



Il giusto equilibrio tra conservazione e innovazione

DI CESARE PROIETTI

editoriale

In apertura di questo numero, voglio ringraziare quanti hanno collaborato e reso possibile questo progetto, che nelle molte direzioni di studio e ricerca si propone di fornire nuovi stimoli e raccogliere riflessioni. Un ringraziamento particolare, inoltre, va ai numerosi colleghi, che grazie alla loro attiva partecipazione, hanno offerto un contributo fondamentale per la raccolta e la divulgazione delle proprie conoscenze ed esperienze sia umane che professionali. E' nell'intenzione di questa rivista, fornire una promessa e una speranza di maggior radicamento della didattica entro il confine della nostra professione, che sempre più risulta aperta alle sollecitazioni e agli stimoli esterni. In questa epoca di continui e veloci mutamenti, infatti, è necessario mantenere un elevato livello di attenzione su tutti gli aspetti della nostra professione. Tali aspetti sono molteplici e non vi è dubbio che, oggi, il nostro lavoro sia quanto mai impegnativo, poiché il TSRM è sempre più coinvolto su diversi fronti della tecnologia. Questa varietà di impegni e la continua evoluzione tecnologica rendono la nostra professione tanto interessante quanto complessa, sempre in equilibrio tra conservazione e innovazione.

Nel corso degli anni, il profilo qualitativo del TSRM, grazie a una continua attività di lavoro e aggiornamento, è notevolmente migliorato. In tal senso, ha giocato un ruolo fondamentale il nuovo corso universitario che con una molteplicità di orizzonti teorici, offre agli studenti un particolare percorso formativo in grado di erodere i confini della sola radiologia, proiettandosi in una multidisciplinarietà che apre le porte ad infinite possibilità ed a nuovi percorsi.

La formazione, ha un ruolo fondamentale per i TSRM. Bisogna sostenerla, migliorarla e potenziarla. A tal fine, quando nel proprio ambito si riscontra una profonda mancanza di comunicazione, finalizzata allo scambio di informazioni professionali, la prima cosa da fare è interrogarsi sulla propria disponibilità ad impegnarsi nella divulgazione delle competenze che ci appartengono e che troppo spesso teniamo avidamente a nostra esclusiva fruizione.

Noi tenteremo, con questa rivista, di arrivare a coinvolgere un numero sempre più elevato di colleghi.

Ciò che il lettore deve pretendere è che, chi scrive, sia in grado di spendere parole sensate, supportate, chiare e utili ad orientarlo verso una direzione proficua.

Noi le cercheremo, quelle parole, con tutta l'onestà intellettuale di cui siamo capaci nel solo ed esclusivo interesse dell'evoluzione della categoria del Tecnico Sanitario di Radiologia Medica.

Un lettore, attore-protagonista e non comparsa passiva nella scrittura della sceneggiatura di una ulteriore sfida verso la figura del Tecnologo. La rivista si pone l'ambizioso fine di essere, insieme ad altre iniziative, lo strumento didattico-scientifico che ci porterà alla meta.

IL RUOLO DEI COLLEGI NEI SISTEMI PER L'ASSICURAZIONE DI QUALITÀ DEI CORSI DI LAUREA

THE ROLE OF PROFESSIONAL COLLEGES IN THE SYSTEMS FOR QUALITY ASSURANCE OF DEGREE COURSES

TSRM DOTT. ANTONIO ALEMANNI (1), TSRM DOTT. ANTONIO PATRIZIO (2).

(1) COORDINATORE DELLE ATTIVITÀ FORMATIVE DEL CDL IN TRMIR DELL'UNIVERSITÀ DI FOGGIA

(2) PRESIDENTE DEL COLLEGIO PROFESSIONALE TSRM DELLA PROVINCIA DI FOGGIA

Il servizio di formazione offerto da un Corso di Laurea (CdL) può essere considerato come un insieme di attività più o meno articolate e tra loro interagenti, tale sistema si avvale dell'approccio per processi già adottato dalla norma ISO 9001:2008, la quale definisce i requisiti che devono caratterizzare i sistemi di gestione per la qualità di una qualunque organizzazione.

La Facoltà di Medicina dell'Università degli Studi di Foggia ha inteso individuare nel Collegio Professionale TSRM della Provincia di Foggia, l'ente rappresentante il mondo del lavoro nel Sistema per l'Assicurazione di Qualità del rispettivo CdL in Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia (TRMIR).

La collaborazione è avvenuta tramite un "Comitato di indirizzo" costituito da rappresentanti del CdL e del Collegio.

Parole chiave: Sistemi di Assicurazione della Qualità, Comitato di indirizzo, fabbisogni formativi.

The training service offered by a Degree Course may be regarded as a set of activities more or less articulated and interacting, this system uses the approach to the processes already adopted by ISO 9001:2008, which defines the requirements that must characterize the systems of quality management of any organization.

The Faculty of Medicine of the University of Foggia has sought to identify in the College TSRM the Province of Foggia, the body representing the world of work in the System for Quality Assurance of their degree course in Medical Radiology Techniques, Imaging and Radiotherapy.

The collaboration came about through a "Steering Committee" composed of representatives of the Degree Course and the Professional College.

Keywords: Systems of Quality Assurance, Guidance Committee, training needs.

ABSTRACT

INTRODUZIONE

La qualità di un servizio, e quindi anche di un Corso di Laurea (CdL), è il grado di soddisfazione dei requisiti per la qualità, ovvero delle esigenze e delle aspettative di tutti coloro (Parti Interessate, PI) che hanno interesse nel servizio formativo offerto.

In tale contesto, un ruolo attivo come Parte Interessata alla formazione del futuro TSRM è giocata sia dal Collegio Professionale, a livello locale, sia dalla Federazione Nazionale, per quanto riguarda gli aspetti più generali¹.

L'Assicurazione di Qualità² (AQ) dei CdL richiede, pertanto, che vengano preventivamente stabiliti e dichiarati i "requisiti per la qualità", da considerare come caratterizzanti la qualità di un CdL.

La determinazione di tali requisiti può poggiare, oggi, su quanto maturato a livello europeo: esiste infatti un generalizzato consenso su un insieme di requisiti generali, che hanno trovato

una loro sintesi formale nel documento ENQA *Standards and Guidelines for Quality Assurance in the European Higher Education Area*³, adottato nel contesto del processo di Bologna dai Ministri dell'istruzione di 45 paesi (Bergen, 19-20 maggio 2005), insieme al documento "European Qualification Framework"⁴ relativo al reciproco riconoscimento delle qualificazioni. A tal proposito, come esplicitamente riportato nello stesso documento ENQA, lo scopo degli standard e delle linee guida è quello di fornire assistenza e guida alle istituzioni di alta formazione nello sviluppo del proprio sistema di AQ, senza alcuna pretesa di imporre pratiche o che detti standard e linee guida siano interpretati come prescrittivi o immodificabili.

Il Sistema per l'AQ dei CdL assume innanzitutto che un CdL si possa dire "di qualità" quando: stabilisce sbocchi professionali e occupazionali per i quali preparare i laureati e risultati di apprendimento attesi negli stu-

denti alla fine del processo formativo di valore, ovvero coerenti:

- con la missione della struttura di appartenenza;
- con gli obiettivi formativi qualificanti della/e classe/i di appartenenza del CdL,
- con gli sbocchi professionali e i fabbisogni formativi espressi dalle organizzazioni rappresentative del mondo della produzione, dei servizi e delle professioni;

- tra di loro;

assicura agli studenti attività formative che conducano ai risultati di apprendimento attesi e garantisce un corretto accertamento del loro apprendimento; dispone di personale docente, infrastrutture, collaborazioni esterne e servizi di contesto adeguati al raggiungimento dei risultati di apprendimento attesi e li tiene sotto controllo; tiene sotto controllo lo svolgimento e monitora i risultati del processo formativo; adotta un sistema di gestione adeguato ed efficace, che pro-

muova la qualità del CdL, e garantisce la pubblicità delle informazioni sul CdL.

Questi principi devono ispirare la progettazione, la messa in opera e il controllo di un CdL e costituiscono i cinque aspetti chiave, o "aree", da considerare per l'AQ di un CdL, ovvero:

- A - Fabbisogni e Obiettivi,
- B - Percorso formativo,
- C - Risorse,
- D - Monitoraggio,
- E - Sistema di gestione.

I requisiti per la qualità sono quelli definiti nel documento *Requisiti per l'Assicurazione della Qualità dei Corsi di Studio universitari* della Fondazione CRUI⁵, successivamente rivisti anche alla luce dei recenti documenti ministeriali⁶ e coerenti con le linee guida del documento ENQA.

Il grado di soddisfacimento di tali requisiti, da valutare sulla base di opportuni indicatori, determina la qualità dei CdL.

Alla luce di tale premessa, il Collegio è l'interlocutore specifico dell'Università per quanto riguarda i punti in tabella 1:

Tabella 1 - Requisiti per i quali è richiesta la collaborazione del Collegio

Area	Requisiti per la qualità
A - Fabbisogni e Obiettivi	A1 - Sbocchi professionali e fabbisogni formativi espressi dal mondo del lavoro
D - Monitoraggio	D5 - Collocazione nel mondo del lavoro del del lavoro e prosecuzione degli studi (Efficacia esterna)

MATERIALI E METODI

In previsione dell'Anno Accademico 2010/2011, la Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università di Foggia si è dotata di un Sistema per l'AQ anche dei CdL delle Professioni Sanitarie⁷.

Per il CdL in TRMIR, l'Università ha identificato nel Collegio TSRM della Provincia di Foggia il soggetto rappresentativo del mondo del lavoro per i requisiti in tabella 1.

Requisito A1

Sbocchi professionali e fabbisogni formativi espressi dal mondo del lavoro.

L'Università ha sperimentato una *best practice* istituendo un gruppo di lavoro, chiamato "**Comitato di indirizzo**", costituito da rappresentanti del CdL e rappresentanti del Collegio.

Rispetto al Requisito A1:

-Il Comitato di indirizzo rappresenta anche un'efficace risposta alla richiesta di consultazione delle organizzazioni rappresentative nel mondo del-

la produzione, dei servizi e delle professioni di riferimento dei CdL, di cui all'art. 11 del DM 270/04.

