navigatore chirurgico basato sul tracking elettromagnetico.

Per realizzare il sistema ibrido è stato costruito un elemento detto frame di calibrazione che è visibile contemporaneamente dal sistema di localizzazione ottica che da quello elettromagnetico, inoltre è stato necessario implementare una shared memory per permettere la comunicazione tra i software.

Infine per validare il sistema ibrido sono state effettuate delle prove qualitative come l'integrazione nel workflow chirurgico del navigatore commerciale e la simulazione dell'intervento di osteotomia Le Fort I su fantoccio. Dal punto di vista qualitativo sono state fatte inoltre delle misure per la stima dell'errore di visualizzazione nello spazio tridimensionale.

Le prove esposte sopra dimostrano che è possibile l'uso di un visore AR con un sistema di tracking ibrido in ambito chirurgico.

I principali vantaggi che esso comporta sono: la possibilità di visualizzare in realtà aumentata le strutture nascoste, la possibilità di visualizzare tali strutture contestualmente al paziente e tutto ciò al fine di ridurre la perdita di coordinazione occhio-mano, l'uso di un visore AR stereoscopico che incrementa la percezione della tridimensionalità e quindi le capacità di eseguire correttamente passaggi chirurgici e inoltre la possibilità di visualizzare altri elementi virtuali come gli obbiettivi chirurgici determinati in fase di pianificazione.

Il sistema è però limitato da fattori tecnici come: la frequenza di aggiornamento del visore e la sua risoluzione video, la frequenza con cui vengono trasferite le informazioni in termini di matrici di trasformazione geometrica e gli errori dovuti all'uso di un tracking ottico nel campo del visibile. Sarebbe opportuno pertanto studiare sistemi di tracking ottico più robusti alle condizioni di illuminazione. Lo sviluppo, inoltre, di un software che possa accedere direttamente sia al visore che all'emettitore consentirebbe di saltare il passaggio dalla shared memory.

Attualmente i sistemi ibridi comportano un costo maggiore rispetto ai singoli sistemi e l'aumento della strumentazione presente in sala.

Tuttavia il progressivo miglioramento delle tecnologie in termini di sensori, visori e telecamere sicuramente renderà possibile in un futuro prossimo migliori prestazioni e la riduzione sia dei costi sia dell'ingombro.

Appendice

A - Calibrazione Hand-Eye

In robotica non è raro l'uso di sensori per la misura e il controllo dei movimenti dei bracci robotici [17]. Quando un sensore viene montato sull'attuatore del robot la prima cosa che si vuole determinare è quale relazione intercorre tra il sensore e l'attuatore.

La determinazione di questa relazione è definita come Hand-Eye calibration problem. Consiste nel risolvere una equazione di matrici omogenee del tipo:

$$AX = XB \quad (1)$$

Si consideri lo spostamento del sistema costituito dal sensore ed attuatore in due distinte posizioni i e $i + 1$

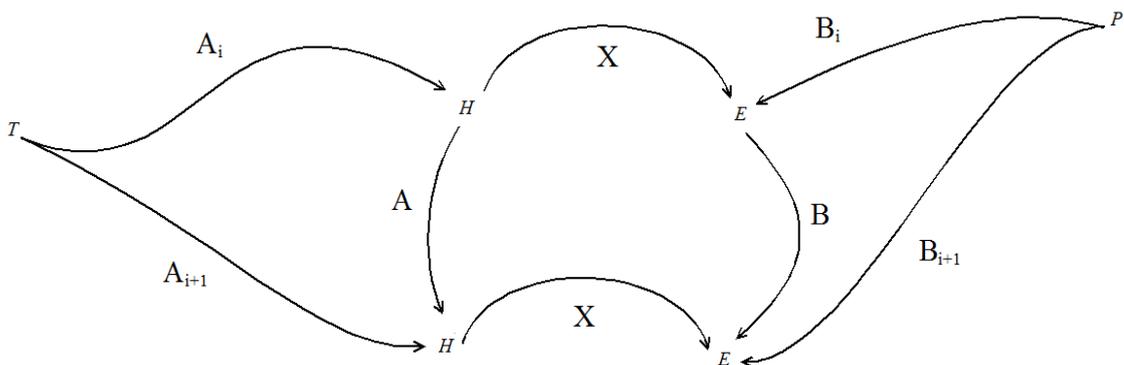


Figura 22 Schema delle trasformazioni che descrivono lo spostamento da una posizione i a $i+1$

