

Relazione preliminare su:

Sistema di guida radiologica che consente un controllo visivo in tempo reale nel settore della neurochirurgia stereotassica a scopo diagnostico e terapeutico.

Introduzione.....	2
Geometria del sistema.....	3
Discretizzazione angolare regolare.....	5
Discretizzazione assiale regolare.....	6
Angolo di ricerca e precisione.....	7
Il caso ortogonale.....	8
Conclusioni.....	10

Febbraio 1989

Prof. Virginio Cantoni

Introduzione

Per questa relazione si e' assunta come base la struttura del sistema isocentrico descritta nella brochure "Neurogil - Guida a 'scansione digitale' per stereotassi". In particolare si supporra' che le due immagini I1 ed I2, acquisite mediante la struttura pensile telescopica nella quale le sorgenti radiogene S1 ed S2 ed i detettori di immagine sono accoppiati meccanicamente, potranno riferirsi ad un unico sistema di coordinate avente l'asse z perpendicolare al piano contenente le sorgenti e i centri delle due immagini. Molti risultati possono comunque essere facilmente estesi al caso in cui, tra l'acquisizione delle due immagini, non avviene una semplice scansione angolare della forcilla rotante rispetto al sistema di fissazione del paziente, ma uno spostamento isocentrico generico (le due immagini I1 ed I2 non verrebbero piu' ad avere le generatrici comuni lungo l'asse z, ma risultano "sghembe").

Il punto centrale della relazione e' lo studio delle possibilita' di ricostruzione della posizione precisa nello spazio di un punto P (l' ago), sulla base di due immagini digitali acquisite secondo due diverse orientazioni β_1 e β_2 .

Il problema e' per sua natura tri-dimensionale, infatti si dovranno cercare le coordinate (x,y,z) di P; pero' sulle due immagini le corrispondenze dal punto di vista computazionale sono intrinsecamente monodimensionali: il vincolo epipolare, di puro fondamento geometrico, implica che le due proiezioni P' e P" di un punto P sulle due immagini I1 ed I2 dovranno ricercarsi sulle due rette epipolari coniugate a' ed a" di intersezione del piano α , individuato dai punti S1, S2 (in cui sono poste le due sorgenti radiogene) e P, con i due piani immagine I1 ed I2 rispettivamente (vedi figura 1).

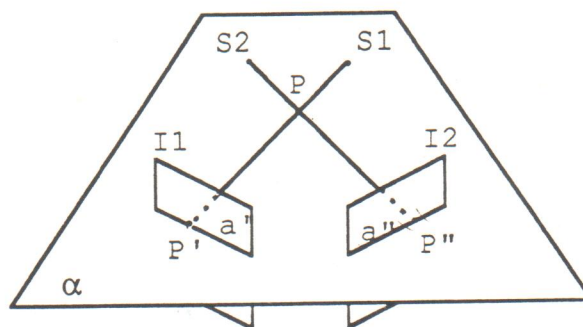


Figura 1.

Pertanto, la cordinata z_p del punto P verra' semplicemente calcolata autonomamente sulla base del numero di riga delle due rette epipolari sulle due immagini memorizzate (una volta trovata la posizione x_p, y_p del punto P nel piano α , z_p verra' calcolato semplicemente come frazione di $z_{p'}$ o $z_{p''}$ (es. $z_p = z_{p'} \frac{ps_1}{p's_1}$).

Geometria del sistema

In base alle assunzioni precedenti, senza perdita di generalita' si supporra' di operare sul piano α con riferimento X, Y interno, secondo le convenzioni di figura 2. In particolare, con l'assunzione citata di una semplice scansione angolare $\beta_1 + \beta_2$ tra le due immagini I_1 ed I_2 , la coordinata t corrispondera' alla coordinata di colonna sulle due immagini (le due rette epipolari coniugate a' ed a'' sono parallele).