-Sempre ai sensi del DM 270/2004, il CdL ha l'obiettivo di assicurare allo studente un'adeguata padronanza di metodi e contenuti scientifici generali, anche nel caso in cui siano orientati all'acquisizione di specifiche conoscenze professionali, preordinate all'inserimento dei laureati nel mondo del lavoro e all'esercizio delle correlate attività professionali regolamentate. In tal senso, il Comitato di indirizzo identifica non solo gli obiettivi formativi specifici con riferimento agli obiettivi formativi qualificanti della classe di appartenenza, ma orienta il CdL alla migliore acquisizione di specifiche conoscenze professionali.

-Infine, è utile considerare che, per quanto riguarda i CdL, gli sbocchi possono riguardare (e riguardano), oltre al contesto lavorativo, anche la prosecuzione degli studi nei Corsi di Laurea Magistrale. Pertanto, in particolare per i CdL che hanno l'obiettivo di assicurare agli studenti solo un'adeguata padronanza di metodi e contenuti scientifici generali, gli sbocchi devono essere definiti anche attraverso l'indicazione dei Corsi di Laurea Magistrale di cui il CdL soddisfa i criteri di accesso per quanto riguarda i requisiti curriculari. Su proposta dei rappresentanti del Collegio, lo strumento usato dal *Comitato di indirizzo* per la stesura del suddetto documento è il lavoro *Dal focus group al core competence*⁸, a cura di Simona Francioni, Giuseppe Brancato et al., tratto dall'esperienza comune della Commissione Formazione della Regione Toscana in collaborazione con le Professioni Sanitarie e l'Università.

Requisito D5

Collocazione nel mondo del lavoro e prosecuzione degli studi (Efficacia esterna).

Rispetto a questo requisito, il CdL ha individuato nel Collegio il riferimento per monitorare i risultati relativi alla collocazione nel mondo del lavoro e alla prosecuzione degli studi in altri Corsi di Studi dei laureati, al fine di:

- dare evidenza della spendibilità del titolo di studio rilasciato;
- verificare la corrispondenza tra le competenze professionali per i quali si sono preparati i laureati e le esigenze richieste dal mondo del lavoro;
- verificare l'adeguatezza dei risultati di apprendimento attesi, stabiliti ai fabbisogni formativi del mondo del lavoro.

I risultati relativi alla collocazione nel mondo del lavoro dei laureati, raccolti dal Collegio e comunicati all'Università riguardano:

a) a 1 anno dalla laurea:

la percentuale di laureati che hanno trovato po-

sto di lavoro, che non lavora, non cerca ma è impegnato in un corso universitario/praticantato;

- b) a 3 e a 5 anni dalla laurea:
 -la percentuale di laureati che hanno trovato posto di lavoro;
 - i tempi di ingresso nel mercato del lavoro;
- c) -gli ambiti lavorativi in cui i laureati si sono collocati (pubblico o privato).

Il monitoraggio dei dati richiesti dal Requisito D5 si effettua tramite un semplice data-base nel quale il Collegio TSRM di Foggia registrerà i relativi dati, raccolti con un format inviato periodicamente per e-mail agli iscritti.

RISULTATI

Nel *Comitato di indirizzo* finalizzato a definire il Requisito A1-*Sbocchi professionali e fabbisogni formativi espressi dal mondo del lavoro*, il Collegio ha sottolineato l'importanza per il TSRM di fare propri i principi di "giustificazione, limitazione e ottimizzazione" espressi dal legislatore nel D.Lgs.187/00.

Infatti, la rispettiva area di autonomia e responsabilità dichiarata dalle leggi n.42/99 e n.251/00, deve oggi coniugarsi con l'etica professionale iscritta nel Codice Deontologico del 2004, rappre-

sentata dalla tutela della persona, soprattutto in relazione ai principi di radioprotezione.

Quindi, il Piano di Studi del CdL ha previsto l'affidamento di un Insegnamento (Med/50) di Radioprotezione, ad un TSRM che ha frequentato un apposito Master di I livello. Tale docenza, affianca il Corso di Radioprotezione svolto dal Fisico, secondo l'Allegato IV del D.Lgs.187/00.

Inoltre, nonostante l'approfondimento delle competenze relative alla Ricerca siano demandate a percorsi formativi specialistici, il Collegio ha ritenuto importante portare nel *Comitato d'indirizzo* l'esigenza avvertita dalla Federazione Nazionale, intesa ad implementare il numero dei lavori scientifici del gruppo professionale. A tal proposito, si è raggiunto l'obiettivo inserendo un Corso di Metodologia della Ricerca nel Piano di studi del III anno.

Infine, il monitoraggio e la registrazione dei dati richiesti dal Requisito D5 - *Collocazione nel mondo del lavoro e prosecuzione degli studi (Efficacia esterna)*, permette al Collegio di valutare con precisione l'andamento del mercato del lavoro locale, anche al fine di stimare meglio il fab-

bisogno formativo rispetto alla programmazione dei posti di TSRM nelle Università⁹.

CONCLUSIONI

La collaborazione Collegio-Università rappresenta un atto pratico verso *"una collaborazione necessaria ed indispensabile fra le Istituzioni per ottimizzare, migliorare, implementare il nostro lavoro"*, indicata dal Presidente della Federazione Nazionale Collegi TSRM, Giuseppe Brancato, e dagli autori e coautori del libro *Dal core competence al core curriculum*¹⁰.

In particolare, è interessante notare come la convergenza di interessi comuni tra Università e mondo professionale, ha trovato sintesi nel Sistema per l'Assicurazione di Qualità.

Soprattutto il riconoscimento del Collegio quale attore tra le Parti Interessate, permette all'Università di attingere alla cultura professionale costituita nel tempo dal nostro gruppo professionale. Realizzando quella sinergia, auspicata a livello normativo dalla Legge 42/99, che indica come riferimenti di una professione sanitaria: il codice deontologico, il profilo professionale e l'ordinamento didattico, rappresentati a livello locale dai rispettivi riferimenti istituzionali.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Codice Deontologico del TSRM 2004, Cap. 9 - *Rapporti con l'università e gli studenti dei Corsi di Laurea*.
- 2 Definizione di "Assicurazione della qualità" (da ISO 9000:2005): Parte della gestione per la qualità mirata a dare fiducia che i requisiti per la qualità saranno soddisfatti.
- 3 www.enqa.eu, www.processodibologna.it.
- 4 www.enqa.eu, www.processodibologna.it.

⁵ www.fondazionecrui.it

⁶ In particolare: D.M. 31 ottobre 2007, n. 544; D.D. 10 giugno 2008, n.61.

⁷ *Sistema per l'Assicurazione di Qualità dei Corsi di Studio universitari*, pubblicazione interna a cura del Nucleo di Valutazione dell'Università di Foggia, 2009.

⁸ Francioni S., Brancato G., Pagliuzzi A. et al., Dal Focus group al core competence, in *Dal core competence al core curriculum*, pagg. 158-179, SEU-Roma, 2008.

⁹ D.M. 29.03.2001. Rilevazione del fabbisogno delle professioni sanitarie e D.M. 2.04.2001 Rilevazione del fabbisogno di laureati specialistici, effettuata ai sensi dell'art. 6 ter, del D.Lgs. 502/92 e s.m.

¹⁰ Ascolese F., Binetti P., Beomonte Zobel B. *Dal core competence al core curriculum*, SEU-Roma,2008.

LA FUSIONE DELLE IMMAGINI PET/TC

PET/CT FUSION IMAGE

DI LASCIO ANTONIO, MATTIONI GIULIANO, CIARCIA GIANLUCA, ROTONDO GIANLUCA, GASPARRI FIORENZO
DIPARTIMENTO DI DIAGNOSTICA PER IMMAGINI, IMAGING MOLECOLARE, RADIOLOGIA INTERVENTISTICA
E RADIOTERAPIA AZIENDA UNIVERSITARIA POLICLINICO DI TOR VERGATA – ROMA

L'evoluzione tecnica della PET è rappresentata dalla PET/TC, un sistema multimodale integrato che permette di ottenere, in un'unica seduta d'esame e senza spostare il paziente dal lettino, informazioni di tipo anatomico (derivanti dalla tomografia computerizzata TCms), ed informazioni di tipo funzionale, attraverso la Tomografia ad Emissione di Postroni (PET).

Considerando che la PET fornisce informazioni di tipo metabolico-funzionale e la tomografia computerizzata (TC) rivela con più elevato grado di risoluzione spaziale gli aspetti anatomico-strutturali degli organi e tessuti oggetto di rivelazione, come in genere tutte le metodologie radiodiagnostiche, si presenta frequentemente la necessità, ai fini di una valida ed attendibile interpretazione di ambedue i tipi di indagine, di confrontare e possibilmente fondere i relativi set di immagini (pet e TC). L'articolo dopo aver delineato gli aspetti tecnici di un tomografo pet presenta i vantaggi ricavabili dall'accoppiamento delle due metodiche PET e TC che grazie a questa evoluzione e alla conseguente possibilità di operazioni di "fusione di immagine" è permessa una precisa localizzazione del dato funzionale sul corrispondente dato anatomico, e permette una migliore localizzazione delle aree di captazione del radio farmaco, per una più accurata indagine diagnostica della malattia

Technical development of PET is represented by PET / CT, an integrated multimodal system that allows to get in a single sitting examination and without moving the patient from the bed, anatomical information (derived from computed tomography TCMS) and functional information ,through Poistrone Emission Tomography (PET).

Whereas PET provides information metabolic - functional and computed tomography (CT) revealed with higher spatial resolution aspects, anatomical-structural organs and tissues subject of revelation, as in general all methodologies diagnostic radiology, is frequently necessary for a valid and reliable interpretation of both types of investigation, to compare and possibly fusion the different set of image (pet and TC).

The article after having drawn the technical aspects of a PET tomograph has the advantages derivable from the connection of the two methods, PET and CT , thanks to this development and the further possibility of operation of "image fusion" has permitted a exact localization of the functional value on the corresponding anatomical value, and allows a better localization of the areas of assimilation of radio drug for a more accurate diagnosis of disease survey

ABSTRACT

INTRODUZIONE

La tomografia ad emissione di positroni (PET) permette di studiare in vivo la bio - distribuzione di svariati precursori metabolici, marcati con isotopi emettitori di positroni, e di ottenere immagini funzionali che descrivono la bio - ripartizione del tracciante.