Il termine A sarà la matrice di trasformazione che porta l'attuatore (H) dalla posizione i ad $i + 1$, allo stesso modo B sarà la matrice di trasformazione relativa allo spostamento del sensore (E) tra le due posizioni.

Il termine X indica la trasformazione tra attuatore e sensore.

Le matrici A e B vengono calcolate come segue:

$$A = A_{i+1}A_i^{-1} \quad (2)$$

$$B = B_{i+1}B_i^{-1} \quad (3)$$

Dove:

- A_i indica la trasformazione dell'attuatore rispetto al riferimento T alla posizione i -esima
- B_i indica la trasformazione del sensore rispetto al riferimento P alla posizione i -esima

Esistono vari approcci per la risoluzione dell'equazione (1), il più semplice, prevede la scomposizione in due equazioni, separando le matrici di rotazione dalle traslazioni:

$$R_A R_X = R_X R_B \quad (4)$$

$$(R_A - I)t_X = R_X t_B - t_A \quad (5)$$

Dove

- R_A , R_B e R_X sono le matrici di rotazione relative ad A , B e X
- t_A , t_B e t_X sono i vettori di traslazione relativi ad A , B e X
- I è la matrice identità 3x3

Una delle proprietà delle matrici di rotazione è avere uno dei suoi autovalori pari ad 1, sia n_B l'autovettore relativo a quel autovalore in B e si moltiplichi a destra nell'equazione (4), ottenendo:

$$R_A R_X n_B = R_X R_B n_B$$

$$R_A R_X n_B = R_X n_B$$

Da cui deduciamo che l'autovettore relativo alla matrice A sarà:

$$n_A = R_X n_B \quad (6)$$

Quindi possiamo concludere che risolvere un'equazione del tipo $AX = XB$ equivale a risolvere le equazioni (5) e (6), inoltre per ottenere un risultato univoco sarà necessario valutare almeno due spostamenti quindi tre diverse posizioni del sistema sensore-attuatore.

In sintesi, risolvere il problema della calibrazione Hand-Eye consiste nel risolvere un sistema di n equazioni del tipo:

$$\left\{ \begin{array}{l} A_{12}X = XB_{12} \\ \vdots \\ A_{i\ i+1}X = XB_{i\ i+1} \\ \vdots \\ A_{n\ n+1}X = XB_{n\ n+1} \end{array} \right.$$

Dove n sono il numero di spostamenti misurati.

Bibliografía

- [1] T. Tamiya, M. Kawanishi e S. Guo, «Skull Base Surgery using Navigation Microscope,» *2011 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME)*, pp. 185-187, 2011.
- [2] A. D. León-Cuevas, S. Tovar-Arriaga, E. Gorrostieta-Hurtado, L. López-Vallejo, J. M. Ramos-Arreguín e H.-. M. Barragán-Campos, «Tool calibration with an optical tracker for skull,» *2015 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)*, pp. 149-154, 2015.
- [3] K. R. Gundle, J. K. White, E. U. Conrad e R. P. Ching, «Accuracy and Precision of a Surgical Navigation System: Effect of Camera and Patient Tracker Position and Number of Active Markers,» *The Open Orthopaedics Journal*, vol. 11, n. (Suppl-3, M4), pp. 493-501, 2017.
- [4] W. Birkfellner, J. Hummel, E. Wilson e K. Cleary, «Tracking Devices,» in *Image-Guided Interventions: Technology and Applications*, Springer Science & Business Media, 2008, pp. 23-37.
- [5] D. Oyama, Y. Adachi, M. Higuchi e G. Uehara, «Magnetic Marker Localization System Using a Super-Low-Frequency Signal,» *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 50, n. 11, 2014.
- [6] R. T. Azuma, «A Survey of Augmented Reality,» *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 6, n. 4, pp. 355-385, August 1997.
- [7] L. Ma, Z. Zhao, F. Chen, B. Zhang, L. Fu e H. Liao, «Augmented reality surgical navigation with ultrasound-assisted registration for pedicle screw placement: a pilot study,» *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 12, n. 12, pp. 2205-2215, 2017.

