



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PARMA

FACOLTA' DI MEDICINA E CHIRURGIA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN ODONTOIATRIA E PROTESI DENTARIA

PRECISIONE DEL POSIZIONAMENTO IMPLANTARE SOFTWARE-GUIDATO: UN NUOVO METODO DI ANALISI FOTOGRAMMETRICA

CANDIDATO:

Dr. RIVARA FEDERICO

RELATORI:

Prof. GUIDOMARIA MACALUSO

Prof. GIANFRANCO FORLANI

RIASSUNTO

L'obiettivo dello studio è la valutazione della precisione di un sistema CAD/CAM per la programmazione implantare, effettuata misurando la discrepanza tra la posizione degli impianti pianificati virtualmente con la loro reale posizione clinica. Per eseguire questo confronto abbiamo sottoposto coppie di modelli in gesso analoghi ottenuti l'uno dalla programmazione virtuale, l'altro dal posizionamento reale, ad una analisi fotogrammetrica tramite fotogrammi ad alta precisione e successiva indagine dei dati con software dedicati. La misurazione fotogrammetrica ha rivelato una discrepanza media di 0,35 mm per la posizione relativa e di 3,46° per l'asse di inserimento.

INTRODUZIONE

L'applicazione clinica di nuove metodiche digitali ha fornito, negli ultimi anni, la possibilità di sviluppare nuovi sistemi di pianificazione del trattamento implantare e di implementazione chirurgica, basati sui dati forniti da una tomografia computerizzata, che consentono di trasferire la programmazione virtuale extraorale CAD (Computer-Aided-Design) direttamente sul paziente tramite l'utilizzo di mascherine chirurgiche prodotte tramite tecnologia CAM (Computer-Aided- Manufactured), che prevede poi l'installazione di una protesi prefabbricata subito dopo l'inserimento degli impianti. L'esperienza clinica dimostra come, per essere utilizzati con successo, questi sistemi computer-guidati debbano garantire un alto grado di precisione anche se il produttore stesso indica la presenza di un margine di errore considerato trascurabile.[1]

MATERIALI E METODI

Sono stati selezionati 5 pazienti che necessitavano di riabilitazione implanto-protetica full-arch. La sistemica implantare software-guidata utilizzata è stata la tecnica Nobelguide® (Nobelbiocare®, Goteborg, Sweden). Gli impianti posizionati con chirurgia guidata sono un totale di 30. Per tutti i pazienti è stato deciso di utilizzare sempre lo stesso tipo di impianto: il NobelReplace® Select® Tapered.

Dopo aver effettuato la procedura clinica di chirurgia implantare, secondo le direttive del protocollo Nobelguide, è stato possibile iniziare l'analisi dimensionale delle posizioni implantari.

I due parametri indagati sono posizione e angolo di inserimento. FIG 1

In questo studio abbiamo esaminato 10 modelli in gesso, 2 per paziente. I modelli sono stati così creati:

- **MODELLO MASTER:** ricavato dalla mascherina chirurgica, prodotta tramite la tecnologia CAD/CAM, dopo aver pianificato virtualmente il posizionamento implantare con l'utilizzo di specifici software dedicati. Tale modello viene ottenuto dalla colatura del gesso all'interno della mascherina e quindi rappresenta la copia in positivo della dima chirurgica; su di esso è stata costruita, in fase pre-operatoria, la protesi provvisoria da inserire subito dopo il posizionamento implantare. FIG2
- **MODELLO COPIA:** ricavato dalla colatura in gesso dell'impronta dell'arcata in cui si è proceduto all'inserimento degli impianti con la mascherina chirurgica. FIG 2

Per eseguire la verifica dimensionale è stato necessario scegliere una tecnica per rilevare le posizioni degli impianti con una precisione sub-millimetrica.

E' stata scelta una tecnica topografica denominata "**fotogrammetria**" che consente di determinare metricamente forma e posizione di oggetti, partendo da almeno due fotogrammi distinti che riprendono il medesimo oggetto.[2] FIG 4

La scelta della fotogrammetria e dei sistemi geometrico-matematici per l'analisi numerica (software

utilizzati e logaritmi sviluppati) è stata effettuata principalmente per due motivi:

1. Non sottoporre i pazienti a ulteriori esami radiografici senza necessità diagnostico- terapeutiche reali (sistema utilizzato da tutti gli studi attualmente presenti in letteratura)

2. Poiché il sistema basato su fotogrammi ad alta risoluzione e analisi matematica diminuisce riflessione della luce sulle superfici in titanio e degli artefatti presenti nei reperti radiografici. [3]

Per aumentare la precisione relativa alle coordinate degli impianti il numero delle riprese fotografiche convergenti per ogni modello è stato aumentato dalle sole due (considerate dalla fotogrammetria sufficienti) a sedici, in quanto in fotogrammetria il numero sovrabbondante di immagini a disposizione riduce l'errore relativo alle coordinate dei punti. FIG 5

Per soddisfare le caratteristiche che queste riprese fotografiche devono avere per poter essere inserite nel software di elaborazione dedicato, ed essere analizzate secondo le linee guida della fotogrammetria, è stato creato un particolare set fotografico FIG 6:

