

Un sistema multiprocessore per la simulazione della chirurgia sull'osso temporale

Marco Agus Andrea Giachetti Enrico Gobbetti Gianluigi Zanetti
Antonio Zorcolo
CRS4

VI Strada Ovest, Z. I. Macchiareddu, I-09010 Uta (CA), Italy
{magus,giach,gobbetti,zag,zarco}@crs4.it –
<http://www.crs4.it>

6 febbraio 2003

Sommario

Nel presente articolo si presenta un simulatore per l'addestramento alla chirurgia dell'osso temporale. Il sistema si basa su modelli volumetrici direttamente derivati da dati 3D di TAC e MR. Il ritorno di sensazioni in tempo reale viene fornito all'utente per mezzo di tecniche di rendering volumetrico e di modellazione di sensazioni aptiche. I vincoli nelle prestazioni imposti dal sistema percettivo umano sono soddisfatti sfruttando il parallelismo attraverso il disaccoppiamento della simulazione su una piattaforma di PC multi-processore. In quest'articolo, vengono descritti in dettaglio i componenti del sistema e lo stato attuale dell'integrazione dei medesimi.

1 Introduzione

La chirurgia moderna è oggetto in questi ultimi anni di una notevole trasformazione, i cui aspetti principali possono essere riassunti nei punti seguenti.

- **Forte diffusione delle tecniche chirurgiche minimamente invasive.** La forte diffusione di queste tecniche ha portato ad un notevole miglioramento della qualità della cura, al costo di un notevole aumento della complessità tecnica degli interventi ed una conseguente significativa crescita del tempo necessario all'apprendimento delle procedure relative [7].
- **Diminuzione del tempo disponibile per l'addestramento.** Il periodo di evoluzione delle tecnologie mediche si sta accorciando continuamente, ed è ora arrivato ad essere molto più corto della durata media della vita professionale di un chirurgo. Come conseguenza, è sorta, e sta diventando sempre più pressante, la necessità di seguire corsi di aggiornamento anche per i chirurghi nel pieno dell'attività lavorativa. Ovviamente questo pone vincoli temporali molto forti sul tempo disponibile per le attività di addestramento.
- **Cambio nelle modalità di addestramento.** Tradizionalmente, gli apprendisti chirurghi si addestravano prima su cadaveri, poi su animali ed infine sui primi pazienti. Per una serie di ragioni, legate principalmente ad un cambiamento sostanziale nella sensibilità dell'opinione pubblica, questa modalità di addestramento sta diventando impraticabile. Nel caso specifico dell'Italia, ad esempio, la legislazione non consente l'utilizzo dei cadaveri per esercitazioni chirurgiche, fatta eccezione per precedenti specifiche (ed improbabili) donazioni "in vita".
- **Aumento della responsabilità legali del medico.** È profondamente cambiata la percezione dell'attività dei medici da parte dell'opinione pubblica. Fino a pochi anni fa il chirurgo era sostanzialmente visto come un benefattore a cui era consentito sbagliare – anche se raramente – ora egli è sempre

più assimilato alla figura di un professionista che, implicitamente, sta lavorando sotto un contratto che prevede la possibilità di un'azione legale da parte del paziente nel caso quest'ultimo non sia soddisfatto degli esiti dell'intervento.

- **Necessità di certificare l'attività professionale.** Un riflesso del passaggio alla *professionalizzazione* della medicina è la necessità di garantire degli standard di qualità chirurgici, ad esempio per assicurare ai pazienti la possibilità di fare confronti tra classi omogenee di professionisti. A questo riguardo, è importante anche l'impatto che stanno avendo sull'opinione pubblica fatti di cronaca quali il presunto aumento dei casi di *malpractice* chirurgica nel sistema sanitario.

Esiste un forte consenso da parte della comunità medica, [17, 6, 9], che per poter gestire al meglio questa evoluzione si renderà necessario un drastico cambiamento delle modalità di addestramento e certificazione finora seguite e che l'uso di simulatori chirurgici basati su tecnologie di realtà virtuale promette di essere una delle componenti principali di questo cambiamento. Infatti, in analogia con quanto avviene nell'industria aeronautica, dove i simulatori sono da decenni strumenti fondamentali nei processi di addestramento e certificazione dei piloti, l'utilizzo di questa tecnologia permette:

- una notevole flessibilità nel calendario di addestramento;
- di graduare le difficoltà degli scenari di addestramento;
- di esporre l'addestrando ad eventi che nella pratica chirurgica sono rari, ma potenzialmente molto pericolosi per la vita del paziente;
- di misurare quantitativamente le *performance* e le skill chirurgiche dell'addestrando.

Esiste ormai una consolidata attività di ricerca nel campo dei simulatori chirurgici basati su tecnologie di realtà virtuale. Nel presente articolo descriviamo il simulatore chirurgico che abbiamo realizzato per l'addestramento alla chirurgia dell'osso temporale [1, 3]. L'importanza di strumenti computerizzati per supportare l'addestramento chirurgico per questo tipo di interventi è stata individuata da un certo numero di gruppi di ricerca, che stanno attualmente sviluppando dei simulatori di realtà virtuale per la chirurgia dell'osso temporale (e.g. [18, 15]). La sezione 2 riassume gli aspetti principali ed i problemi relativi al tipo di chirurgia simulata. La sezione 3 descrive le scelte di progetto relative al sistema ed alle simulazioni in esso contenute. La sezione 4 presenta i vari componenti presenti all'interno del simulatore, mentre la sezione 5 contiene la descrizione dell'implementazione del prototipo ed i risultati.