- [8] F. Cutolo, P. D. Parchi e V. Ferrari, «Video See Through AR Head-Mounted Display for Medical Procedures,» *2014 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, pp. 393-396, 2014.
- [9] I. Cheng, R. Shen, R. Moreau, V. Brizzi, N. Rossol e A. Basu, «An Augmented Reality Framework for Optimization of Computer Assisted Navigation in Endovascular Surgery,» *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5647 - 5650, 2014.
- [10] C. He, Y. Liu e Y. Wang, «Sensor-Fusion Based Augmented-Reality Surgical Navigation System,» *2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*, pp. 1-5, 2016.
- [11] P. Vávra, J. Roman, P. Zonča, P. Ihnát, M. Němec, J. Kumar, N. Habib e A. El-Gendi, «Recent Development of Augmented Reality in Surgery: A Review,» *Journal of Healthcare Engineering*, 2017.
- [12] G. Badiali, V. Ferrari, F. Cutolo, C. Freschi, D. Caramella, A. Bianchi e C. Marchetti, «Augmented reality as an aid in maxillofacial surgery: Validation of a wearable system allowing maxillary repositioning,» *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, vol. 1, n. 42, pp. 1970-1976, 2014.
- [13] F. Hernández-Alfaro e R. Guijarro-Martínez, «“Twist Technique” for Pterygomaxillary Dysjunction in Minimally Invasive Le Fort I Osteotomy,» *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 71, n. 2, pp. 389-392, 2013.
- [14] K.S.Arun, T.S.Huang e S.D.Blostein, «Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets,» *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 9, n. 5, pp. 698-700, 1987.
- [15] I. Gaztanaga, «Boost Interprocess,» [Online]. Available: <http://www.boost.org/doc/libs/master/doc/html/interprocess.html>.
- [16] F. Hernández-Alfaro e R. Guijarro-Martínez, «“Twist Technique” for Pterygomaxillary Dysjunction in Minimally Invasive Le Fort I Osteotomy,» *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, vol. 7, n. 1, pp. 389-392, 2013.

[17] R. Horaud e F. Dornaika, «Hand-eye Calibration,» *International Journal of Robotics Research*, vol. 3, n. 14, p. 195–210, 1995.

Ringraziamenti

Ringrazio i miei relatori, prof. Ferrari e Ing. Cutolo, per avermi concesso l'opportunità di preparare la tesi presso il centro EndoCAS e per il continuo supporto fornito durante il periodo di realizzazione.

Ringrazio i ricercatori e dottorandi del centro EndoCAS, per il supporto tecnico e per la loro simpatia e cordialità.

Ringrazio Christopher Oezbek e tutto il team di Scopis GmbH, per avermi accolto nella loro azienda e per la collaborazione e disponibilità mostrate durante la mia permanenza a Berlino.

Ringrazio la mia famiglia, per avermi supportato e incoraggiato durante tutto il percorso di studi e per avermi sopportato durante gli ultimi mesi di stesura della tesi.

Ringrazio gli amici e i colleghi che mi sono stati accanto, per il sostegno morale e l'affetto che mi hanno dimostrato negli anni.