- **FOTOCAMERA:** Le riprese fotografiche sono state effettuate con una fotocamera reflex digitale Nikon D3x ad alta risoluzione (24,5 MP) con ottica Nikon 35mm posizionata su un cavalletto a una distanza ideale standard dai modelli da riprendere, individuata dopo test durati diversi mesi. I test preliminari hanno permesso agli operatori di stabilire non solo quale corpo macchina tra i diversi a disposizione sarebbe stato meglio utilizzare ma soprattutto quale ottica e quale geometria di ripresa utilizzare per avere la miglior combinazione tra profondità di campo e risoluzione dell'immagine.
- **SUPPORTO:** Ogni modello è stato fotografato 16 volte ruotando le posizioni di presa di 22,5° ogni fotogramma. Per ottenere questo effetto senza modificare le distanze standardizzate, per la geometria di presa ideale, è stata creata una piastra girevole di supporto in acciaio inox di dimensioni 130 x 130 mm sulla quale posizionare i modelli durante lo shooting. All'interno della piastra è stato creato un incavo per l'alloggiamento di una piccola lastra in gomma in modo da garantire l'immobilità dei modelli durante le 16 rotazioni.
- **RIFERIMENTO:** Non potendo assicurare il posizionamento esatto di modelli omologhi nello stesso punto sul supporto è stato necessario creare un sistema di riferimento attorno ai modelli in modo tale che il software potesse mettere a confronto le coordinate orientando i fotogrammi oltre che per poter fornire un controllo della qualità del sistema. Per questo motivo sulla piastra girevole sono stati incisi 16 fori di dimensioni 0,5 mm con margine di errore di 0,02 mm posti su una circonferenza con centro coincidente con il centro della piastra di diametro 120 mm e spaziate angolarmente di 22,5°. Per garantire un grado di precisione accettabile queste particolari fresature sono state effettuate da una industria di meccanica di precisione con l'ausilio di una macchina a controllo numerico.
- **ILLUMINAZIONE:** Per impedire che le variazioni di illuminazione dovute alla luce naturale o alle diverse condizioni nelle quali si opera interferiscano con l'accuratezza del sistema, è stato deciso di standardizzare anche la luce fornendo una illuminazione per quanto possibile uniforme e ben diffusa. Abbiamo creato un soft-box su misura con scheletro in legno rivestito su ogni lato da due pareti di plexiglass semitrasparente. Le due lastre creano un'intercapedine all'interno della quale sono state sistemate delle luci led che, distribuendo l'illuminazione uniformemente sul pannello, impediscono agli spot di creare riflessi sulle superfici metalliche che andiamo ad indagare, sia al momento di individuare i 16 punti-controllo sulla piastra in acciaio, sia al momento di individuare punti di repere sulla testa degli impianti in titanio.
- **IMPIANTI:** Il sistema prevedeva di individuare per ogni impianto 4 punti di repere per ricavare posizione e angolo di inserimento degli stessi ma la conformazione dell'incavo della testa, pur presentando concavità regolari, non consentiva una individuazione sufficientemente precisa del medesimo particolare sui diversi fotogrammi. Per ovviare a questo inconveniente si è pensato di sfruttare le viti di guarigione di Nobelbiocare®. Sulla testa delle viti di guarigione sono stati fresati 4 fori di dimensioni Ø 0,5 mm con margine di

errore di 0.02 mm, simmetrici rispetto al centro della vite, creati sempre con una macchina a controllo numerico che ne garantisce l'alto grado di precisione. FIG 8

Per ogni paziente inserito nello studio sono state effettuate quindi 32 riprese fotografiche, 16 al modello master e 16 al modello copia con posizione, angolazione e calibrazione della camera standardizzate, per un totale di 224 fotogrammi.

La tecnica fotogrammetrica prevede che l'operatore identifichi su ognuno dei 224 fotogrammi i 4 punti-repere per ogni impianto-vite tramite un software dedicato denominato Photomodeler. Questo programma, successivamente all'importazione di tutti i fotogrammi e alla suddetta operazione di identificazione dei punti detta "collimazione" FIG 9, restituisce le coordinate spaziali della testa di ognuno dei 60 impianti presi in esame. FIG 10,11 Grazie a test effettuati nei diversi mesi di preparazione che hanno preceduto la fase conclusiva di misurazione, la precisione del sistema da noi adottato ha raggiunto questi valori:

- 4 micron per le coordinate in X e Y
- 7,5 micron per le coordinate in Z
- 0,4° per l'inclinazione

In questo modo sono state ottenute le coordinate di tutti gli impianti indagati con un grado soddisfacente di precisione ma non sono ancora state effettuate le comparazioni tra modello master e modello copia, fine ultimo della ricerca. Per ottenere il confronto vero e proprio tra le posizioni e gli angoli di impianti omologhi tra i due modelli, le coordinate ricavate da Photomodeler sono state importate in un software per il calcolo numerico e analisi statistica chiamato MatLab. Sono state quindi implementate particolari funzioni per effettuare il confronto dimensionale: Il software, utilizzando le coordinate dei 4 punti-vite per ogni impianto, elabora i due parametri che sfruttiamo per i confronti dimensionali: il centro della testa della vite (per il confronto tra le posizioni) e la direzione della normale passante per il centro della vite (per il confronto tra gli assi).