Attraverso la Somministrazione di questi radio - farmaci ad un paziente e studiando con apposito strumento (PET) la loro ripartizione in un organo o in una regione corporea, si ottengono immagini tomografiche che riproducono parametri biologici e fisiologici, che valutano distrettualmente la perfusione, il metabolismo (glucidico, lipidico, proteico), la distribuzione e densità recettoriali di molteplici siti cellulari, e nello stesso tempo, accertano e localizzano la presenza di patologie focali di varia

natura (tumori, flogosi, lesioni trombo litiche e degenerative). In generale, la PET utilizza radioisotopi emittenti (^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F) con i quali è possibile marcare molecole biologiche (precursori metabolici, zuccheri semplici, aminoacidi, ormoni) permettendo di "mappare" i processi biochimici che avvengono nell'organismo.

Il radio - tracciante più utilizzato nella metodica PET è il ^{18}F FDG (Fluoro - Desossi - Glucosio) e trova la sua principale applicazione negli studi cardiologici, neurologici ed oncologici.

L'evoluzione tecnica della PET è rappresentata dalla PET/TC, un sistema multimodale integrato che permette di ottenere, in un'unica seduta d'esame e sen-

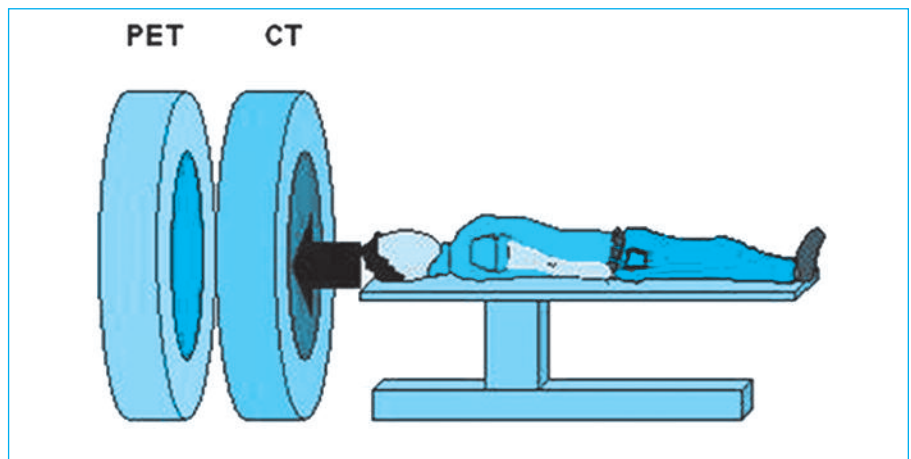
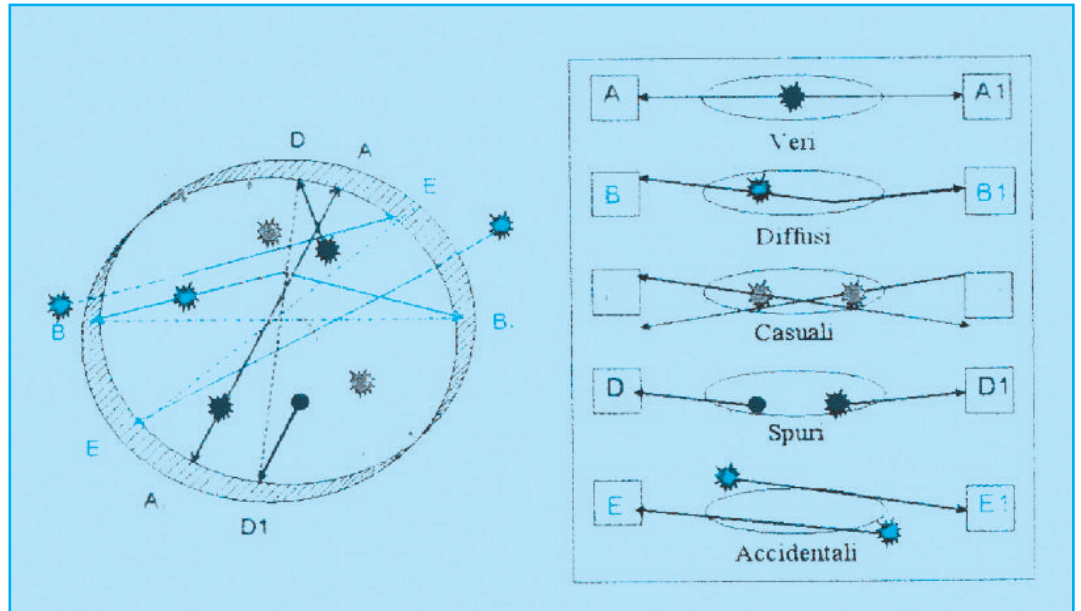


Figura 1 - Schematizzazione di un sistema integrato PET/TC.

Figura 2 - Rivelazione in coincidenza dei fotoni.

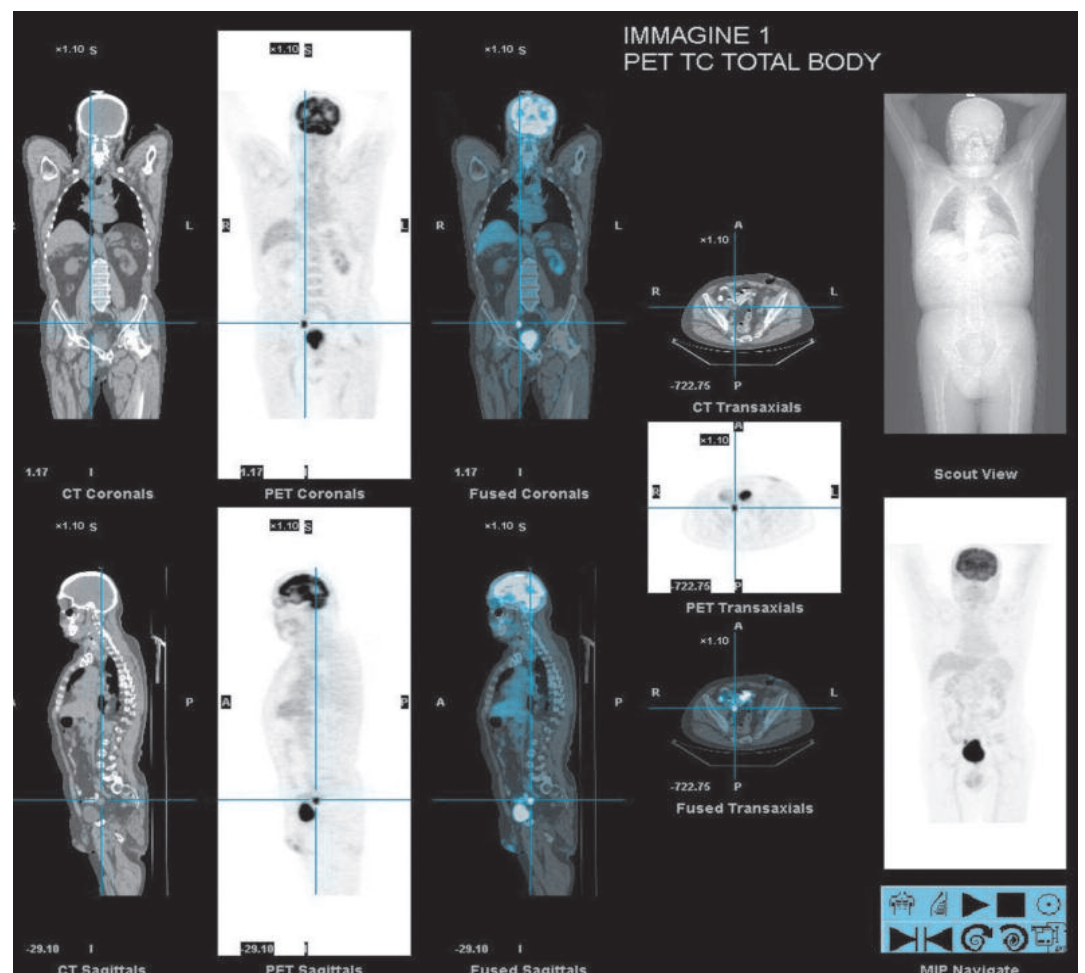


za spostare il paziente dal lettino, informazioni di tipo anatomico (derivanti dalla tomografia computerizzata TCms), ed informazioni di tipo funzionale, attraverso la Tomografia ad Emissione di Postroni (PET).

SISTEMA PET/TC:

Il sistema multimodale PET/CT è costituito da diversi componenti: da un gantry che contiene entrambi i

sistemi di imaging (TC e PET) con un'apertura comune attraverso la quale il paziente viene spostato durante la procedura di scansione; un Piano d'esame – rappresentato dal lettino. La Console dell'operatore è unica e permette di comandare tutte le operazioni di acquisizione ed elaborazione del sistema PET/TC, Il sistema PET/TC acquisisce due serie di immagini, una trasmissiva ed



L'immagini a lato e le successive mostrano diverse fusioni ottenute con tomografo pet/tc.

PARAMETRO TECNICO	VALORE PER LA SCANSIONE PET/TC	COMMENTO
Helical (elicoidale)	1,5	
Thickness (spessore)	3.75 (in mm)	
Image intervall (intervallo immagini)	3.27 (in mm)	Uguale alla spaziatura tra le sezioni PET
Tilt (inclinazione)	0	
Scan Field of View (campo visivo di scansione)	Large (grande)	
Tensione raggi X (Kv)	80/140	Da preferire 140
X-ray current (mA)	40/80 (consigliato) 40/120 (facoltativo)	Utilizzare un valore mA più basso per ridurre la dose nei bambini molto piccoli Rotation speed (velocità rotazione)
Rotation speed (velocità rotazione)	La più veloce disponibile (in sec)	Massima velocità del piano
Start and End Locations (posizione iniziale e finale)		Dovranno coprire il numero richiesto di FOV/PET
Breath Hold (Apnea)	Nessuna	Respirazione limitata e rilassata per ottenere la migliore correzione con la scansione PET

una emissiva rispettivamente ottenute dalle due tecnologie di imaging.