2 Procedura operatoria

Esiste un vasto numero di procedure chirurgiche sulla base cranica. La mastoidectomia rappresenta la procedura chirurgica che più frequentemente viene eseguita sull'osso temporale. Essa consiste nell'apertura delle cavità pneumatiche presenti dietro l'orecchio e viene eseguita sia per la cura di infezioni croniche presenti all'interno della mastoide (mastoidite), che come via di accesso alle strutture dell'orecchio interno e della fossa cranica posteriore (vedi figura 1). Per questo rappresenta una procedura chirurgica praticata spessissimo da un vasto numero di chirurghi. Per quanto riguarda le difficoltà incontrabili da parte del chirurgo durante questi tipo di procedura, innanzitutto occorre dire che la zona d'intervento presenta un'anatomia notevolmente variabile e che le principali difficoltà sono legate alla necessità di individuare e non ledere strutture importanti come il nervo facciale, il golfo della giugulare e la meninge ("dura madre"). In un tipico ambiente operatorio predisposto per la mastoidectomia, il chirurgo lavora con l'ausilio di un microscopio stereo ed utilizza soprattutto due strumenti chirurgici, una fresa ad elevata velocità, per la lavorazione dell'osso ed un aspiratore, per la rimozione dei liquidi di lavaggio e della pasta d'osso che si forma dalla miscela della polvere d'osso e dei liquidi. Per quanto riguarda le fasi dell'intervento, è stata notata una correlazione tra i vari modi di lavorare con la fresa le caratteristiche e lo spessore, estremamente variabile, dell'osso. Nel caso della fresatura iniziale della corteccia, si notano movimenti rotatori della punta del trapano di circa 0.8 cm, e movimenti laterali di 2-4 cm, mentre movimenti più corti (circa 1-2 cm) con bruschi cambi di direzioni laterali caratterizzano la cinematica della fresa durante la lavorazione

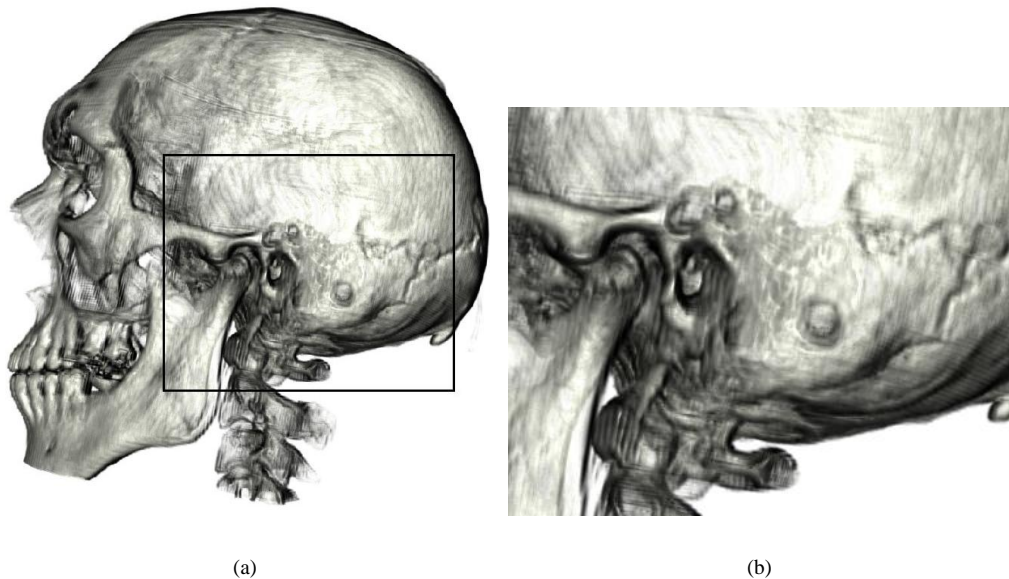


Figura 1: **Anatomia dell'osso temporale:** (a) il riquadro indica la regione interessata dalla mastoidectomia; (b) rappresenta un ingrandimento della scena.

post-corticale. Man mano che la profondità di fresatura aumenta, la zona di lavorazione si riduce da 1 cm fino ad 1 mm, con maggior precisione e cura nel movimento di fresatura, che risulta guidato dai contorni creati nelle fasi precedenti. Durante questa fase la fresatura può essere effettuata anche senza movimenti della fresa, mantenendo una pressione minima sulla superficie.

La mastoidectomia e tutte le procedure ad essa collegate (impiantazione cocleare e rimozione di tumori nel nervo acustico), rappresentano tipici esempi di interventi chirurgici che richiedono un alto livello di destrezza, esperienza e preparazione. Possiedono inoltre un livello crescente di complessità e costituiscono pertanto delle buone basi di partenza per lo sviluppo di simulatori chirurgici specializzati che possono essere di sicura utilità per l'addestramento.

3 Simulazione disaccoppiata

Da un'attenta analisi dei fattori umani coinvolti nelle procedure chirurgiche sulla mastoide si evince che, per poter fornire al sistema percettivo umano degli input sensoriali appropriati, il sistema di simulazione deve produrre informazioni secondo due frequenze di aggiornamento molto differenti: circa 15-20 Hz per quanto riguarda il rendering visivo, e circa 1 KHz per la risposta aptica [1].

I calcoli necessari ad ottenere delle risposte di forza per la simulazione del contatto possono essere drasticamente ridotti, semplicemente prendendo in considerazione soltanto un piccolo intorno della superficie di contatto tra gli strumenti chirurgici ed il materiale osseo.

Tuttavia la simulazione degli effetti secondari e la visualizzazione del campo operatorio richiede uno sforzo computazionale più elevato.

Nella progettazione del nostro simulatore abbiamo sfruttato questa differenza in termini di complessità e di frequenze di aggiornamento richieste scegliendo di modellare il medesimo come un insieme di componenti paralleli debolmente accoppiati. Da un punto di vista logico, il sistema si suddivide in un sottosistema "rapido", per la gestione delle operazioni ad alta frequenza (rilevazione delle posizioni degli strumenti chirurgici, calcolo del ritorno di forza, erosione dell'osso), ed un sottosistema "lento", essenzialmente dedicato alla produzione di informazioni per il ritorno di immagini (vedi figura 3). Il sottosistema lento gestisce l'evoluzione globale dell'acqua, della polvere d'osso e della pasta d'osso. Questi effetti secondari si posso-