Tali valori non sono tuttavia immediatamente confrontabili dal momento che il modello viene posizionato manualmente sulla piastra e che i modelli in gesso, per quanto derivanti dallo stesso paziente, hanno forme e altezze diverse. Per questo motivo le coordinate delle posizioni degli impianti e degli analoghi non saranno le stesse nei due rilievi.

A questo proposito abbiamo utilizzato una particolare funzione geometrica denominata "rototraslazione" che consiste nel riportare all'interno del medesimo sistema di riferimento le coordinate dei centri testa delle viti e le normali alle teste delle viti. Questo sistema si basa sull'applicazione di una particolare funzione geometrico-matematica detta "trasformazione a 7 parametri di Helmert", ovvero una trasformazione in un sistema tridimensionale di un punto P con coordinate x,y,z in un punto P' di coordinate $x'y'z'$ basato su movimenti di rotazione e traslazione.[2] FIG 12

I 7 parametri di Helmert sono:

- 3 rotazioni attorno agli assi delle coordinate
- 3 traslazioni lungo gli assi delle coordinate
- 1 fattore di scala

RISULTATI

I dati restituiti da Matlab riguardo i due parametri scelti (il centro della vite per la posizione, la normale passante per il centro della vite per l'angolo di inserimento) sono stati importati in un viewer chiamato Surfer8 (vedi GRAFICI) in grado di restituire plot grafici relativi alle coordinate messe a confronto.

In termini numerici vediamo come la media delle discrepanze per paziente sia la seguente:

PZ1: posizione 0,32 mm angolo 2,7°

PZ2: posizione 0,21 mm	angolo 2,90°
PZ3: posizione 0,56 mm	angolo 4,58°
PZ4: posizione 0,26 mm	angolo 3,39°
PZ5: posizione 0,40 mm	angolo 4,62°

Il valori massimo/minimo nei 30 impianti messi a confronto è di 0,878/0,067 mm per la posizione e 8,721/1,006 gradi per l'angolo.

Il resoconto finale sui dati della ricerca per quanto riguarda la posizione della testa degli impianti vede una media di 0,35 mm con una deviazione standard di 0,13 mm e un paziente con valore massimo di 0,56 mm.

Il resoconto finale per quanto riguarda l'angolo di inserimento vede una media di 3,46 ° con una deviazione standard di 0,9° e un paziente con valore massimo di 4,62°.

DISCUSSIONE

Si è dimostrato come i sistemi computer-guidati debbano garantire un grado di precisione micrometrico non esercitando un controllo continuativo durante la procedura chirurgica.[3] Nonostante questa necessità il produttore indica la presenza di un margine di errore considerato trascurabile.

Per questo motivo abbiamo sviluppato un sistema fotogrammetrico di verifica della variazione dimensionale sulla posizione degli impianti basato su rilievi fotogrammetrici, che ci consente di raggiungere una precisione di analisi inferiore a 10 micron in tutte le coordinate. Sia il risultato della sperimentazione eseguita che l'esperienza clinica dimostrano l'esistenza di una significativa differenza spaziale tra la progettazione e la posizione clinica. Dal momento che entrambi i modelli vengono ricavati, direttamente e indirettamente dalla stessa mascherina le posizioni dovrebbero coincidere. Non solo questo non avviene ma in alcuni casi le localizzazioni risultano differire di diversi decimi di millimetro e diversi gradi. Le cause che possono portare a questo divario, giustificando così i risultati del nostro studio, sono da ricercarsi all'interno delle varie fasi del flusso di lavoro:

- complicazioni progettuali: l'esame TC non può garantire un grado di precisione micrometrico in quanto, anche utilizzando le ultime tecnologie disponibili, il grado di accuratezza si aggira attorno a 0,2 mm;
- complicazioni intraoperatorie: ridotta apertura della bocca del paziente che costringe l'operatore ad un'inserzione forzata delle frese; sfarfallio delle frese; tipo di osso del paziente che può deviare le frese se particolarmente duro, deformazione dell'impianto soprattutto in caso di impianti lunghi e di piccolo diametro; spostamenti della mascherina durante il posizionamento con la guida oclusale; spostamenti della mascherina causata dall'appoggio unicamente mucoso
- complicanze protesiche: errore durante la fabbricazione in laboratorio del provvisorio o tensioni della resina.

Gli effetti che questa discrepanza può dare dal punto di vista clinico sono: difficoltà o impossibilità di collegare il provvisorio prefabbricato agli impianti nel postoperatorio, rischio di posizionare il provvisorio applicando tensione sugli impianti, accoppiamento impreciso di abutment protesico e piattaforma implantare con conseguente rischio di infiltrazione batterica e perimplantite.

In conclusione i dati ottenuti dai rilievi fotogrammetrici, derivanti dalla verifica dimensionale di confronto eseguita sui nostri campioni, rivelano un grado di errore nel trasferimento della posizione implantare dalla pianificazione su computer al campo chirurgico che non può considerarsi certamente trascurabile. Queste considerazioni evidenziano la necessità di indagare ulteriormente i vari aspetti del flusso di lavoro, così come l'influenza delle varie piattaforme implantari, in modo da poter sfruttare a pieno i vantaggi che queste tecniche chirurgiche computer-guidate possono fornire al clinico senza inconvenienti.