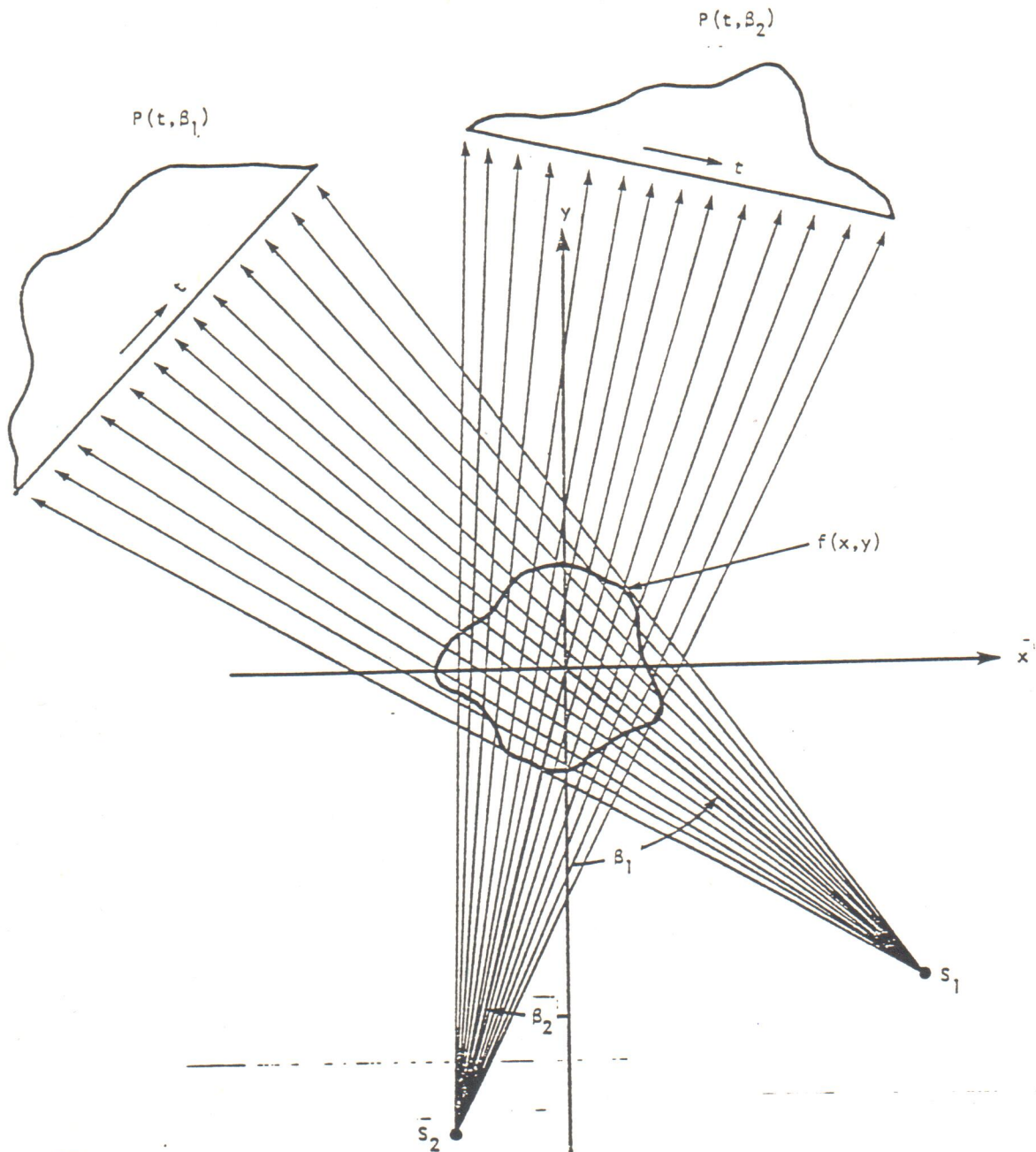
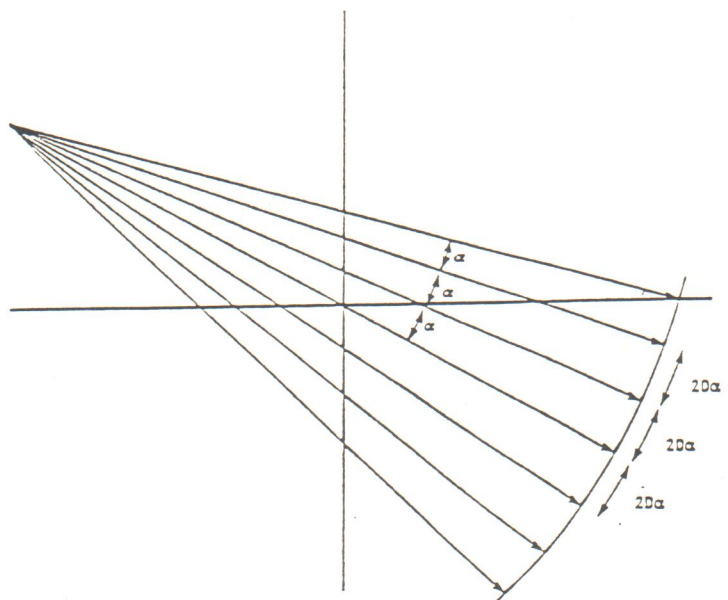