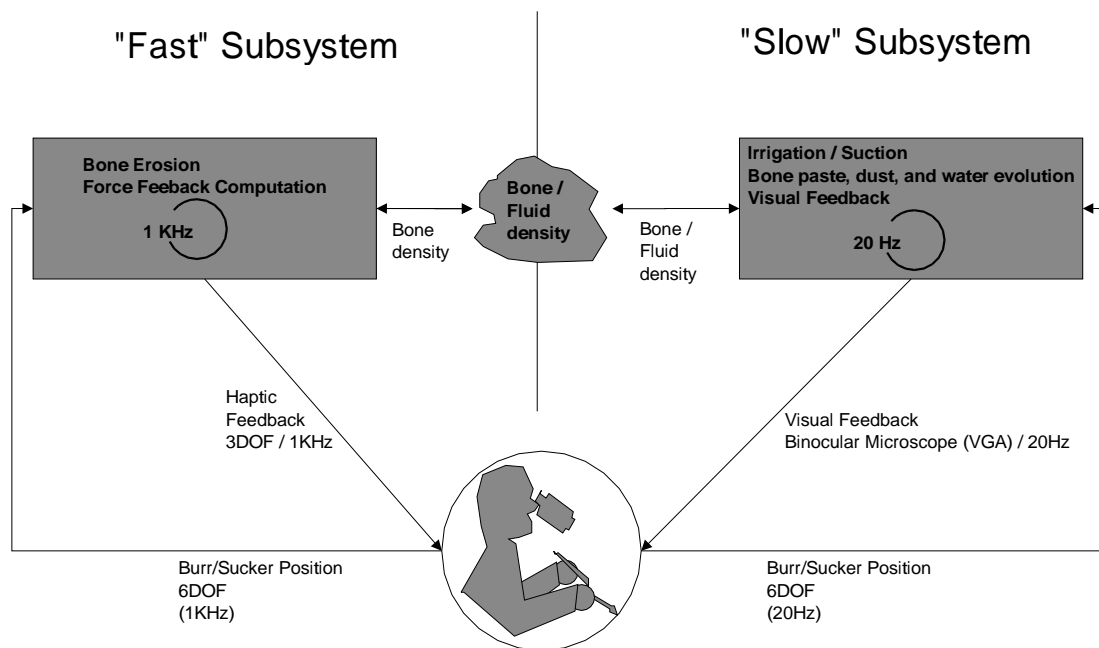


Figura 3: **Decomposizione logica del sistema.** Il sistema si suddivide in un sottosistema “rapido”, per la gestione delle operazioni ad alta frequenza (rilevazione delle posizioni degli strumenti chirurgici, calcolo del ritorno di forza, erosione dell’osso), ed un sottosistema “lento”, essenzialmente dedicato alla produzione di informazioni per il ritorno di immagini.

no considerare puramente visivi, dal momento che contribuiscono solamente all’oscuramento visivo e non producono contributi di forza sensibili da parte dell’utente.

La figura 5 mostra i componenti principali del sistema, come implementati all’interno del nostro attuale prototipo.

L’implementazione attuale del simulatore chirurgico gira su due macchine multiprocessore connesse attraverso un link Ethernet a 100 Mbit. I dataset si trovano replicati nelle due macchine durante la fase iniziale. La prima macchina si occupa di gestire le operazioni ad alta frequenza: gestione delle interfacce aptiche e simulazione della rimozione dell’osso. La seconda macchina esegue in parallelo le operazioni a bassa frequenza: rimozione dell’osso, e ritorno delle immagini. Dal momento che le operazioni a bassa frequenza non influenzano le operazioni ad alta frequenza, le due macchine sono sincronizzate attraverso un protocollo di comunicazione unidirezionale, che sfrutta un approccio dead reckoning per ridurre l’occupazione di banda nella comunicazione.

Una aspetto critico del progetto del simulatore è rappresentato dalla scelta dell’effettiva rappresentazione delle informazioni. Abbiamo scelto di usare un approccio volumetrico basato su voxel, dove il modello è rappresentato da una griglia regolare di identificativi di materiale con delle densità associate. Questa rappresentazione comporta un certo numero di vantaggi: come prima cosa, dal momento che l’organizzazione dei dati è perfettamente identica a quella dei dati acquisiti, si evitano gli errori introdotti dalla riformattazione e/o estrazione di superfici; inoltre, le operazioni di modifica locale e di posizionamento possono essere implementate a basso costo; infine, una struttura di dati basata su griglia può essere condivisa in modo molto efficiente tra processi concorrenti. Questa rappresentazione, tuttavia, comporta delle conseguenze importanti: il numero di contatti tra oggetti volumetrici impone dei problemi di calcolo delle risposte [10], ed inoltre il rendering di volumi dinamici con vincoli di tempo reale rappresenta un’operazione decisamente complessa, dal momento che un gran numero di elementi di volume contribuisce all’immagine finale.