Un esame standard PET ha una durata di diversi minuti. L'acquisizione delle immagini del paziente deve essere effettuata nella stessa posizione utilizzata per la scansione TC, in modo che l'attenuazione della correzione e le immagini di localizzazione siano corrispondenti alla scansione PET. Per effettuare la ricostruzione delle immagini PET è necessaria una scansione TC per ogni sezione PET (lettini), per cui le scansioni CT utilizzate per la correzione dell'attenuazione, per poter includere l'intero profilo del paziente, dovranno basarsi su un ampio campo

visivo e in modo che gli intervalli di scansione TC e PET siano corrispondenti (posizione di partenza e posizione di arrivo della scansione uguale sia per la TC sia per la PET).

Dopo aver eseguito la TC a bassa dose per la correzione dell'attenuazione fononica, si procede all'acquisizione PET. Il principio fisico su cui si basa la tomografia positronica e che è alla base della formazione dell'immagine, è la rivelazione in coincidenza dei fotoni (FIG. 1) di annichilazione del positrone. Il positrone emesso a seguito del decadimento radioattivo (+) di un radioisotopo, viene trasformato subito dopo, agendo come materia e antimateria.

Tabella 1 - Parametri per l'acquisizione delle immagini TC a bassa dose per la correzione dell'attenuazione fononica delle immagini emmissive PET in uso del nostro dipartimento

Tabella 2 - Parametri di ricostruzione della TC di attenuazione

PARAMETRO DI RICOSTRUZIONE	VALORI PER SCANSIONE PET/TC	COMMENTO
DFov	50	Massimo
R/L Center (Centro D/S)	0	Nessuno spostamento
A/P Center (centro A/P)	0	Nessuno spostamento
Recon Type (Tipo di ricostruzione)		Corrispondente alla scansione PET
Matrice	512	

teria, in 2 radiazioni da 511 KeV; tali radiazioni si dirigono nello spazio in senso diametralmente opposto a 180°. La rivelazione dei 2 quanti (gamma) avviene mediante 2 detettori situati coassialmente a 180° e dotati di circuito a coincidenza che ne consente la rivelazione allorché l'interazione avviene contemporaneamente nei 2 rivelatori con una tolleranza di 11.7 nSec (finestra temporale).

Il sistema di rivelazione e di conteggio in coincidenza registra sotto forma di impulsi di tensione i fotoni da 511 KeV. Gli impulsi di energia diversa dall'in-

tervallo prefissato dalla finestra elettronica e generati in tempi diversi compresi in quelli della finestra temporale non vengono registrati.

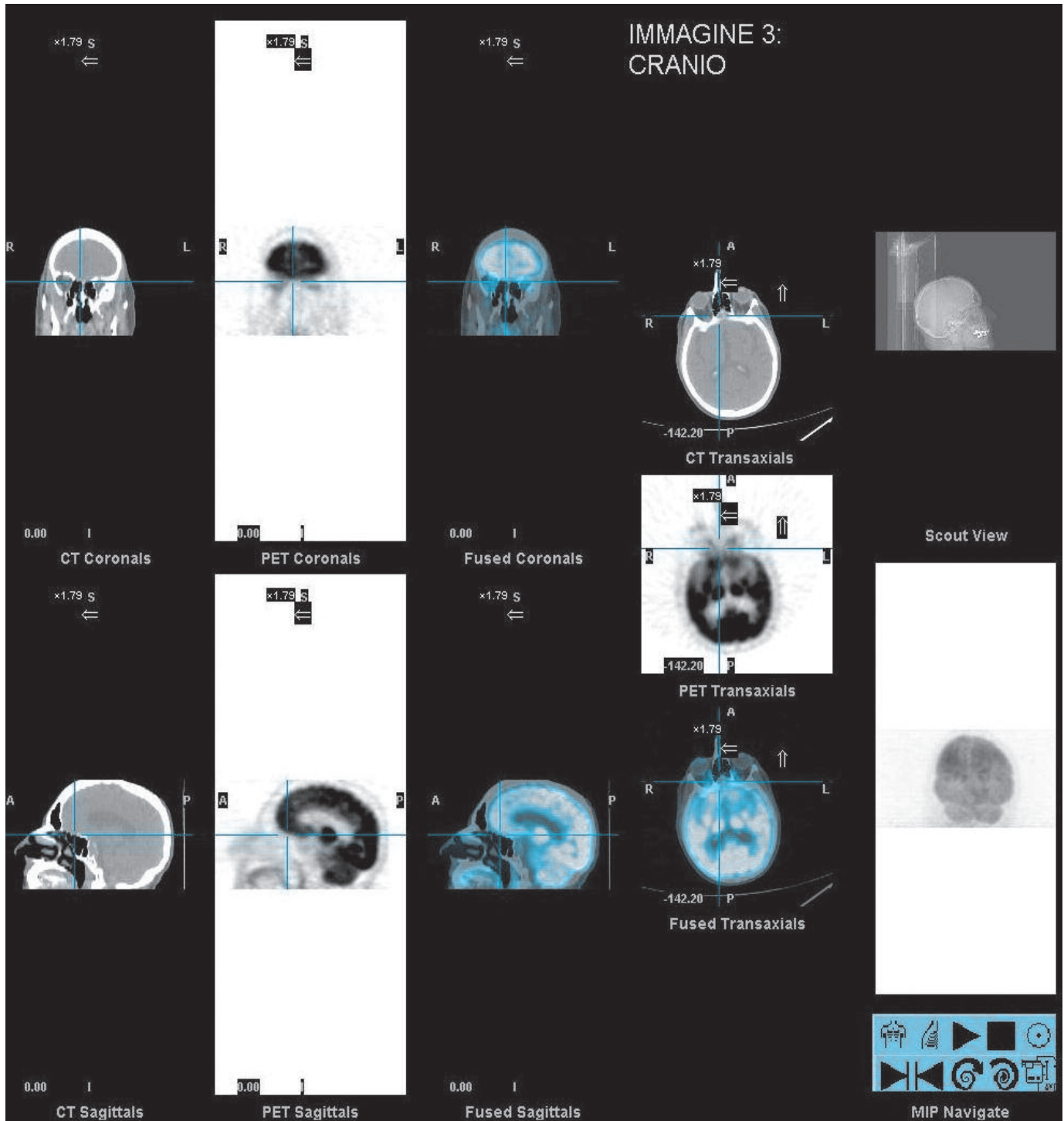
Gli eventi registrati vengono successivamente organizzati e la ricostruzione dell'immagine è eseguita retroproiettando i valori delle linee di coincidenza mediante l'applicazione di opportuni algoritmi dei quali il più impiegato è la retroproiezione filtrata.

Il sistema di rivelazione nel tomografo PET/TC è costituito da un assemblaggio di cristalli 36 per blocco con un singolo fotomoltiplicatore a 4 anodi per

blocco. Nella direzione assiale il tomografo PET/TC utilizza quattro blocchi di sei cristalli, perciò ci sono 24 anelli di cristalli sul campo di vista assiale (FOV) di 15.7 cm. Ciò comporta un campionamento di 3.27 mm, con un numero delle sezioni acquisite per singolo FOV pari a 47.

In molti protocolli si fa seguire l'esecuzione della PET/TC da una TC diagnostica iniettando per questo del mezzo di contrasto organo-iodato. Se è necessario utilizzare delle immagini con contrasto, queste dovranno essere acquisite dopo le immagini PET.





DISCUSSIONE

I vantaggi ricavabili dall'accoppiamento delle due metodiche PET e TC sono:

Le radiazioni della TC vengono utilizzate per correggere il fenomeno dell'attenuazione delle radiazioni attraverso i tessuti dell'organismo, e questo permette di ripulire le immagini PET da possibili interferenze e di migliorare la qualità dell'informazione;

L'impiego della TC per la correzione dell'attenuazione al posto

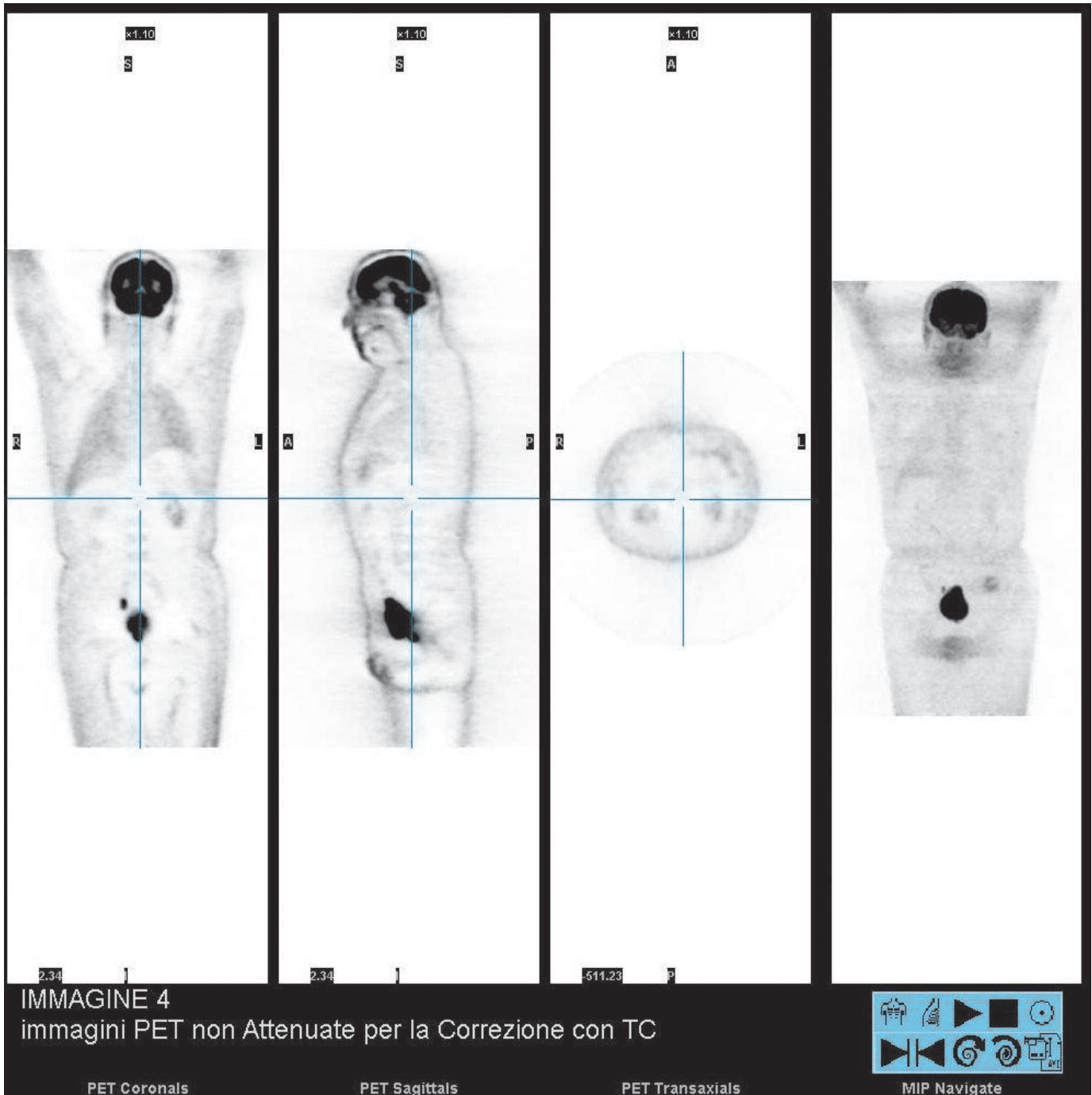
della sorgente radioattiva esterna di ^{68}Ge , utilizzata nei primi sistemi PET, rende l'esame complessivamente più veloce (<30 min.) e quindi meno fastidioso per il paziente e un'ottimizzazione nell'utilizzazione dell'apparecchio e dei traccianti radioattivi (con emivita molto breve circa 2 ore per ^{18}F ad esempio) con un incremento del numero di pazienti esaminati per seduta;