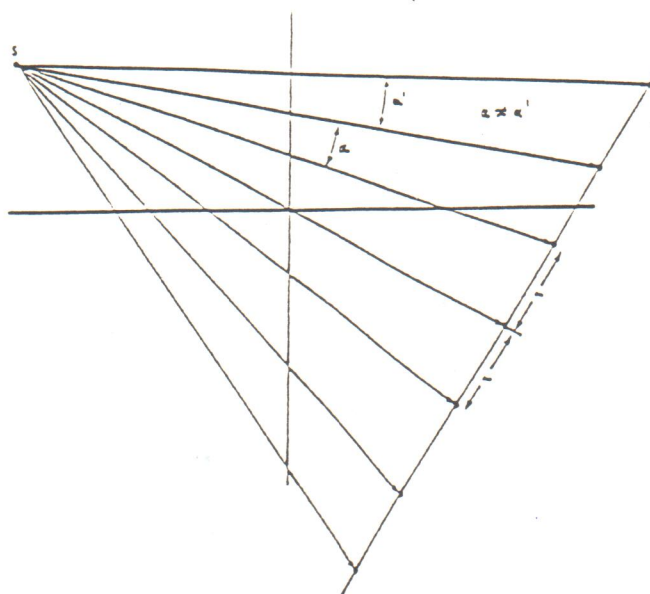