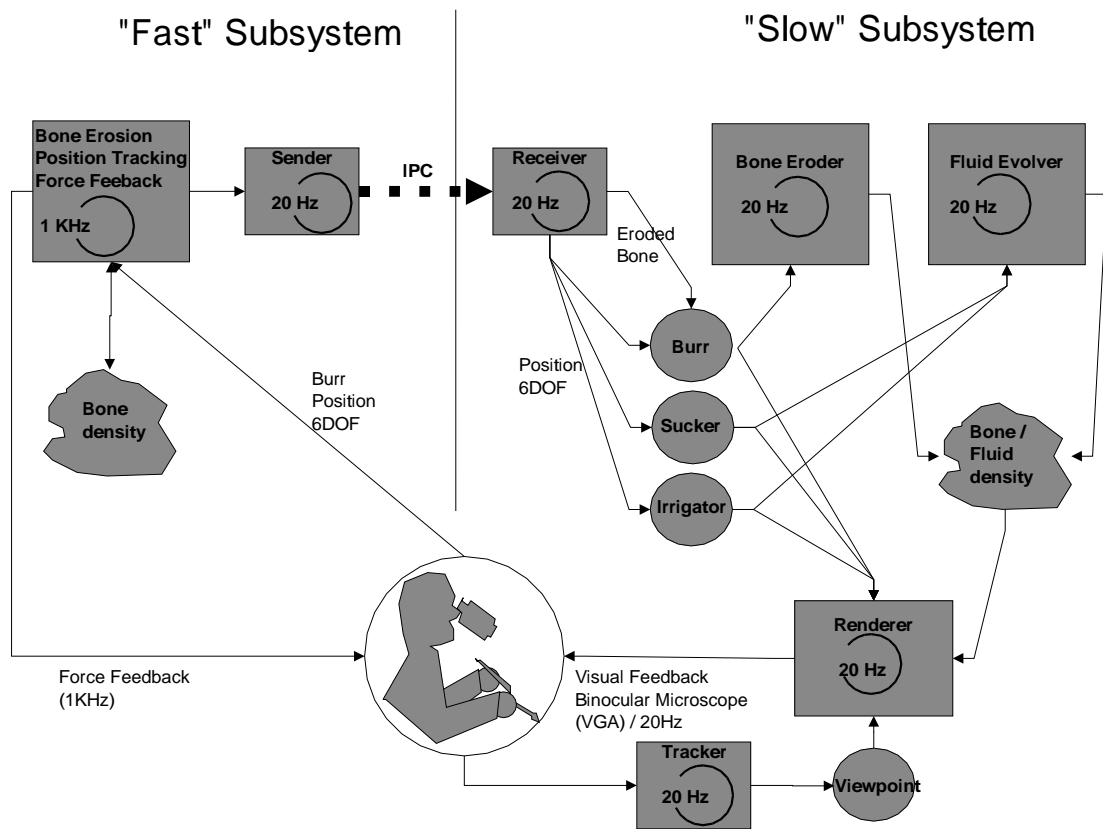


Figura 5: Architettura della simulazione disaccoppiata.

Le soluzioni tecniche implementate nel nostro simulatore sono descritte nella sezione seguente.

4 Componenti del sistema

4.1 Modellazione della dissezione dell'osso

L'osso è un materiale duro e possiede una relazione deformazioni-sforzi simile a molti materiali utilizzati in ingegneria [8]. Perciò l'analisi delle sollecitazioni nell'osso in teoria potrebbe essere condotta in modo simile alle consuete analisi strutturali compiute nell'ingegneria. Per quanto concerne la simulazione della perforazione di un osso, essa comporta dapprima la rilevazione delle collisioni della punta perforante con la superficie dell'osso, e poi, a seconda del tipo e della posizione del contatto, una previsione della porzione di osso da rimuovere e delle forze da restituire alla mano dell'utente attraverso un'interfaccia aptica. Data la particolare natura del processo simulato, il metodo naturale per modellare l'anatomia dell'osso consiste nell'utilizzare un approccio volumetrico agli elementi finiti. Una caratterizzazione meccanica dettagliata di una fresa rotante che agisce contro l'osso è comunque piuttosto complessa da ottenere dal momento che deve tener conto dei seguenti aspetti:

- la superficie libera del materiale rimosso in continua evoluzione;
- l'impatto dei taglienti della fresa sulla superficie del materiale;
- la distribuzione degli sforzi sulla superficie;
- la deformazione plastica conseguente

- la rottura della superficie.

A causa della particolare natura del processo simulato, il modo naturale per modellare l'anatomia dell'osso temporale dovrebbe utilizzare un approccio volumetrico agli elementi finiti. Tuttavia, a causa dei vincoli temporali imposti dalle interfacce aptiche (frequenze di aggiornamento di 1 KHz), questo tipo di tecniche sono impraticabili e si è costretti ad utilizzare dei modelli semplificati.

Nel contesto ingegneristico generale questo problema si risolve utilizzando delle curve determinate per via empirica, ma, nel caso specifico della fresatura d'osso, non esistono dei dati pubblicamente disponibili.

Oltretutto, nel contesto specifico dell' "haptic feedback", uno non può applicare i metodi standard utilizzati in letteratura in ingegneria meccanica per la simulazione della fresatura. Infatti, un sistema di ritorno di forza è guidato da un controllore a ciclo aperto che ha bisogno di valutare rapidamente una forza di risposta ragionevole per penetrazioni arbitrarie degli strumenti.

Per evitare queste complicazioni, abbiamo sviluppato un modello semplificato progettato in modo specifico per descrivere le interazioni tra la fresa chirurgica ed il materiale osseo all'interno del nostro sistema di ritorno di forze.

All'interno del nostro modello, la simulazione del processo di fresatura è organizzata in modo che ciascun passo temporale risulti suddiviso in due sotto-passi.

Il primo stima la deformazione del materiale osseo e le risultanti forze elastiche, data la posizione relativa della fresa rispetto alla superficie dell'osso. Il secondo stima il tasso locale di rimozione dell'osso attraverso un bilancio di energia tra il lavoro meccanico compiuto dal movimento rotatorio dei taglienti della fresa e l'energia necessaria a rimuovere l'osso, che assumiamo proporzionale alla massa d'osso rimossa.

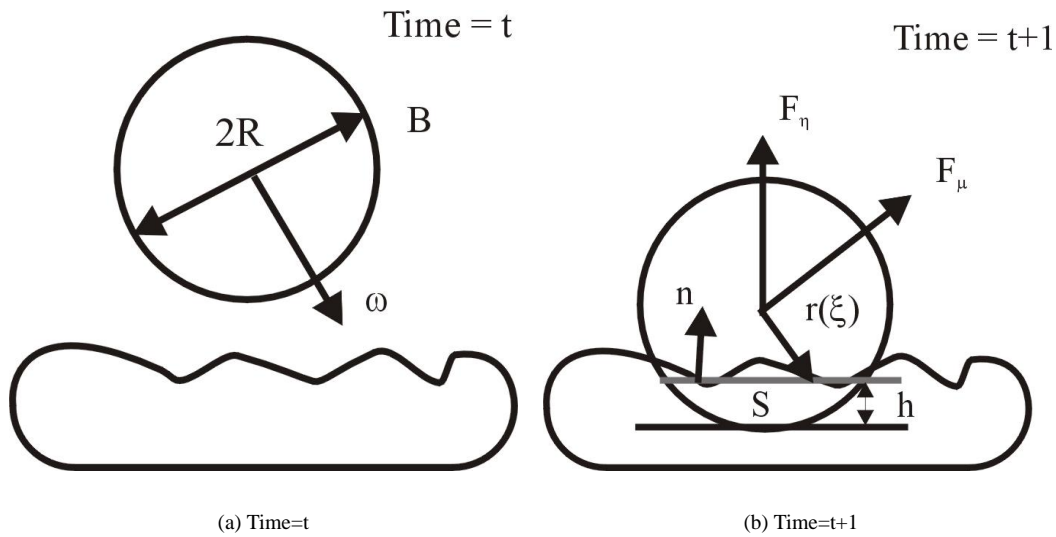


Figura 6: **Impatto della fresa sull'osso.** Rappresentiamo due istanti successivi, al tempo t e $t + 1$, del movimento tipico della fresa. La fresa possiede una punta sferica, di raggio R , e ruota ad una velocità angolare $\vec{\omega}$. La superficie S è l'effettiva "superficie di contatto" tra la fresa e l'osso.