Le immagini TC, più accurate nel definire i dettagli anatomici, mi-

gliora l'interpretazione della localizzazione spaziale degli accumuli osservati con la PET;

La possibilità di fondere in un'unica immagine informazioni morfologiche e funzionali rende più agevole la interpretazione diagnostica, e migliora ulteriormente l'accuratezza diagnostica della PET.

La nostra esperienza acquisita nel corso di questi anni di lavoro in pet/tc, su più di 15 esami eseguiti quotidianamente e su una casistica ben definita di pazienti



ci ha suggerito che ulteriori vantaggi della fusione PET TC rispetto alla sola rivelazione PET sono i seguenti:

- Preciso posizionamento del paziente mediante TC;
- Accurata co-registrazione delle immagini anatomiche e funzionali di qualsiasi parte del corpo;
- Esecuzione in tempi brevi della correzione per l'attenuazione PET basata su immagini trasmissive TC, che non sono influenzate dalla iniezione del tracciante;
- Possibilità di utilizzare le informazioni da trasmissione TC in un algoritmo per la correzione, oltre che dell'attenuazione, anche dagli im-

pulsi "scatterai" e dell'effetto di volume parziale;

- Guida per un algoritmo di ricostruzione statistica dell'immagine in base alle informazioni anatomiche da TC, con conseguente miglioramento della qualità delle immagini funzionali;
- Migliore definizione della distribuzione spaziale del tessuto patologico, dell'edema, della necrosi e della sclerosi per una accurata pianificazione della radioterapia e per una valida valutazione prognostica del processo morboso.

L'approccio tecnico da noi perseguito al fine di ottimizzare al meglio il pro-

cesso di fusione dell'immagine ci ha portati ad esempio ad acquisire l'esame con respiro spontaneo da parte del paziente sia durante l'acquisizione pet che durante l'acquisizione TC di attenuazione al fine di minimizzare l'artefatto mismatch da movimento respiratorio evidente maggiormente sulle basi polmonari.

L'esperienza acquisita ha portato a istruire il paziente sulle fasi e sulla lunghezza di acquisizione dell'esame al fine di raggiungere la massima collaborazione presupposto essenziale per evitare quegli artefatti dovuti al movimento del paziente, ad un corretto posizionamento, alla rimozione di oggetti metallici, al movimento involontario degli organi interni (diaframma, polmoni, cuore, addome) dovuti anche ad una respirazione diversa tra le due acquisizioni (visto e considerato che l'acquisizione TC ha una durata di 30 secondi e quella della PET tra 18 e 28 minuti). La presenza di artefatti, come quelli sopra indicati può presentare sulle immagini problemi di co-registrazione.

CONCLUSIONI

L'integrazione dei dati di imaging funzionale della PET con la definizione anatomica della TC rappresenta al momento la più avanzata metodica diagnostica in campo oncologico. La semplicità di esecuzione, la riduzione della durata dell'esame, la migliore qualità dei risultati e i vantaggi già descritti in precedenza, sono importanti caratteristiche dei tomografi PET/TC che stanno diffondendosi con grande rapidità nonostante i costi elevati della strumentazione. La diffusione dei sistemi PET/TC è legata alla notevole facilitazione nella localizzazione ed interpretazione delle immagini ipermetaboliche, per cui è verosimile prevederne un ulteriore sviluppo.

Grazie a questa evoluzione e alla conseguente possibilità di operazioni di "fusione di immagine" è permessa una precisa localizzazione del dato funzionale sul corrispondente dato anatomico, e permette una migliore localizzazione delle aree di captazione del radio farmaco, per una più accurata indagine diagnostica della malattia.

BIBLIOGRAFIA

SSimonetti G. – Passariello R. : "Compendio di Radiologia" – ed. Idelson – Gnocchi, Napoli, 2002

Centicolella A. – M Liberatore – F. Ponzio: "La Tomografia ad Emissione di Positroni nella diagnostica clinica" – ed. Luigi Pozzi – Roma 2004

Dondi M. – Giubbini R: "Medicina Nucleare

nella Pratica Clinica" – ed. Patrom – Bologna – 2003

Magrini A.: "Introduzione alle Bioimmagini" – Acta Medica – Roma 2002

J. Czernin, MD: "The official Publication of the society of nuclear medicine" vol. 45 Gennaio – Guest Editor Los Angeles – California 2004

Hoder P. – Biersack j. – Coleman R.E.: "Pet

and Pet/TC in oncology" – Springer – Germany 2004

J. Czerin – Dahlbom – Ratib – Schiepers: "atlas of Pet/TC imaging in oncology" – Springer, Italia 2004

RI. Wahl – Jw Buchanan: "principles and practice of positron Emission Tomography" – Lippincott Williams & Wilkins 2002

CONTROLLI DOSIMETRICI IN IOERT: misura della stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico nell'acceleratore lineare mobile da sala operatoria NOVAC 7

DOSIMETRY QUALITY CHECKS IN IOERT: a measurement of long term constancy of dedicated linac NOVAC7 output

(1) Massimo Angelini (**), Francesco Biagini (**), Lucia Baldini (**), Tatiana Floridi (**), Franca Mozzetti (**), Luca Orazi (**), Andrea Pentiricci (*), Giampaolo Rossi (*), Marco Signorelli (**).(*) Fisico Medico, (**) TSRM

(1) Dipartimento di Oncologia, Struttura Complessa di Radioterapia Oncologica, ASL n.1 dell'Umbria, Presidio Ospedaliero Città di Castello (Pg), Italy

Si descrivono i controlli di qualità (CQ) dell'acceleratore lineare NOVAC 7 per radioterapia intraoperatoria (IOERT), con riferimento alla prova di "Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico", per la verifica del mantenimento della calibrazione dosimetrica dell'acceleratore lineare NOVAC7 S/N 017 rispetto alla taratura effettuata in fase di commissioning dell'apparecchio.

We describe dosimetry quality checks (QC) for IOERT applications, referring to the measurement of long term constancy of dedicated linac NOVAC7 output. The purpose of this check is to test the maintenance of dosimetric calibration done at the commissioning time.

ABSTRACT

INTRODUZIONE:

La prova di "Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico", è un controllo dosimetrico inserito nella serie dei controlli di qualità (CQ) dell'acceleratore lineare NOVAC 7 per radioterapia intraoperatoria (IOERT) installato nella sala Operatoria n. 2 del Gruppo Operatorio del Presidio Ospedaliero di Città di Castello, ASL n. 1 dell'Umbria. I CQ sono istituiti nell'ambito del programma di garanzia della qualità dal Responsabile degli Impianti Radiologici, su indicazione dell'Esperto in Fisica Medica, ai sensi del D.Lgs. 187/00. (3) Tale prova ha come scopo la verifica del mantenimento della calibrazione dosimetrica dell'acceleratore lineare NOVAC7 S/N 017 rispetto alla taratura effettuata in fase di commissioning dell'apparecchio.

Definizione di Radioterapia Intraoperatoria:

Le definizioni di radioterapia intraoperatoria sono molteplici e presentano tutte varie sfumature, in modo particolare per le diverse necessità divulgative relative al contesto rispetto al quale viene presentato l'argomento.

Per questa ragione è opportuno citare integralmente la definizione pubblicata nel rapporto ISTISAN 03/1 (1) IT Linee Guida per la Garanzia di Qualità nella Radioterapia Intraoperatoria.

Si identifica con il termine di "radioterapia intraoperatoria" un'irradiazione effettuata durante un intervento chirurgico, dopo la exeresi di una massa neoplastica, utilizzando la breccia operatoria per far arrivare il fascio di radiazioni direttamente sul letto tumorale, possibile sede di malattia subclinica o sede di residuo macroscopico nel caso di resezione non radicale.

... Recentemente sono entrati in uso acceleratori dedicati che producono solo elettroni di energia massima di 9-12 MeV collocabili direttamente in una sala operatoria senza particolari esigenze protezionistiche, ma con problematiche abbastanza complesse sul piano dosimetrico.