BIBLIOGRAFIA

1. M. Rinaldi, A.M., *Superamento degli ostacoli anatomici in chirurgia implantare - implantologia computer-guidata - innesti ossei*. 2010.
2. Kraus, K., Fotogrammetria. 1998. 3. Schneider, D., et al., *A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry*. Clin Oral Implants Res, 2009. 20 Suppl 4: p. 73-86.

TABELLE E GRAFICI

RISULTATI DEL TEST FOTOGRAMMETRICO PER IMPIANTO		
PAZIENTI	DISCREPANZA SULLA POSIZIONE (mm)	DISCREPANZA SULL'ANGOLO DELL'ASSE (°)
PZ 1	0,221	1,920
	0,380	2,970
	0,287	1,006
	0,299	1,961
	0,384	2,919
	0,367	3,623
	0,278	4,672
PZ 2	0,176	4,228
	0,249	2,554
	0,161	1,418
	0,198	3,400
	0,366	2,946
	0,111	2,846
PZ 3	0,326	5,037
	0,125	3,128
	0,740	1,150
	0,751	8,721
	0,878	4,599
	0,516	4,832
PZ 4	0,249	1,061
	0,522	5,386
	0,254	1,897
	0,222	2,908
	0,067	4,516
	0,239	4,565
PZ 5	0,383	3,579
	0,524	3,331
	0,177	3,594
	0,492	6,207
	0,415	6,402

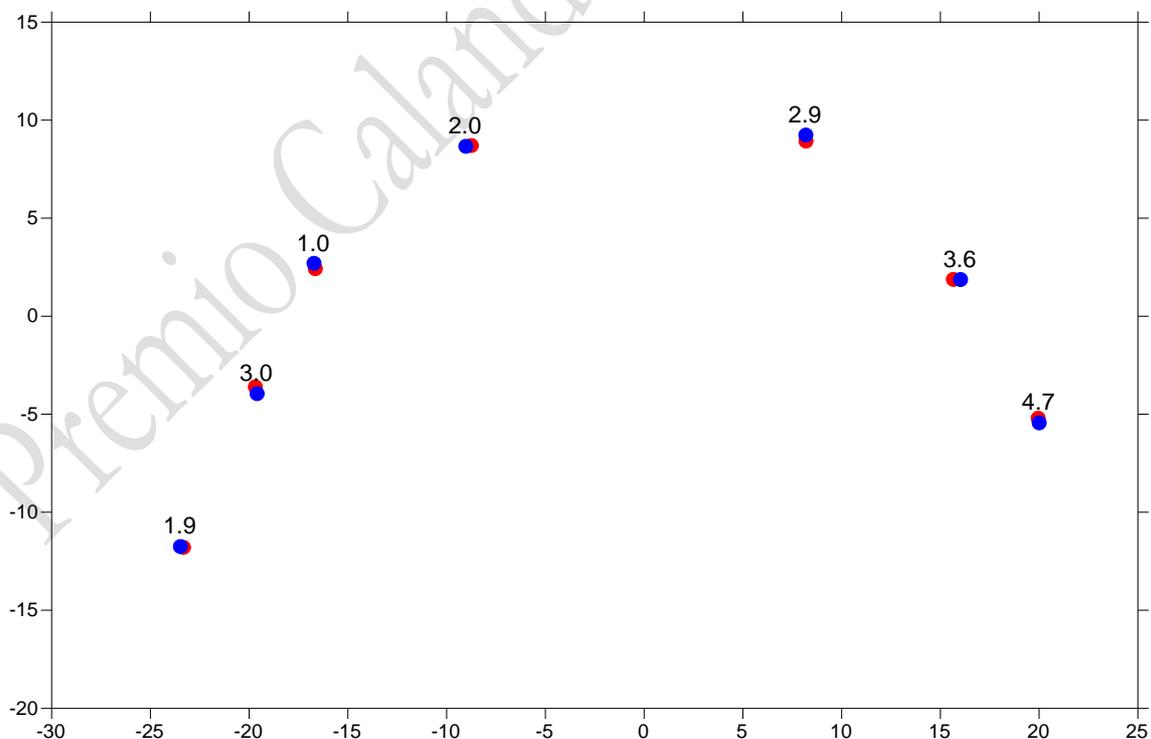
MEDIA DELLE DISCREPANZE PER PAZIENTE

Paziente	Posizioni (mm)	Angoli (°)
PZ 1	0,32	2,72
PZ 2	0,21	2,90
PZ 3	0,56	4,58
PZ 4	0,26	3,39
PZ 5	0,40	4,62