Nella figura 6 rappresentiamo due istanti successivi, al tempo t and $t + 1$, di una versione idealizzata di una fresa chirurgica. La fresa possiede una punta sferica, di raggio R , e ruota ad una velocità angolare $\vec{\omega}$. Nell'istante t la fresa si trova appena fuori dal materiale osseo, mentre nel passo temporale successivo sta intersecando la superficie ossea.

I primi due momenti della densità dell'osso, $\rho(\vec{r})$, nella regione contenuta all'interno della punta della fresa sono, rispettivamente,

$$M = \int_{r < R} d\vec{r}^3 \rho(\vec{r}), \quad (1)$$

$$\vec{M}_1 = \int_{r < R} dr^3 \rho(\vec{r}) \vec{r}. \quad (2)$$

dove l'origine per \vec{r} è data dal centro della sfera. In base alla definizione dei primi due momenti della funzione caratteristica che rappresenta la densità dell'osso possiamo stimare la direzione normale, \hat{n} , rispetto ad S , come $-\vec{M}_1/|M_1|$ e lo spessore h come soluzione dell'equazione

$$M = \rho_0 \pi h^2 (R - \frac{h}{3}), \quad (3)$$

dove ρ_0 è un fattore di scala per la densità dell'osso.

Considerando la teoria classica del contatto tra corpi rigidi [12], possiamo derivare un'espressione per la forza totale, \vec{F}_e , esercitata sulla fresa a causa della deformazione elastica dell'osso.

$$\vec{F}_e = C_1 R^{\frac{1}{2}} h^{\frac{3}{2}} \hat{n}, \quad (4)$$

dove C_1 è una costante che descrive le proprietà elastiche del materiale.

Inoltre, utilizzano gli stessi parametri, si può derivare un'espressione per la pressione $\vec{P}(\vec{\xi})$, esercitata dal trapano su punto $\vec{\xi}$, dove $\vec{\xi}$ viene misurato dal centro di S (vedi figura 6(b)):

$$\vec{P}(\vec{\xi}) = -\frac{3}{2\pi a^2} \sqrt{1 - \frac{\xi^2}{a^2}} \vec{F}_e, \quad (5)$$

dove a rappresenta il raggio della regione di contatto stimato come

$$a = (C_1 R)^{\frac{1}{3}} F_e^{\frac{1}{3}}. \quad (6)$$

Dall'equazione 5, possiamo stimare le forze d'attrito, \vec{F}_μ , che l'osso oppone alla rotazione della fresa:

$$\vec{F}_\mu = \mu \int_{\xi < a} d\sigma P(\vec{\xi}) \frac{\vec{r}(\vec{\xi}) \times \vec{\omega}}{|\vec{r}(\vec{\xi})||\vec{\omega}|}, \quad (7)$$

dove μ è un coefficiente d'attrito. Pertanto, la forza risultante da restituire al dispositivo che rappresenta l'interfaccia aptica è $\vec{F}_T = \vec{F}_e + \vec{F}_\mu$.

A questo punto, per modellare la rimozione dell'osso assumiamo che tutta la potenza spesa contro le forze d'attrito da un elemento della superficie di contatto $d\sigma$ si converta in erosione del materiale d'osso sulla superficie. In altre parole, imponiamo la seguente equazione di bilancio

$$\mu P(\vec{\xi}) \omega r(\vec{\xi}) \left(1 - \left(\frac{\vec{r}(\vec{\xi}) \cdot \vec{\omega}}{|\vec{r}(\vec{\xi})||\vec{\omega}|} \right)^2 \right) d\sigma = \alpha \phi(\vec{\xi}) d\sigma, \quad (8)$$

dove α è una costante dimensionale e $\phi(\vec{\xi})$ rappresenta il flusso di massa nel punto della superficie di contatto $\vec{\xi}$.

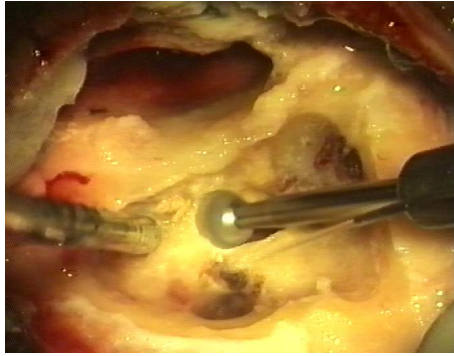
Utilizzando il flusso di massa ϕ uno può aggiornare la posizione della superficie d'osso. In teoria, nell'equazione di bilancio precedente uno dovrebbe considerare anche il contributo del lavoro compiuto dall'utente durante il moto della fresa contro la risposta elastica dell'osso.

D'altra parte, a causa dell'elevata velocità angolare della fresa – superiore a 50.000 giri al minuto – questo contributo può essere trascurato.

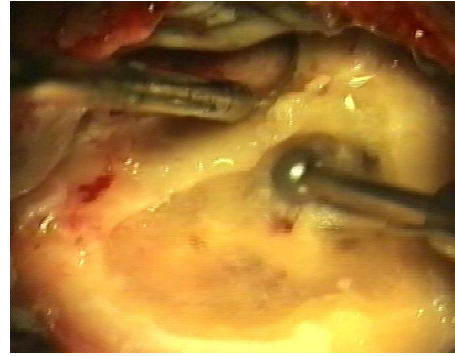
All'interno del nostro sistema utilizziamo una versione discreta del modello appena descritto (cfr [4] per maggiori dettagli).