Figura 2.

In particolare verranno studiate, per quanto riguarda la geometria del sistema di acquisizione, le due soluzioni corrispondenti alle due configurazioni illustrate in figura 3: a) discretizzazione ad angoli regolari; b) discretizzazione con linearita' assiale. Le due soluzioni dal punto di vista computazionale possono considerarsi per ora equivalenti, gli sviluppi fatti per un caso possono facilmente ricondursi a quelli dell'altro caso.



a)



b)

Figura 3

Discretizzazione angolare regolare

La geometria del sistema e' illustrata, per il caso della discretizzazione angolare regolare, in figura 4, con riferimento ad una delle due immagini rilevate $I(\alpha)$. Supposto di rilevare direttamente la coordinata angolare α , la relazione che lega le coordinate polari (r, ϕ) del punto P, la sua proiezione angolare dalla sorgente α^* , e le coordinate polari della sorgente (d, β) , risulta:

$$(1) \quad \operatorname{tg} \alpha^* = \frac{r \cos (\beta - \phi)}{d + r \sin (\beta - \phi)}$$

Noti α^* , d , β dalla (1) e da una relazione analoga per la seconda vista, si possono ricavare le due coordinate polari r e ϕ del punto P.

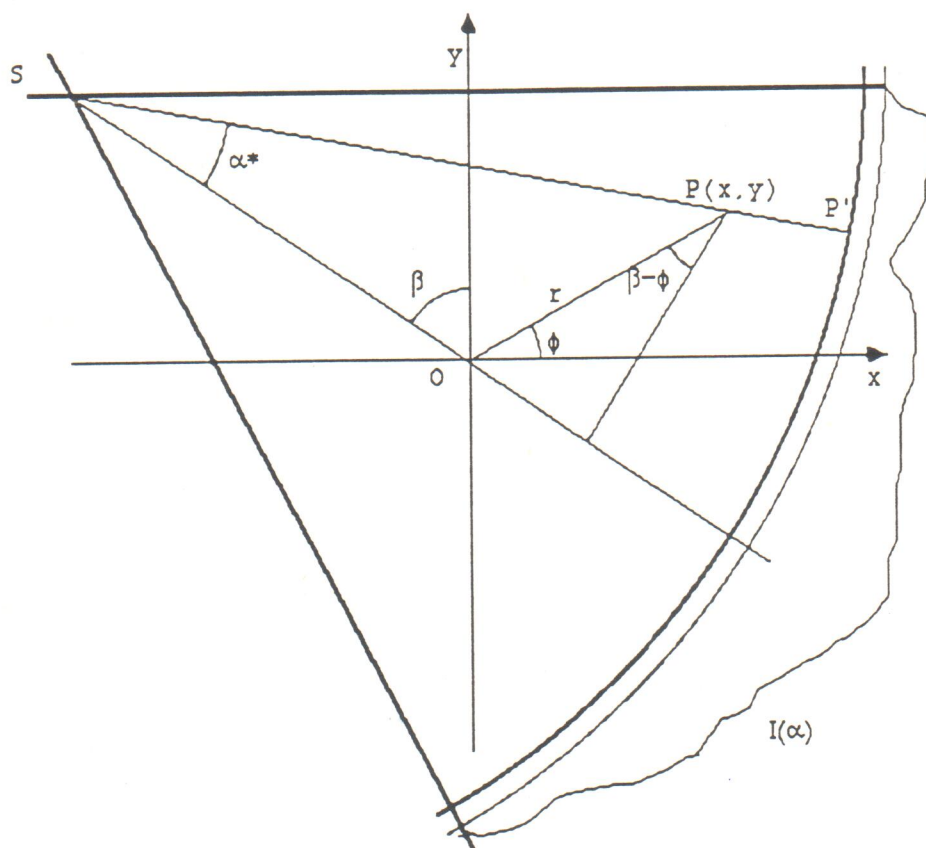


Figura 4

Discretizzazione assiale regolare

La geometria del sistema e' illustrata, per il caso della discretizzazione assiale regolare, in figura 5, con riferimento ad una delle due immagini rilevate $I(t)$. La relazione che lega le coordinate cartesiane (x,y) del punto P, la coordinata ascissa t^* della sua proiezione, e le coordinate polari della sorgente (d,β) risulta:

$$(2) \quad \frac{t^*}{2d} = \frac{x \cos \beta + y \sin \beta}{d + x \sin \beta - y \cos \beta}$$

Noti t^* , d , β dalla (2) e da una relazione analoga per la seconda vista, si possono ricavare le due coordinate cartesiane (x,y) del punto P.