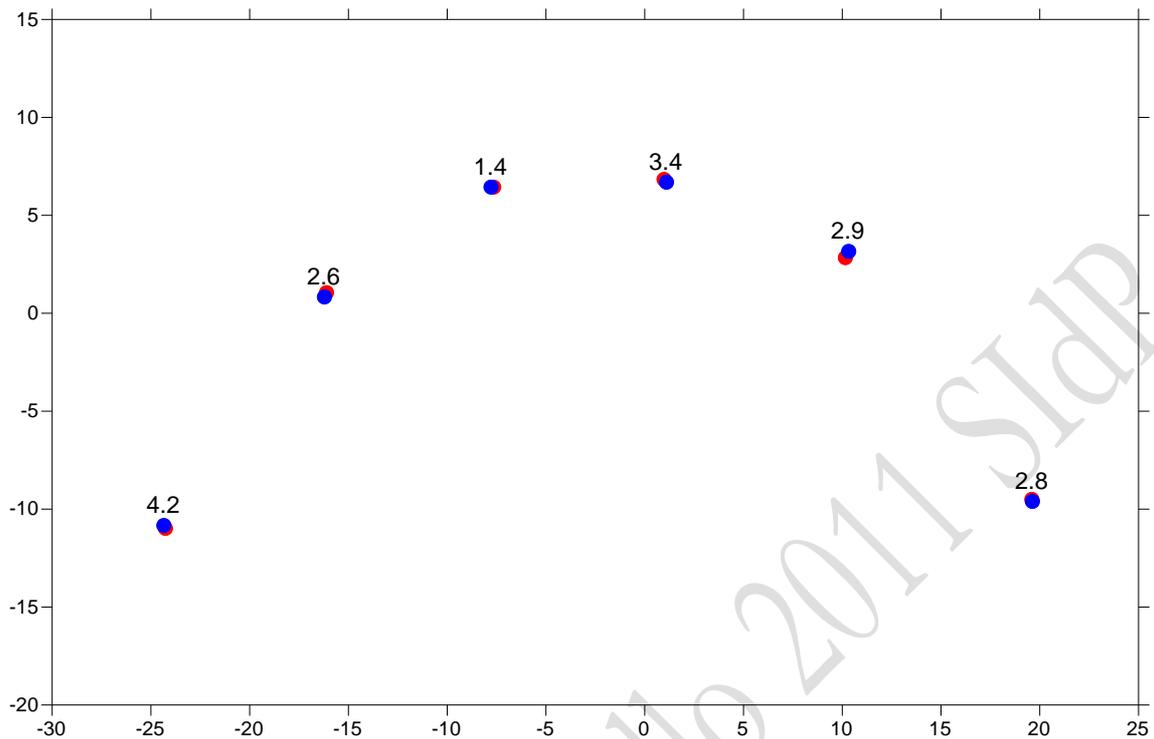
RISULTATI DEL TEST FOTOGRAMMETRICO

POSIZIONE			ANGOLO		
MEDIA	DISPERSIONE (sd)	VALORE MASSIMO	MEDIA	DISPERSIONE (sd)	VALORE MASSIMO
0,35	0,13	0,87	3,64	0,9	8,72