4.2 Pasta d'osso, acqua e polvere

Le figure 7(a,b) rappresentano tipici esempi di quel che possono osservare i chirurghi mentre compiono una mastoidectomia. Durante l'operazione, la fresatura dell'osso produce della polvere che si miscela con acqua a formare una pasta, chiaramente visibile nella figura 7(a). La miscela di pasta ed acqua deve essere



(a) Formazione della pasta



(b) Effetti d'oscuramento

Figura 7: **Campo operatorio.** Queste due immagini rappresentano dei tipici esempi di quello che viene visto dal chirurgo mentre compie una matoidectomia. In (a) è chiaramente visibile la pasta creata attraverso la miscela della polvere d'osso con l'acqua. Se la pasta e l'acqua non vengono rimosse, possono oscurare il campo di vista (b). Le foto sono state cortesemente fornite dal Prof. Stefano Sellari Franceschini, Dipartimento di Neuroscienze, Università di Pisa.

continuamente rimossa, perchè in caso contrario può oscurare il campo di vista come si può osservare nella figura 7(b).

Sebbene la presenza della miscela acqua/pasta sia essenzialmente irrilevante rispetto all'interazione tra la fresa e l'osso, la sua presenza non può essere trascurata nella creazione del ritorno di immagini, dal momento che i suoi effetti "oscuranti" costituiscono lo stimolo principale per l'utilizzo dell'aspiratore.

Una simulazione diretta, "fisicamente corretta", del sistema polvere-acqua dovrebbe richiedere una risoluzione spaziale molto fine e sarebbe incompatibile da un punto di vista computazionale con i vincoli di tempo reale imposti alla simulazione.

Pertanto, all'interno del nostro simulatore modelliamo la dinamica della pasta e del fluido utilizzando un modello ibrido particelle-sabbia [16, 13].

Nella nostra descrizione volumetrica della scena, i voxel etichettati come osso devono fornire una reazione attraverso i dispositivi di ritorno di forza, ma non evolvono a meno che non siano rimossi dalla fresa. Polvere ed acqua sono entrambe modellate assegnando delle etichette ai voxel. La loro interazione è controllata attraverso delle regole locali cellulari, che aggiornano i valori dei voxel in base alle densità locali dell'osso, della polvere e dell'acqua in un piccolo intorno del voxel.

L'acqua proveniente dall'irrigatore o spruzzata fuori dalla superficie dell'osso è modellata attraverso degli oggetti particelle con masse e velocità ben definite.

Per poter soddisfare i vincoli del rendering in tempo reale diamo una priorità più elevata all'aggiornamento dei voxel e delle particelle che si trovano vicine alla punta della fresa. La figura 9 mostra l'inizio di una tipica sequenza di rimozione dell'osso realizzata nella regione della mastoide.

4.3 Real-time visual rendering

Lo stato della simulazione è interamente descritto dai contenuti della griglia rettilinea che contiene le etichette dei materiali utilizzate all'interno della simulazione. Include inoltre le particelle che modellano la pasta d'osso, la polvere e l'acqua. Il simulatore fornisce un ritorno visivo in tempo reale in parallelo alla simulazione del sistema fisico attraverso un approccio di rendering volumetrico diretto. Il rendering dinamico di un volume con vincoli di tempo reale è un problema particolarmente complesso. Il nostro approccio prevede che una approssimazione dell'equazione diffusa di shading [14] venga calcolata al volo dalla pipeline grafica direttamente dai dati scalari. Otteniamo questo sfruttando le possibilità offerte dal multi-texturing con l'estensione OpenGL dei register combiner, che fornisce un mezzo configurabile per determinare la colorazione dei frammenti per-pixel [11]. L'estensione è disponibile su schede grafiche commerciali (ad

esempio le serie NVIDIA GeForce). L'equazione di shading di Lambert è implementata nell'hardware grafico attraverso la programmazione dei combiner dei registri, utilizzando il multi-texturing per calcolare le fette intermedie del volume ed approssimare i gradienti di opacità con le differenze in avanti. Le norme del gradiente, che forniscono la "surface strength" [5], sono calcolate utilizzando un'approssimazione del secondo ordine della radice quadrata. Si consiglia il lettore di far riferimento a [1], per maggiori dettagli sulla tecnica di rendering.

La procedura è estremamente efficiente, dal momento che tutti i calcoli sono realizzati in parallelo all'interno dell'hardware grafico e non è necessaria sincronizzazione tra il visualizzatore ed il processo che contemporaneamente modifica il dataset. Risulta necessaria solamente una scansione del volume, e le fette di memoria sono caricate in modo sequenziale all'interno della memoria di texture sulle correnti piattaforme grafiche utilizzando trasferimenti AGP 4X, che forniscono una banda di picco di 1054 MB/s.

5 Implementazione e risultati

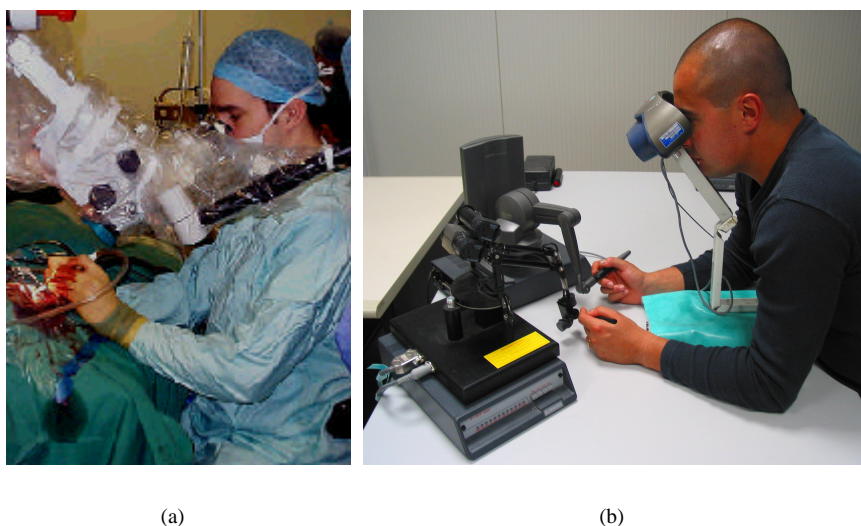


Figura 8: Un sistema prototipale per la simulazione di procedure chirurgiche sull'osso temporale: (a) Set-up operativo reale, il chirurgo è in contatto con il campo operativo solo attraverso gli strumenti; (b) interfacce aptiche e visive del simulatore [1].