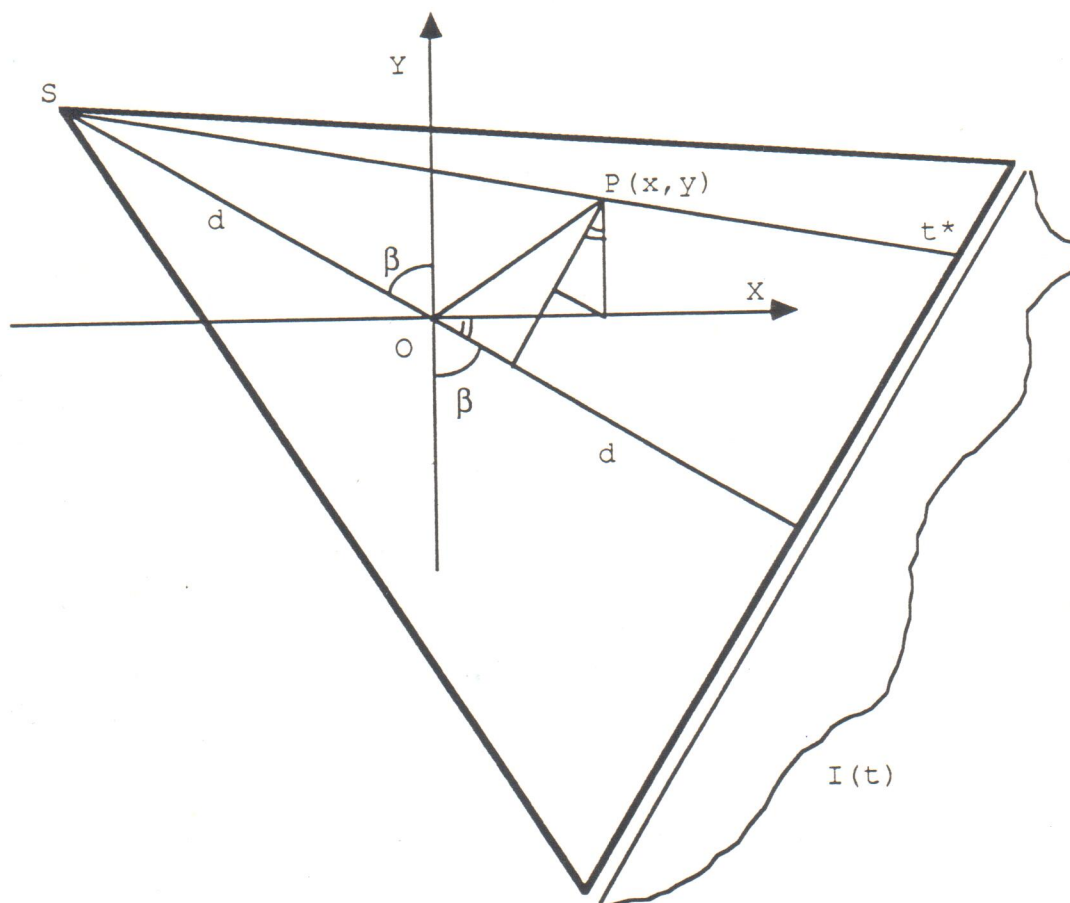


Figura 5

Angolo di ricerca e precisione.

Come e' stato discusso precedentemente la ricerca del punto corrispondente risulta intrinsecamente monodimensionale. Cio' riduce considerevolmente il tempo di calcolo (supposto ovviamente di operare in modo automatico). Lo spazio di ricerca puo' essere tuttavia ulteriormente ridotto considerato che l'area di interesse (ROI) e' limitata nello spazio e risulta funzione della l'angolo β formato tra le due sorgenti.