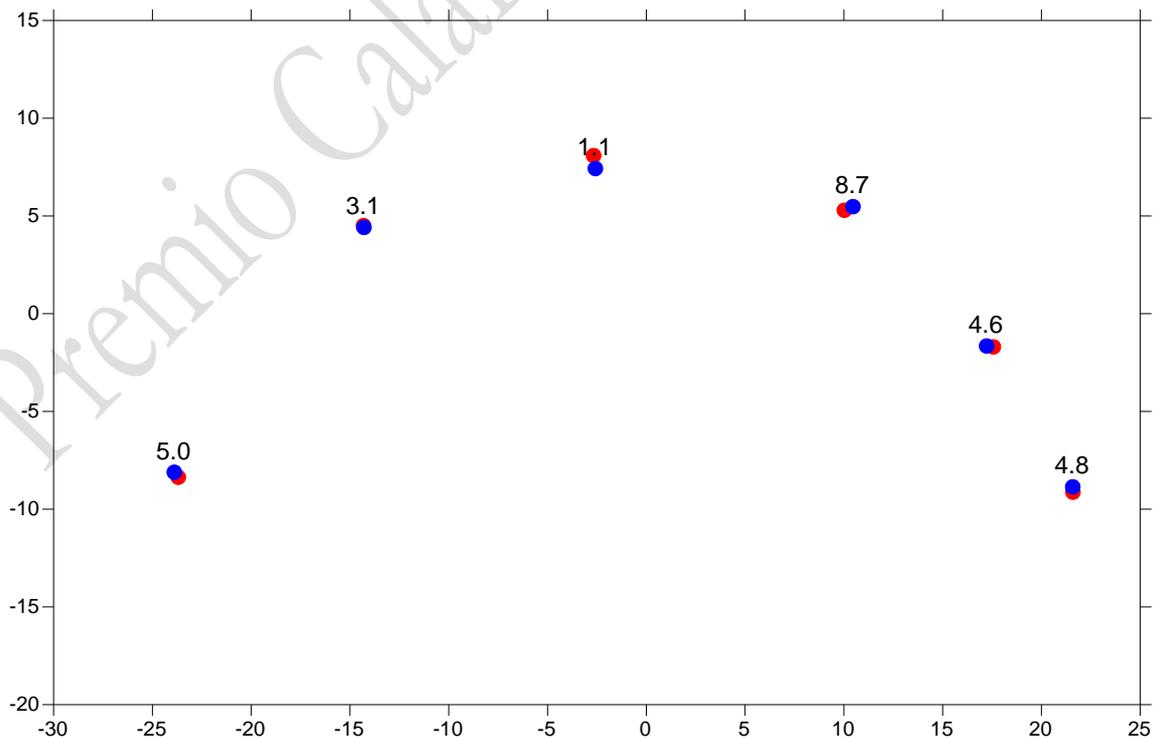
PZ1



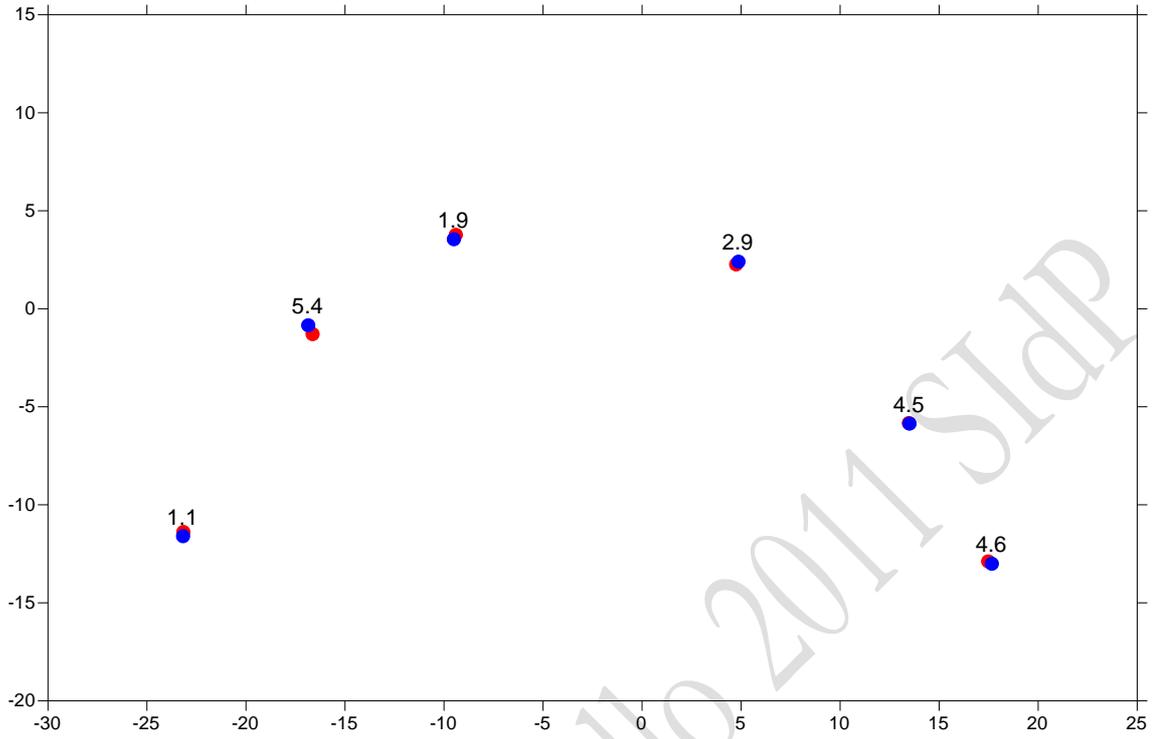
PZ2



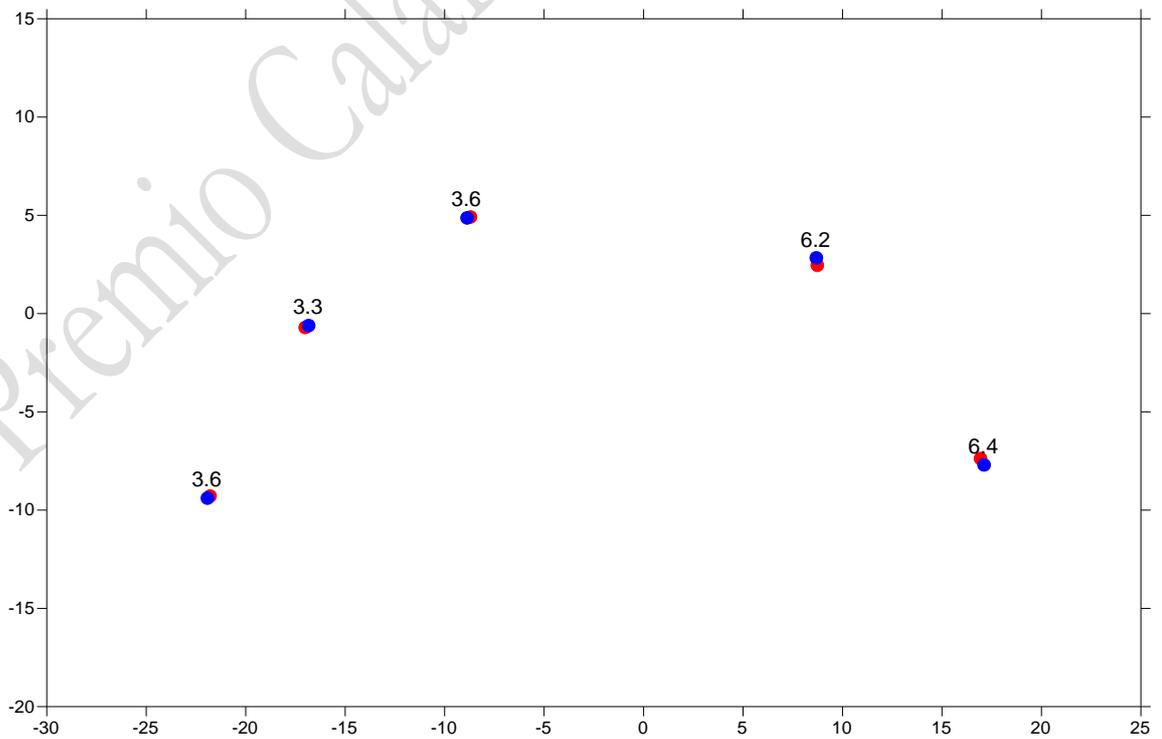
PZ3



PZ4



PZ5



ICONOGRAFIA