Un prototipo di simulatore, basato sulle tecniche appena descritte, gira su una piattaforma costituita da due PC (vedi figura 8).

La nostra configurazione corrente è la seguente:

- un computer mono-processore P4/1500 MHz con 256 MB PC133 RAM per le operazioni ad alta frequenza; la simulazione è costituita da due processi paralleli: uno per la generazione delle sensazioni aptiche (1KHz), e l'altra per l'invio delle posizioni aggiornate e l'aggiornamento del volume all'altra macchina;
- un computer bi-processore PIII/800 MHz con 512 MB PC800 RAM ed una NVIDIA GeForce 4 Ti 4600 con Red Hat Linux 7.3 (kernel 2.4.18) per le operazioni a bassa frequenza; tre processi costituiscono la simulazione, uno per simulare la rimozione dell'osso e l'evoluzione del fluido, ed uno per il rendering visivo;
- un dispositivo aptico Phantom 1.0 per la mano dominante; il dispositivo è connesso al PC mono-processore. Fornisce rilevazione a sei gradi di libertà e ritorno di forza a 3 gradi di libertà per la fresa/irrigatore;

- un dispositivo aptico Phantom Desktop per la mano non-dominante; il dispositivo è connesso al PC mono-processore. Fornisce rilevazione delle posizioni a 6 gradi di libertà e 3 gradi di libertà di ritorno di forza per l'aspiratore;
- un dispositivo binoculare n-vision VB30 per la presentazione di immagini all'utente; i binocoli sono connessi all'uscita S-VGA del PC bi-processore.

Le figg. 8(a-b), tratte da [2], illustrano il nostro sistema sperimentale allo stato dell'arte per la simulazione di procedure chirurgiche sull'osso temporale. Nella immagine di sinistra vediamo il set-up operativo reale. Come si può notare, il chirurgo osserva la regione interessata dall'operazione attraverso un microscopio chirurgico ed è in contatto con il campo operativo solo attraverso gli strumenti, in questo caso una fresa ed un risucchiatore, da lui tenuti in mano. La dinamica del sistema con cui interagisce il chirurgo è complessa e riguarda non solo l'interazione diretta del chirurgo con i tessuti ma anche una miriade di altri effetti secondari, ad esempio il flusso della miscela di sangue, soluzione salina e polvere d'osso risultante dalla fresatura. La figura 8(b) mostra le interfacce aptiche e visive di un simulatore per la chirurgia dell'orecchio [1]. In analogia al set-up operativo della 8(a), il medico osserva il campo operativo simulato, si veda fig. 9, attraverso un display specializzato, molto rudimentale, ed interagisce con la scena mediante due interfacce aptiche che, pilotate dal simulatore, riproducono le forze appropriate alla simulazione del contatto, in questo caso relative alla fresatura dell'osso.

Le prestazioni del prototipo sono adeguate per rispettare i vincoli temporali per la visualizzazione ed il ritorno di forza, nonostante la piattaforma di calcolo e di visualizzazione sia costituita soltanto di componenti commerciali ad ampia diffusione. I dataset volumetrici utilizzati per rappresentare la regione dove si svolge l'intervento incorporano le informazioni relative all'osso ed alle strutture nobili che dovrebbero essere evitate quando si esegue l'operazione simulata. Per ottenere questi dataset, occorre combinare informazioni ottenute secondo diverse modalità; nello specifico, la tomografia assiale computerizzata (TAC) fornisce immagini d'osso ad elevata risoluzione spaziale mentre la risonanza magnetica (MRI) fornisce immagini di tessuti molli. Nelle simulazioni in corso attualmente utilizziamo un volume di $256 \times 256 \times 128$ voxel cubici (lato 0.29 mm) ottenuti tramite aggiunta manuale di informazioni sui tessuti molli ad una scansione TAC ad alta risoluzione.

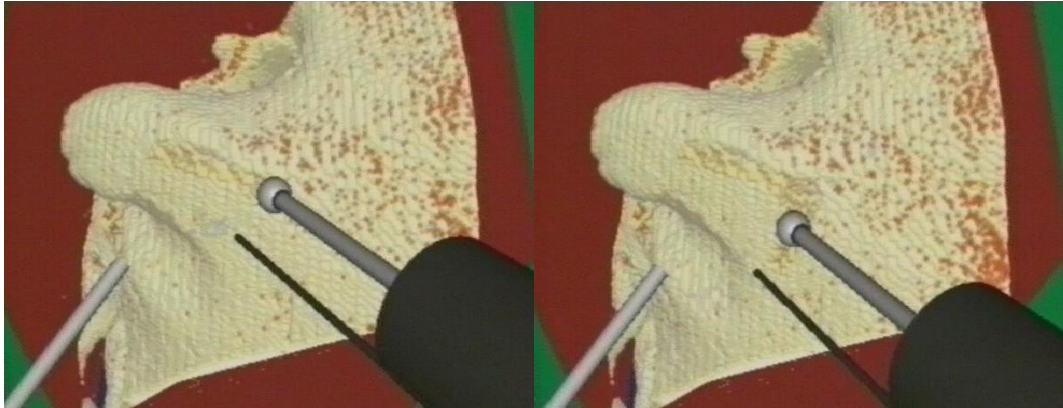
6 Conclusioni e lavoro futuro

Abbiamo presentato il progetto e l'implementazione di un sistema di addestramento per la simulazione della chirurgia dell'osso temporale. Il sistema si basa su modelli di oggetti volumetrici specifici del paziente derivati da dati di immagini 3D TAC e MR.