... I vantaggi tecnici della IOERT consistono nel controllo visivo diretto del volume bersaglio, e nella possibilità di proteggere i tessuti sani mobili spostandoli dalla traiettoria del fascio radiante. ...La radioterapia intraoperatoria è una tecnica di radio-

terapia, di cui il radioterapista ha la piena responsabilità clinica (prescrizione ed esecuzione del trattamento), ma che richiede, necessariamente, una collaborazione multidisciplinare con il chirurgo, l'anestesista, l'esperto in fisica medica, il TSRM e il personale infermieristico. Il chirurgo interviene non solo nella exeresi della massa neoplastica, ma anche nella identificazione del letto tumorale e nella procedura

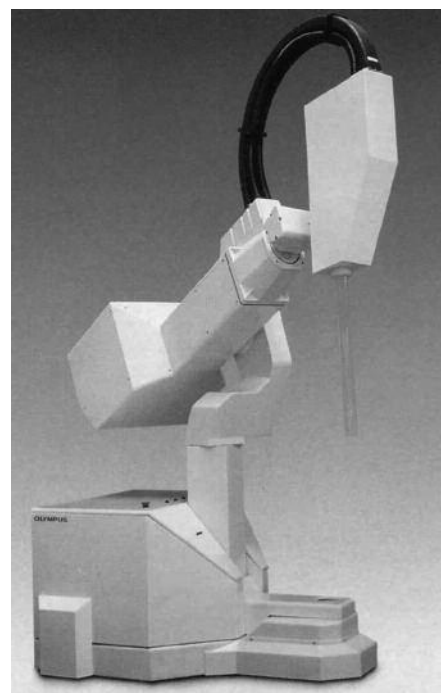


Figura 1 - L'acceleratore mobile per radioterapia intraoperatoria NOVAC7.

del trattamento e deve sempre agire in collaborazione e in presenza del radioterapista. La definizione delle caratteristiche fisiche dei fasci di elettroni ricavati dall'utilizzo dei collimatori IORT richiede un'accurata dosimetria iniziale, soprattutto con i nuovi acceleratori mobili, e un monitoraggio secondo procedure di garanzia di qualità che devono far riferimento alle raccomandazioni internazionali ⁽¹⁾.

MATERIALI E METODI:

Acceleratore lineare per radioterapia intraoperatoria NRT NOVAC7, CARATTERISTICHE DELL'APPARECCHIATURA:

FASCI DISPONIBILI

ENERGIA NOMINALE	RATEO DI DOSE NOMINALE (Gy/min)		CAMPO* minimo	CAMPO* massimo
	Min	Max		
3 MeV	6	12	Ø 40 mm	Ø 100 mm
5 MeV	8	16	Ø 40 mm	Ø 100 mm
7 MeV	10	22	Ø 40 mm	Ø 100 mm
9 MeV	12	26	Ø 40 mm	Ø 100 mm

SSD 100 cm con applicatore Ø 100 mm
80 cm con tutti gli altri applicatori

SISTEMA DI COLLIMAZIONE PER ELETTRONI Applicatori a diametro variabile di sezione circolare in perspex, con parte terminale ad angolazione di 0° e 22,5°.

DIAMETRI DEGLI APPLICATORI Ø 40, 50, 60, 70, 80, 100 mm

TABELLA RIASSUNTIVA DEI CONTROLLI DI QUALITÀ

PARAMETRO	TOLLERANZA PERIODICITÀ
1 Sicurezze elettriche e meccaniche	Prima di ogni trattamento
2 Movimenti meccanici	Prima di ogni trattamento
3 Dispositivi di avvertimento ottici ed acustici	Prima di ogni trattamento
4 Integrità e sterilità degli applicatori	Prima di ogni trattamento
5 Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico	Prima di ogni, annuale
6 Stabilità a breve termine del sistema di monitoraggio dosimetrico (ripetibilità)	Mensile
7 Linearità della dose	Mensile
8 Simmetria ed omogeneità del campo	Accettazione, stato
9 Energia della radiazione	Accettazione, stato

Le frequenze indicate per i controlli di costanza s'intendono con un margine di tolleranza di 24 ore prima dell'erogazione terapeutica per i controlli giornalieri, ± 30 giorni per i controlli mensili, ± 60 giorni per quelli semestrali ed annuali.

CONTROLLI DOSIMETRICI

Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico

Definizione: Lo scopo del controllo è la verifica del mantenimento della calibrazione in termini di dose assorbita per impulso (Gy/p).

Strumentazione: Fantoccio ad acqua e fantoccio solido a lastre, Camere a ionizzazione PTW 23343 e PTW 31002, elettrometro UNIDOS, termometro e barometro.

Procedura: Posizionare il NOVAC7 in condizione di riferimento (parte terminale dell'applicatore a contatto con la superficie del fantoccio solido a lastre dove è inserita la camera a ionizzazione). Tale condizione si ottiene attraverso successivi movimenti dello stativo e della testata, (fot. 2) controllando sempre l'indicazione fornita dalla livella digitale sui due assi perpendicolari dell'applicatore. In particolare nel caso degli applicatori con parte terminale piatta, l'applicatore deve risultare perpendicolare alla superficie del fantoccio; nel caso degli applicatori con terminale an-

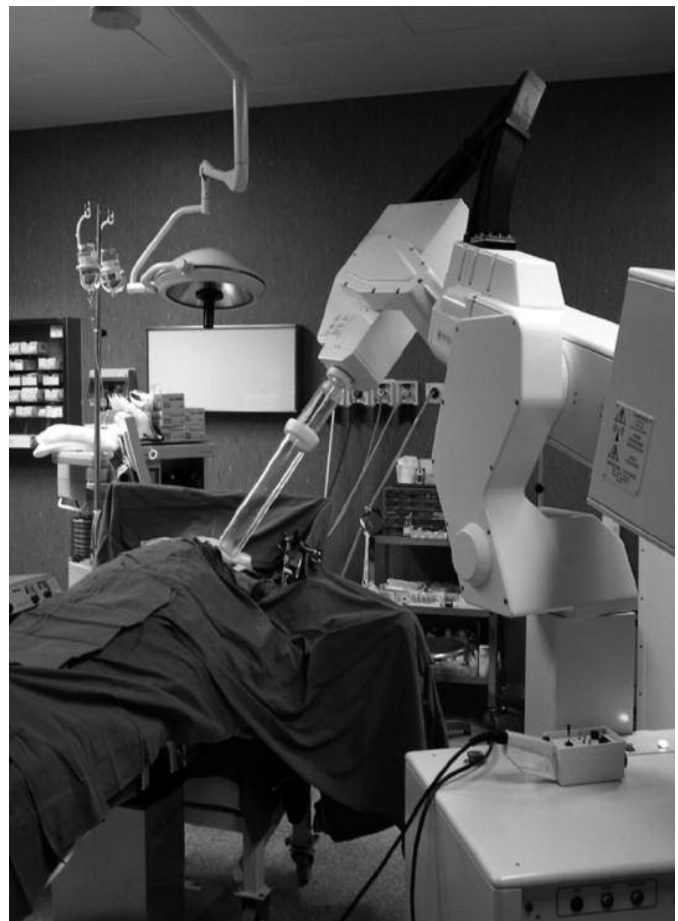


Figura 2 - L'acceleratore NOVAC7 posizionato per un'irradiazione su mammella.

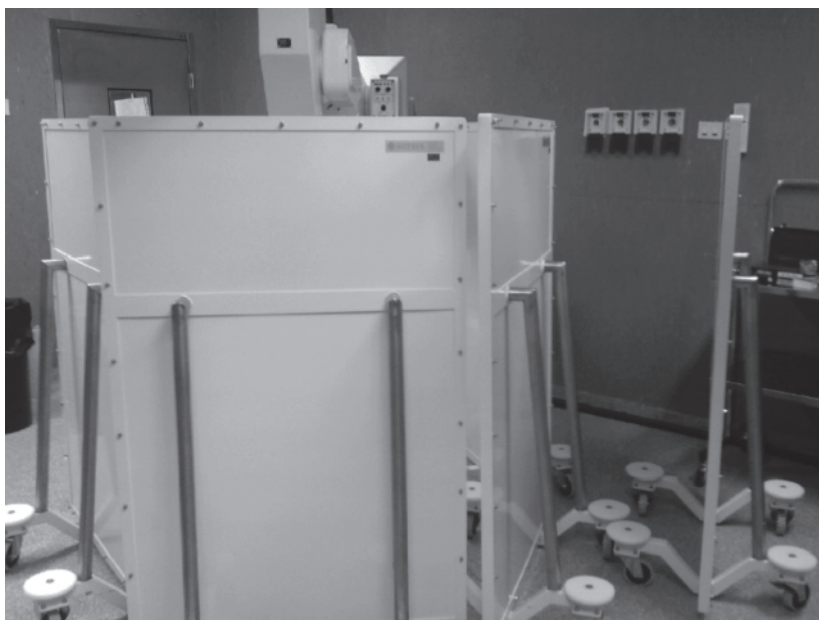


Figura 3 - posizionamento dell'acceleratore con collimatore da 80 mm installato.

golato, l'asse geometrico dell'applicatore deve formare un angolo di 22.5° con la perpendicolare alla superficie del fantoccio. Nel controllo in questione si fa riferimento all'applicatore piatto di diametro pari a 80 mm.

Output: posizionare il NOVAC in modo che l'asse dell'applicatore sia perpendicolare alla superficie del fantoccio. Posizionare la camera di ionizzazione alla profondità del massimo di dose al centro del campo di irradiazione. Dopo aver preriscaldato la camera eseguire 5 irradiazioni con 300 UM misurando la carica raccolta. Calcolare il valor medio della carica per impulso, opportunamente corretto per il valore di temperatura e pressione ⁽⁴⁾, confrontandolo con il valore di riferimento ottenuto durante la taratura dosi-

Figura 4 - disposizione delle paratie attorno all'acceleratore per la schermatura aggiuntiva.



metrica con i dosimetri di Fricke: verificare che i due valori corrispondano entro la tolleranza prevista. Nel caso delle prove annuali ripetere per tutti gli applicatori piatti ed angolati. Ripetere la taratura dosimetrica ogni due anni con i dosimetri di Fricke o con camera a ionizzazione piatta, tipo Markus, ⁽⁵⁾

Tipologia: Controlli di accettazione, stato e costanza.

Tolleranze: Output: $\pm 2\%$ in occasione dei controlli annuali, $\pm 3\%$ durante i controlli prima di ogni trattamento.

Periodicità: Controlli di costanza prima di ogni trattamento con l'applicatore da 80 mm e annuale per tutti gli altri applicatori.

AZIONI CORRETTIVE DA INTRAPRENDERE

Se i risultati ottenuti in una delle prove indicano che i valori dei parametri dell'apparecchio non rientrano nelle tolleranze previste è necessario ripetere le misure prima di intraprendere qualsiasi azione correttiva e avvisare il Fisico Medico.