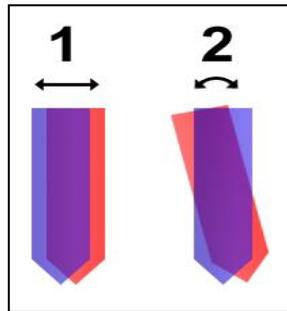


FIG 1



FIG 2



FIG 3

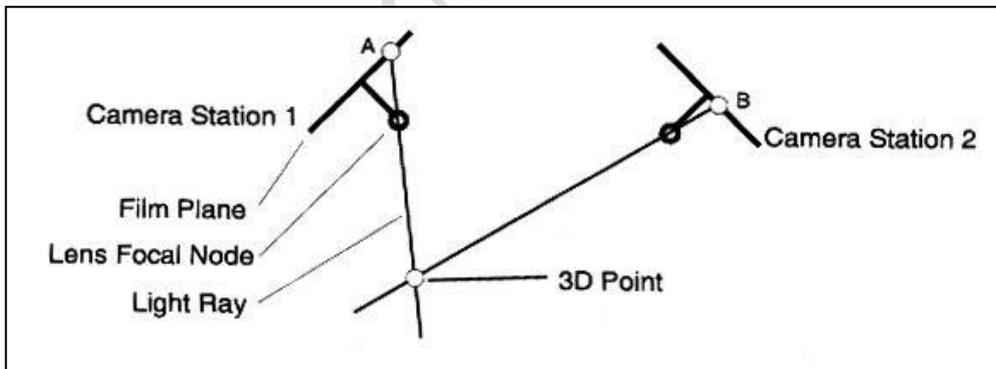


FIG 4

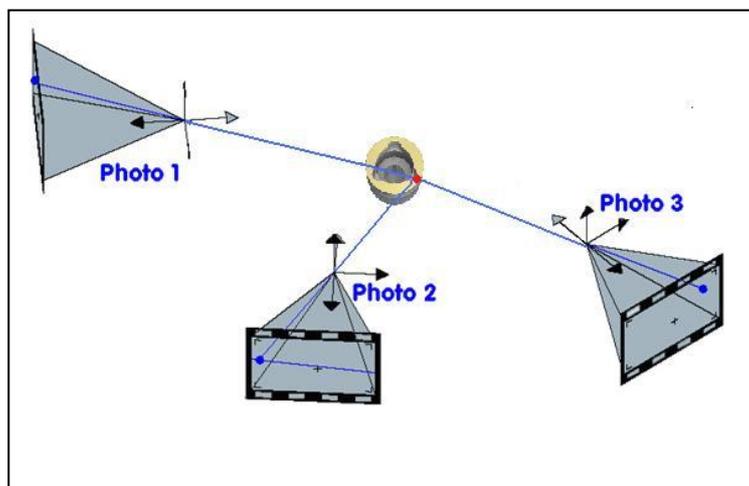


FIG 5