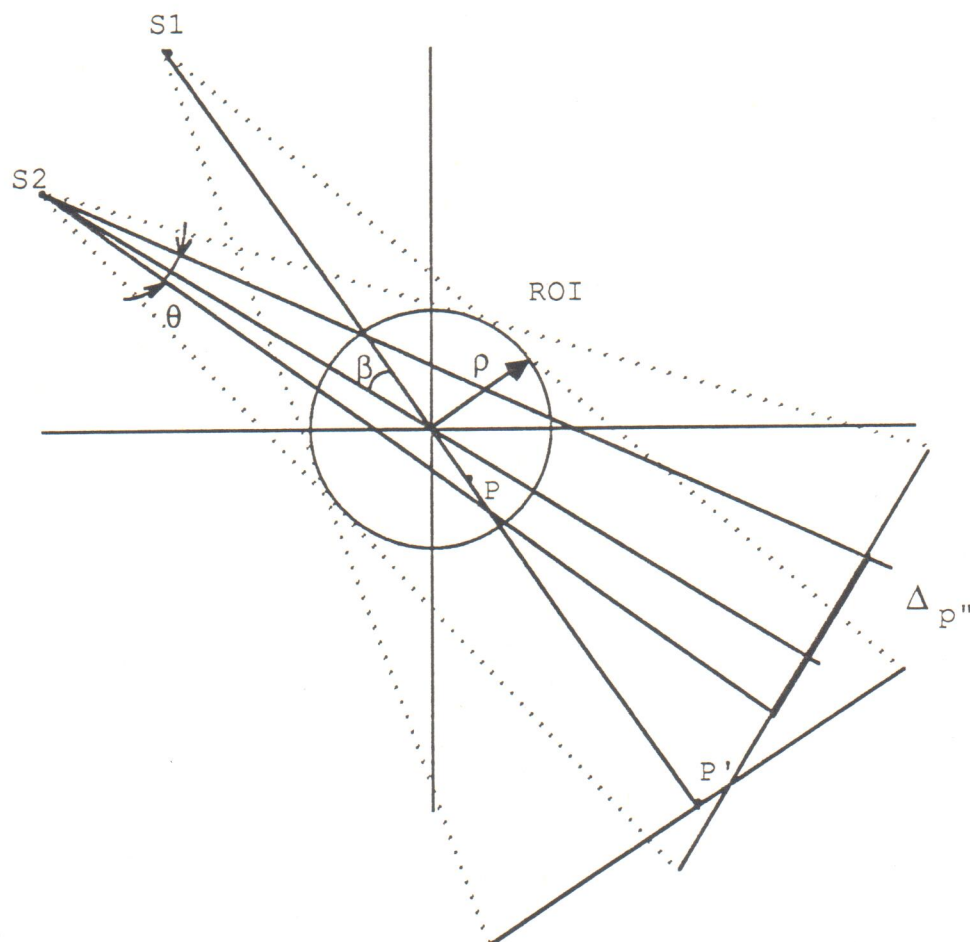


Figura 6

La geometria corrispondente e' illustrata in figura 6: il corrispondente del punto P (la cui proiezione P' e' rilevata in I_1) si trova in I_2 sul segmento $\Delta P''$: P si trova sulla corda della ROI tagliata su S_1-P' , la cui proiezione su I_2 e' evidenziata. L'angolo di ricerca θ e il conseguente segmento $\Delta P''$, possono essere approssimativamente stimati nel modo seguente:

$$(3) \quad \theta \sim \frac{2 \rho \beta}{d}$$

$$(4) \quad \Delta p'' \sim 4 \rho \beta$$

L'approssimazione e' valida per valori di β limitati; aumentando β infatti, ben presto si arriva a ricoprire l'intera riga di I2 (lunga ovviamente 4ρ). Si noti che l'area di ricerca risulta indipendente da d .

D'altro canto, la stima della posizione di P viene fatta (con entrambe le soluzioni riportate) mediante un processo analogo a quello di triangolazione stereometrica, per cui la precisione della stima stessa risulta dipendente dalla distanza tra le due sorgenti S1 ed S2 (approssimativamente data da βd), piu' precisamente decresce con il quadrato di tale distanza. Queste considerazioni valgono per valori ragionevoli di d , ρ e β .

Per valori elevati di β cambia ovviamente la vista, e quindi una selezione della posizione relativa delle sorgenti andra' fatta anche in funzione delle caratteristiche morfologiche e di contrasto del caso in esame; presumibilmente non esiste un valore ottimale in assoluto, quindi β dovra' essere stabilito di volta in volta.

Il caso ortogonale

Un caso a prima vista ottimale per quanto riguarda il tempo di calcolo e' riportato in figura 7. Le due sorgenti radiogene ortogonali tra di loro sono considerate sugli assi X, Y. Con le convenzioni riportate in figura, le equazioni (1) e (2) sono specializzate nella forma seguente (adottando, vista la geometria, la soluzione cartesiana):

$$(5) \quad \left\{ \begin{array}{l} \operatorname{tg} \alpha_1 = \frac{y}{d+x} \\ \operatorname{tg} \alpha_2 = \frac{x}{d+y} \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} y = d \frac{\operatorname{tg} \alpha_1 (1 + \operatorname{tg} \alpha_2)}{1 - \operatorname{tg} \alpha_1 \operatorname{tg} \alpha_2} \\ x = d \frac{\operatorname{tg} \alpha_2 (1 + \operatorname{tg} \alpha_1)}{1 - \operatorname{tg} \alpha_1 \operatorname{tg} \alpha_2} \end{array} \right.$$

$$(6) \quad \left\{ \begin{array}{l} \frac{t_1}{2d} = \frac{y}{d+x} \\ \frac{t_2}{2d} = \frac{x}{d+y} \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} y = \frac{d t_1 (2d + t_2)}{4d^2 - t_1 t_2} \\ x = \frac{d t_2 (2d + t_1)}{4d^2 - t_1 t_2} \end{array} \right.$$

In entrambi i casi pertanto, la ricostruzione e' semplice, il tempo di calcolo e' interamente dovuto alla ricerca del punto P'' , che puo' ridursi ad una correlazione lineare, questa volta pero' sull'intera riga della seconda immagine. Val la pena precisare che lineare e' lo spazio di ricerca, ovviamente, il modello puo' essere non necessariamente monodimensionale ma costituito da una areola sulla quale applicare una scansione lungo la riga.