Il ritorno in tempo reale è fornito agli utenti attraverso volume rendering in tempo reale e ritorno di forza. I vincoli di prestazioni imposti dal sistema percettivo umano vengono soddisfatti sfruttando il parallelismo di un approccio di simulazione disaccoppiata su una piattaforma di PC multi-processore. La simulazione, allo stato attuale, non considera la possibilità di grossi blocchi d'osso che si separano completamente dal cranio e cadono o volano via. Questo rappresenta un effetto non locale che richiederebbe un modello globale per l'osso. Come prima approssimazione, abbiamo previsto di controllare periodicamente se esistono delle regioni isolate d'osso (ossia non connesse alla struttura principale del dataset) e di imporre ad esse delle trasformazioni dinamiche. Questo fatto si rifletterà, tuttavia, in un aggiornamento del modello d'osso gestito dal sottosistema di erosione dell'osso. Stiamo inoltre lavorando all'accelerazione della simulazione del flusso d'acqua. Infine abbiamo iniziato a definire un setup sperimentale e delle procedure di misura per una completa validazione della simulazione aptica.

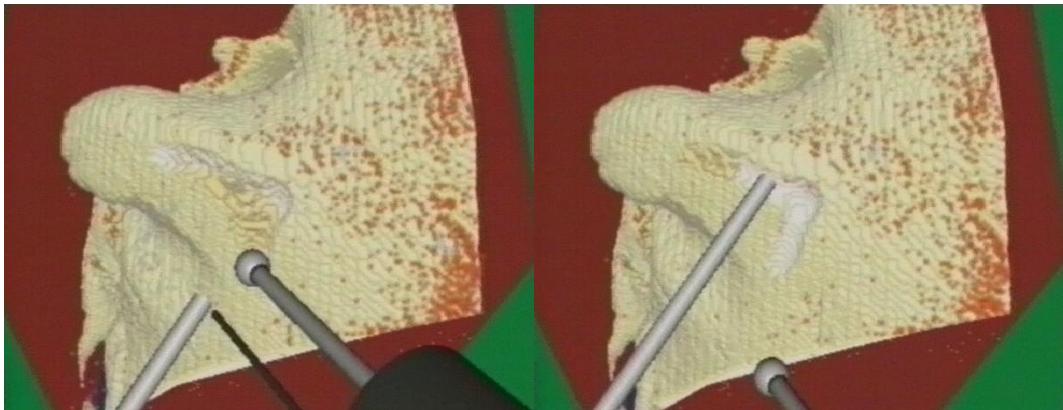
7 Ringraziamenti

Questi risultati scientifici sono stati ottenuti all'interno del progetto dell'Unione Europea IERAPSI (EU-IST-1999-12175). Si ringrazia inoltre il Sig. Pietro Ghironi (CRS4), per il supporto tecnico nella realizzazione del prototipo del simulatore chirurgico.



(a) Fresatura dell'osso. Notare l'accumulazione di polvere di osso

(b) Continua la fresatura. Notare il flusso di sangue dai lati della scena



(c) Distacco della fresa

(d) Aspirazione polvere d'osso.

Figura 9: Sequenza di fresatura ottenuta con il prototipo di simulatore chirurgico.

Riferimenti bibliografici

- [1] M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbetti, G. Zanetti, N. W. John, and R. J. Stone. Mastoidectomy simulation with combined visual and haptic feedback. In J. D. Westwood, H. M. Hoffmann, G. T. Mogel, and D. Stredney, editors, *Medicine Meets Virtual Reality 2002*, January 2002.
- [2] M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbetti, G. Zanetti, and A. Zorcolo. A multiprocessor decoupled system for the simulation of temporal bone surgery. *Computing and Visualization in Science*, 5(1), 2002.
- [3] M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbetti, G. Zanetti, and A. Zorcolo. Real-time haptic and visual simulation of bone dissection. In *Proc. of Ieee Virtual Reality 2002*, pages 209–216, Orlando, FL, USA, March 2002.
- [4] M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbetti, G. Zanetti, and A. Zorcolo. Real-time haptic and visual simulation of bone dissection. In *IEEE Virtual Reality Conference, Conference*, Orlando, FL, USA, March 2002. IEEE Computer Society Press.
- [5] R. A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan. Volume rendering. *Computer Graphics*, 22(4):51–58, August 1988.
- [6] D. Fowler. Computers and surgery – the future? *Contemporary Surgery*, 57(10):486, Oct. 2001.
- [7] K. H. Fuchs. Minimally invasive surgery. *Endoscopy*, 34(2):154–159, Feb 2002.
- [8] Y. Fung. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, 1993.
- [9] R. L. Gamelli. Is it time to change the way we educate surgeons? *Contemporary Surgery*, 58(4):168, Apr. 2002.
- [10] S. Gibson, J. Samosky, A. Mor, and C. Fyock. Simulating arthroscopic knee surgery using volumetric object representations, real-time volume rendering and haptic feedback. *Lecture Notes in Computer Science*, 1205:369–374, 1997.
- [11] M. J. Kilgard, editor. *NVIDIA OpenGL Extension Specifications*. NVIDIA Corporation, May 2001.
- [12] L. Landau and E. Lifshitz. *Theory of elasticity*. Pergamon Press, 1986.
- [13] X. Li and J. Moshell. Modeling soil: Realtime dynamic models for soil slippage and manipulation. In *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series*, pages 361–368, 1993.
- [14] N. Max. Optical models for direct volume rendering. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1(2):99–108, June 1995.
- [15] B. Pflesser, A. Petersik, U. Tiede, K. H. Hohne, and R. Leuwer. Volume based planning and rehearsal of surgical interventions. In H. U. L. et al., editor, *Computer Assisted Radiology and Surgery, Proc. CARS 2000, Excerpta Medica International Congress*, 1214, pages 607–612, Elsevier, Amsterdam, 2000.
- [16] J. H. R.W. Sumner, J.F. O’Brien. Animating sand, mud and snow. *Computer Graphics Forum*, 18:1, 1999.
- [17] R. M. Satava. Advanced simulation technologies for surgical education. *Bulletin of the American College of Surgeons*, 81(7):77–80, 1996.
- [18] G. Wiet, J. Bryan, D. Sessanna, D. Streadney, P. Schmalbrock, and B. Welling. Virtual temporal bone dissection simulation. In J. D. Westwood, editor, *Medicine Meets Virtual Reality 2000*, pages 378–384, Amsterdam, The Netherlands, January 2000. IOS Press.