Se i risultati indicano che l'apparecchio è al di fuori delle tolleranze previste dai CQ, dopo una approfondita analisi il Fisico Medico, sulle indicazioni fornite dal TSRM, valuterà se:

- Eseguire un primo intervento tecnico secondo le procedure indicate dalla ditta manuttrice.
- Attendere il risultato del successivo controllo di costanza ed intervenire sull'erogazione del fascio applicando all'output dell'acceleratore un opportuno fattore di correzione.
- Aumentare la frequenza dei controlli di costanza.
- Registrare i risultati negativi dei controlli al fine di guidare e facilitare l'esecuzione degli interventi di manutenzione.
- Richiedere un intervento della ditta manuttrice.
- Limitare l'utilizzo dell'apparecchio alle sole prestazioni per le quali, secondo il giudizio del Responsabile dell'Impianto Radiologico, è assicurato un funzionamento adeguato.

Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico (UM/Gy)								
5 7 MeV	Riferimento	26/06/2009	0,0295	0,0820	Differenza (%)		Risultato	
		DATA	nC/UM (+300 V)	nC/p (+300 V)	nC/UM (+300 V)	nC/p (+300 V)		
	Valori							SI
								SI
								SI
								SI
	Tolleranza				3,0%	3,0%		

Stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico (UM/Gy)								
5 9 MeV	Riferimento	26/06/2009	0,0299	0,0852	Differenza (%)		Risultato	
		DATA	nC/UM (+300 V)	nC/p (+300 V)	nC/UM (+300 V)	nC/p (+300 V)		
	Valori							SI
								SI
								SI
								SI
	Tolleranza				3,0%	3,0%		

Esempio di foglio di calcolo.

- Se i risultati indicano che l'apparecchiatura è al di fuori delle tolleranze previste dai Criteri di Accettabilità (che individuano i livelli soglia per il valore dei parametri da sottoporre a controllo, come espressamente indicato nell'allegato V del D.Lgs 187/2000):
- Si richiede immediatamente un intervento della Ditta manutentrice.
- Il Responsabile dell'Impianto Radiologico valuta se deve essere sospeso l'utilizzo dell'apparecchiatura o se limitarlo alle sole prestazioni per le quali è assicurato un funzionamento adeguato.

RISULTATI:

L'esito della prova di stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico viene riportato ad ogni controllo in un foglio excel dove il Fisico Medico, elabora i dati della misura effettuata dal TSRM, calcola la dose assorbita in funzione delle UM e gli impulsi erogati dal NOVAC7 e corregge opportunamente la carica letta dalla camera ionizzazione (fig. n. 1 esempio foglio di calcolo).

Nel 2009 sono state effettuate 40 sedute di controlli di qualità prima dei trattamenti IOERT, con risultati che si sono mantenuti nella tolleranza del 3 % prevista dalla normativa nella maggioranza dei casi. Nella Fig. 2 sono riportati i valori della carica letta dalla

camera a ionizzazione utilizzata nei CQ per unità di impulsi erogati (valori proporzionali alla dose assorbita per impulso), per i fasci da 7 MeV e da 9 MeV.

CONCLUSIONI:

Come raccomandato dal Rapporto Istisan 03/01 "Linee Guida per la garanzia di qualità nella radioterapia intraoperatoria. Roma: Istituto Superiore di sanità" ⁽¹⁾ la collaborazione multidisciplinare, come in tutte le attività sanitarie, diventa particolarmente importante

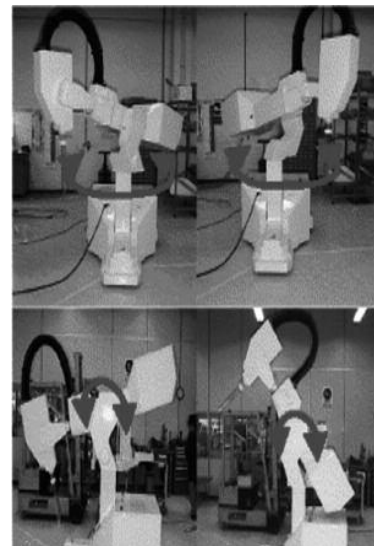


Figura 5 - esempio dei gradi di libertà nella movimentazione del modulatore..

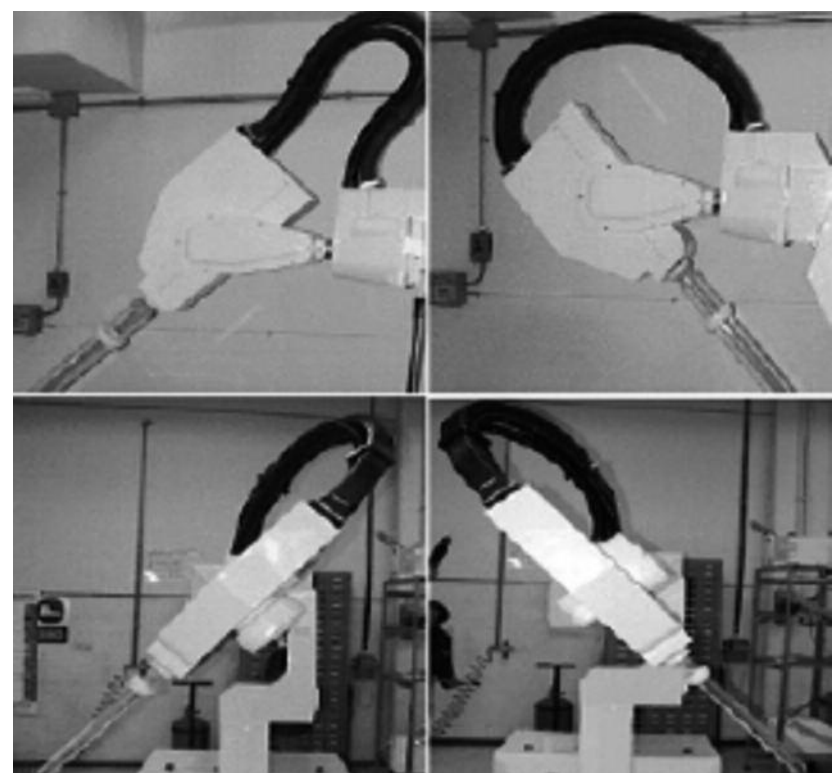
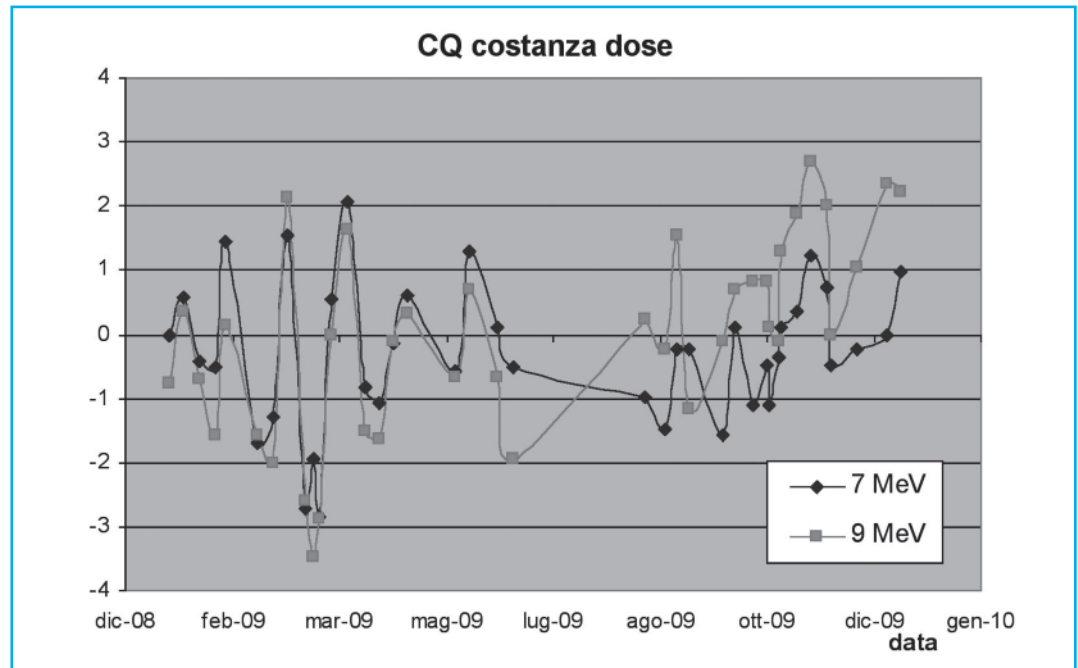


Figura 6 - esempio dei gradi di libertà nella movimentazione della testata.



per quanto concerne le attività IOERT. Questo tipo di approccio si conferma anche in tutte le attività preliminari alle fasi cliniche ed interventistiche vere e proprie. Il TSRM deve fare riferimento ad una check list articolata per tutte le fasi operative dopo l'inizio dell'intervento. Particolari cautele devono essere adottate per garantire la sterilità degli applicatori e del campo operatorio, nonché per la predisposizione di tutti gli ausili ed accessori che saranno indispensabili al buon esito della tera-

pia. Queste attività tuttavia non esauriscono il ruolo del TSRM. Nella fase di allestimento complessivo dell'apparecchiatura e delle procedure, infatti, svolge un ruolo importante nella realizzazione dei CQ in collaborazione con il Fisico Medico. Oltre alla disponibilità e alle buone capacità di relazionarsi, gli strumenti che consentono e facilitano gli automatismi e l'autonomia professionale, si concretizzano con la realizzazione di protocolli e procedure condivise con il Fisico Medico.

BIBLIOGRAFIA

Linee Guida per la garanzia di qualità nella radioterapia intraoperatoria. Roma: Istituto Superiore di sanità; 2003 (Rapporti ISTISAN 03/1).

American Association of Physicists in Medicine, AAPM. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26(9):1847-70.

Italia. Decreto Legislativo del 26 maggio 2000, n. 187. Attuazione della direttiva 97/43/Euratom in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse

ad esposizioni mediche. *Gazzetta Ufficiale - Serie Generale* n. 157, 7 luglio 2000.

Gruppo di studio Istituto Superiore di Sanità "Assicurazione di Qualità in Radioterapia". Garanzia di qualità in radioterapia. Linee guida in relazione agli aspetti clinici e tecnologici. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2002. (Rapporti ISTISAN 02/20).

International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna: IAEA; 2000. (IAEA Technical Report Series n.398). International Atomic Energy Agency. Ab-

sorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna: IAEA; 2000. (IAEA Technical Report Series n.398).