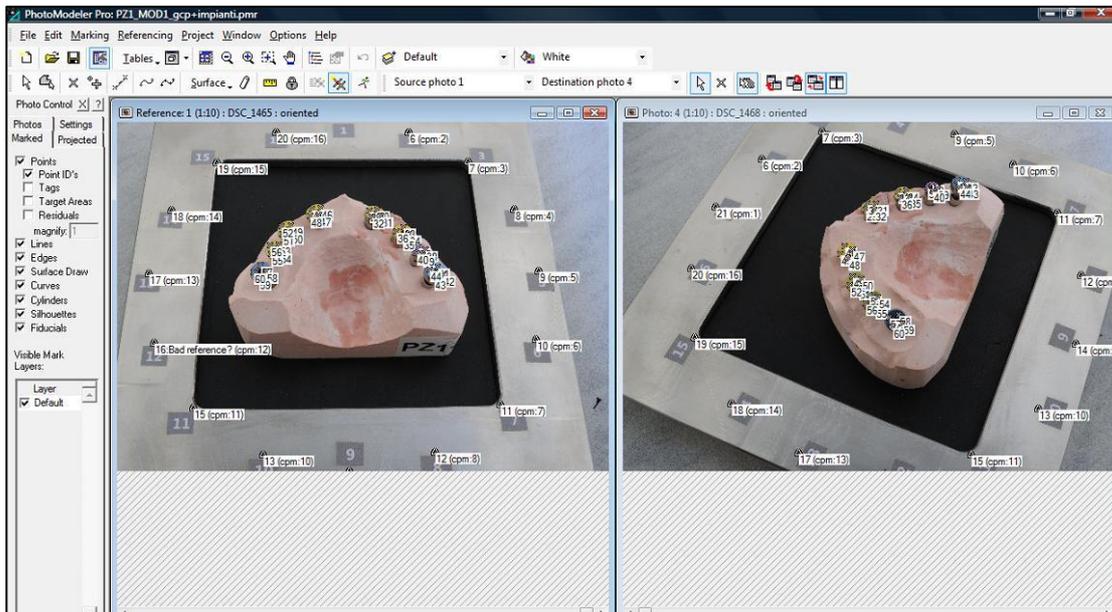


FIG 9

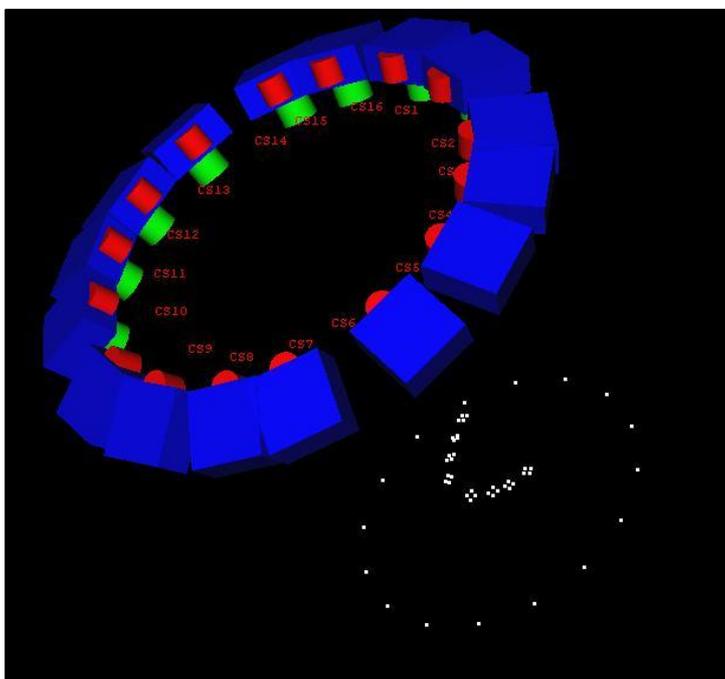


FIG 10

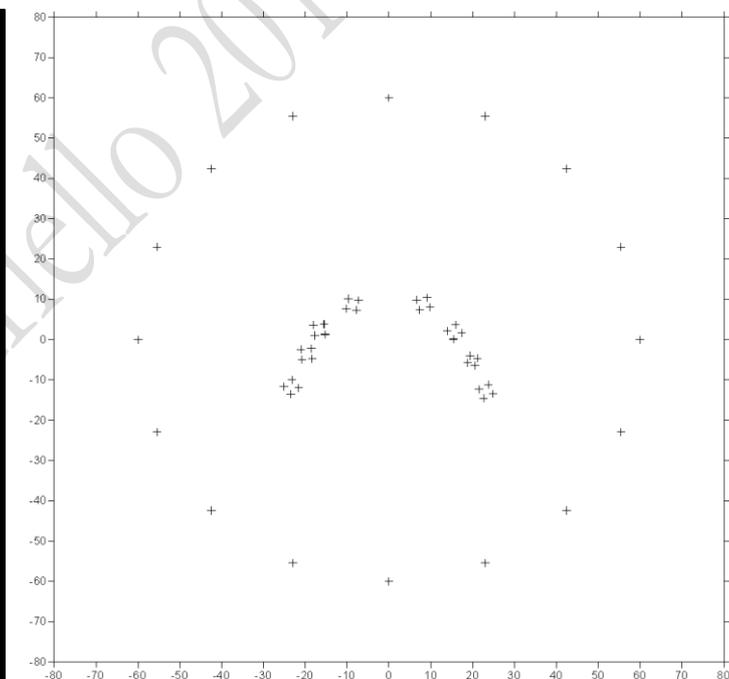


FIG 11

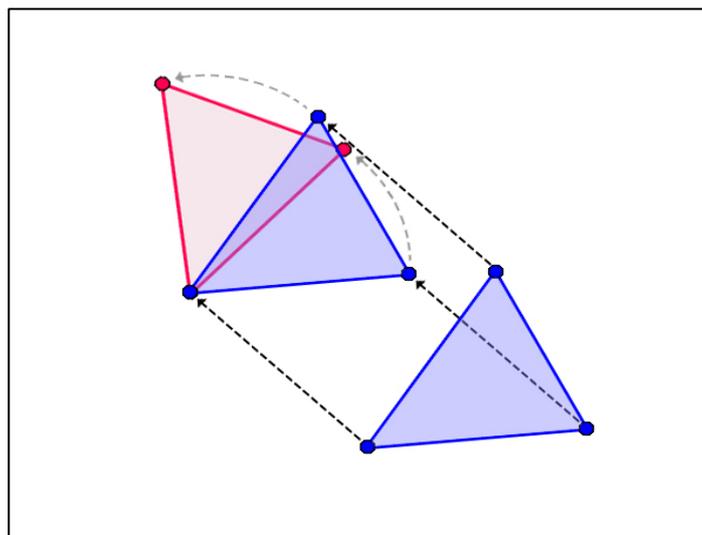


FIG 12