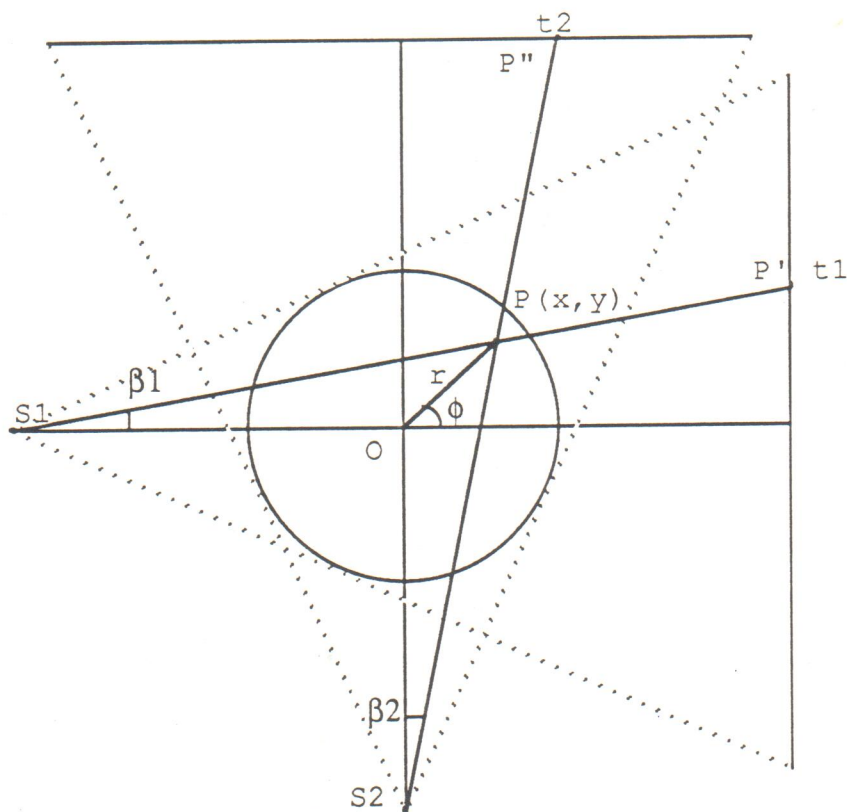


Figura 7

Conclusioni

Il processo completo di controllo visivo in tempo reale nella neurochirurgia stereotassica puo' essere suddiviso in quattro fasi ricorsive:

- i) localizzazione del punto di riferimento sull'immagine I1.
- ii) ricerca del punto corrispondente sull'immagine I2
- iii) determinazione delle coordinate spaziali x, y, z del punto sotto esame.
- iv) verifica di congruenza della posizione del punto secondo quanto prestabilito.

Tale sequenza deve ripetersi ciclicamente ad intervalli regolari secondo le richieste di accuratezza del controllo.

La prima fase se integrata con una opportuna banca dati comprensiva di esami preliminari sulla situazione 3D (ad esempio tramite TAC) puo' essere resa sufficientemente spedita: nella fase iniziale l'area di ricerca e' confinata dal posizionamento meccanico della forcilla rotante, successivamente puo' essere ridotta mediante tracking (stima preliminare della nuova posizione d'esame in funzione della precedente e dei movimenti attuati).

La seconda fase implica una ricerca del punto corrispondente sull'immagine coniugata e richiede una correlazione, presumibilmente lineare e monodimensionale, su un'area estesa al piu' quanto una riga. Anche in questo caso, se necessario, una riduzione dello spazio di ricerca puo' essere realizzata tramite tracking. Le dimensioni ottimali dell'area del modello da ricercarsi, che ovviamente condizionano l'onere computazionale, dovranno essere determinate sperimentalmente (anche la cifra di merito potrebbe essere definita in base ai risultati ottenuti con la correlazione).

Per quanto riguarda la terza fase, nelle ipotesi descritte nella introduzione, il processo di ricostruzione non risulta particolarmente oneroso dal punto di vista computazionale. Risulta ovviamente condizionante la precisione di misura dei parametri α o t , che comunque a priori non dovrebbe risultare critica.

L'ultima fase richiede una buona interfaccia con la banca dati 3D che descrive la situazione di partenza con una veloce gestione delle parti critiche prossime all'area di lavoro.

In definitiva quindi la fattibilita' del progetto risulta non particolarmente rischiosa e non si vedono fasi critiche che possano comprometterne la realizzazione. Le limitazioni discusse nell'introduzione possono, nel caso lo si ritenga necessario, essere rimosse: i risultati ottenuti possono essere adeguatamente estesi al caso in cui la rotazione tra le due immagini non e' limitata a quella attorno all'asse iniziale della forcilla pensile.