F. Di Martino et al., "Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams", *Med. Phys.* 32 (7), July 2005, pag. 2204-2210.

R. F. Laitano et al., "Charge collection efficiency in ionization chambers exposed to electron beams with high dose per pulse", *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) 6419-6436.

IL LABORATORIO DIDATTICO COME STRATEGIA PER SVILUPPARE CAPACITÀ RIFLESSIVA NELLO STUDENTE TSRM

THE LABORATORY AS A TEACHING STRATEGY TO DEVELOP REFLECTIVE CAPACITY THE STUDENT

DR. TSRM MAURO CURZEL – DR. TSRM FLAVIO RIGO

COORDINATORI DELLE ATTIVITÀ FORMATIVE CDL IN TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA - UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI VERONA

Lo studio dei concetti chiave e dei diversi approcci educativi che sottendono la teorizzazione del tirocinio inserito in un piano didattico universitario in quanto fondamentale momento di apprendimento dall'esperienza, mette in evidenza come non sia più sufficiente programmare la permanenza dello studente in un contesto radiologico al fine di osservare un riscontro pratico, tangibile dei contenuti teorici appresi in aula. Affinché l'esperienza di tirocinio sia significativa in termini di apprendimento è necessario identificare strategie che facilitano l'integrazione di conoscenze teoriche con abilità pratiche.

Le attività formative che si basano sull'apprendimento dall'esperienza sono molteplici, e le modalità con le quali vengono strutturate per incoraggiare la riflessione negli studenti cambiano a seconda degli specifici obiettivi didattici. In tal senso, la proposta di laboratori didattici per l'acquisizione di abilità pratiche nei CdL in TRMIR. La progettazione dei laboratori didattici comporta una scomposizione delle varie attività del TSRM al fine facilitare lo studente quando intraprende il tirocinio con la marcata frattura tra imparare e fare, tra la teoria e la pratica. Tali valutazioni mettono in evidenza uno spazio lacunoso, in cui lo studente non riceve una preparazione adeguata per affrontare l'esperienza sul campo: la programmazione del laboratorio mira a colmare questo vuoto sotto la guida del tutor TSRM.

Il metodo proposto può essere una base sulla quale programmare e realizzare, attraverso una formazione riflessiva, abilità pratiche in tutte le discipline caratterizzanti la professione del TSRM per l'introduzione e l'adozione di nuove metodiche radiologiche.

The essential key concepts and educational approaches of practical training theory is the learning from experience.

Ensure that the experience of training is significant in terms of learning is necessary to identify strategies that facilitate the integration of theoretical knowledge with practical skills. The formative program based on learning from experience are many, and how they are structured to encourage reflection in students change depending on the specific learning goals.

The method of educational laboratory is to acquisition the practical skills in degree courses in TRMIR. The project of the laboratory includes a breakdown of the various activities of the TSRM to facilitate the student when he takes same gap between learning and doing, between theory and practice.

These evidence the critical area in which the student is not receiving adequate preparation to contend with professional practical training. The formative method included the guidance of tutors TSRM.

The methods can be esteemed a basis of reflective learning regarding all disciplines that characterize the profession of TSRM to introduction and adoption new radiological procedures and technology.

ABSTRACT

La proposta di introdurre nei Corsi di Laurea in TRMIR percorsi formativi condotti attraverso la progettazione di laboratori didattici, applicati con sistematicità all'interno di uno specifico Piano di Studi deriva da un'attenta analisi del Core Curriculum e delle attività intrinseche alla professione del TSRM, sollecitando contemporaneamente un ripensamento alle molteplici difficoltà che lo studente TSRM affronta quando intraprende l'esperienza di tirocinio nella sua complessità. Dai colloqui con gli studenti TSRM emergono una serie di difficoltà e paure che rallentano il processo di apprendimento legate sia al rapporto con il paziente e la sua malattia, sia all'utilizzo delle tecnologie garantendo l'osservazione della normativa radioprotezionistica. Lo studente TSRM si trova, pertanto, a

gestire un vortice di emozioni, abilità metodologiche e nel contempo dovrà organizzare conoscenze provenienti da diverse discipline. Tutto questo, nel breve spazio temporale in cui si realizza l'atto radiologico/radioterapeutico nel quale lo studente cerca di sperimentarsi e acquisire abilità. Di qui la necessità di offrire allo studente TSRM la possibilità di analizzare la progressione delle azioni, spezzando e separando le fasi che costituiscono la prestazione radiologica / radioterapeutica realizzando uno spazio formativo protetto che si collochi tra l'aula scolastica e la pratica clinica, tra l'apprendimento teorico ed il tirocinio professionalizzante.

Certamente, l'affinamento delle abilità procedurali come il posizionamento del paziente nelle proiezioni radiologiche o l'utilizzo dello

strumentario nelle sale diagnostiche, ha una certa tradizione nei Corsi per TSRM. Tuttavia si è sempre trattato di un approccio metodologico isolato dalla complessità della programmazione didattica del piano di studi. L'attività di laboratorio radiologico inserito in un percorso universitario va intesa come un'esperienza formativa condotta con metodo scientifico analogamente alle laboratori strutturati per le discipline fondamentali. In effetti, il laboratorio radiologico trova parecchie affinità con il laboratorio scientifico, proprio per le sue finalità formative che prevedono il coinvolgimento degli studenti nell'attività pratica attraverso:

- l'analisi dei contenuti teorici;
- la sperimentazione di nuove metodologie e attrezzature;
- l'interpretazione della teoria e

del suo legame con l'attività pratica;

- lo sviluppo di abilità tecniche;
- lo sviluppo di abilità informatiche e di elaborazione delle immagini;
- lo sviluppo di competenze relazionali legate all'identità professionale del TSRM;
- lo sviluppo di responsabilità e consapevolezza del proprio ruolo professionale alla luce della legislazione vigente in materia di radioprotezione.

E' bene che vengano definiti a priori i laboratori didattici definendo finalità e modalità di realizzazione in accordo con l'organizzazione e la struttura del Corso di Laurea.

Per essere efficace, il laboratorio radiologico dovrà essere progettato sulla base dei bisogni formativi dello studente coerentemente con gli obiettivi didattici del Corso di Laurea. Possiamo, pertanto, sintetizzare le finalità del laboratorio didattico in alcune macro aree di apprendimento che orientano il formatore TSRM nell'allestimento del setting (fisico e mentale), nella scelta delle metodologie formative, nonché nello stile di conduzione dell'evento formativo: Creare esperienze che favoriscano la comprensione dei principi teorici del programma di studi che sottendono l'acquisizione delle abilità pratiche. Sviluppare abilità pratiche, intellettive ed attitudinali attraverso l'esperienza e l'azione, in preparazione al tirocinio e, successivamente, alla vita professionale.

Fornire opportunità per sperimentare e mettere in pratica le abilità da acquisire, imparare a conoscere ed a riflettere attraverso l'azione sviluppando la capacità di scegliere le opportune metodologie contestualizzandole alle criticità del paziente,

alle risorse disponibili, al quesito clinico.

Creare opportunità che favoriscano la sintesi delle conoscenze derivanti dalle discipline radiologiche e radioprotezionistiche con le scienze comportamentali e sociali sviluppando competenze relazionali.

Gli obiettivi specifici di un laboratorio radiologico dovranno essere condivisi con gli studenti e, soprattutto, dovranno essere misurabili, pertinenti e comprensibili definendo il livello di accettabilità della performance prevista. La formulazione coerente degli obiettivi del laboratorio didattico guida nella scelta delle metodologie didattiche adottate, nell'allestimento del setting appropriato e nella modalità di valutazione.

Se l'apprendimento in laboratorio deve comprendere le abilità sia pratiche che intellettive, sarà necessario allestire il laboratorio didattico in modo da riprodurre realisticamente i contesti operativi coerentemente agli obiettivi didattici.

Nella conduzione dei laboratori didattici in ambito radiologico, sono proponibili metodologie didattiche attive, dove lo studente è coinvolto all'interno di un piccolo gruppo di apprendimento dove l'interesse per imparare è legato al fare, alla soluzione di problemi, al confronto, alla discussione. Si tratta di percorsi di apprendimento che stimolano un sapere per elaborazione, per analisi, discussione di problemi pensati e costruiti apposta per essere mezzo di apprendimento. La scelta dei metodi è rivolta a limitare il divario fra contenuti di apprendimento e contenuti di lavoro, ovvero ad adottare metodologie che trasferiscano e concretizzino il progetto educativo dalla sede istituzionale all'ambien-

te di lavoro, dove si applica quanto appreso. Si tratta di metodologie di **apprendimento attivo** legate ad un modello pedagogico centrato sullo studente, sperimentando metodologie e risolvendo problemi in modo strutturato con sequenzialità, confronto e responsabilità diretta del soggetto in apprendimento.

Non si tratta di un unico e singolo metodo, ma piuttosto di un insieme integrato di metodi collegati fra loro con momenti di sovrapposizioni, tuttavia, tutti utilizzabili per agevolare un'integrazione delle conoscenze, una minore distanza tra contenuti d'aula e contenuti professionali con un progressivo coinvolgimento dello studente in funzione della vicinanza e dell'interesse all'ambiente di lavoro. L'intreccio di teorie che ispirano il laboratorio didattico si sviluppano nell'alternarsi della relazione pedagogica tra i soggetti, che si trasforma e si ridefinisce secondo la logica dei metodi adottati di volta in volta.

Pertanto, il laboratorio didattico viene proposto come uno strumento per dare la possibilità ai futuri professionisti di acquisire un metodo per approcciarsi a tutti quei mutamenti e quelle innovazioni, non soltanto tecnologici, che quasi quotidianamente approdano nei Servizi dove si attua l'agire professionale del TSRM. Inoltre, il modello di conduzione proposto può essere una base sulla quale programmare e realizzare, attraverso un metodo riflessivo di apprendimento, abilità pratiche in tutte le discipline caratterizzanti la professione del Tecnico Sanitario di Radiologia Medica, tanto nei Corsi di Laurea, quanto nella Formazione Continua per l'introduzione e l'adozione di nuove competenze specifiche.

BIBLIOGRAFIA

White, R. e Ewan, C. (1991) "il tirocinio l'insegnamento clinico del nursing", Milano: Sorbona, 1994

Demetrio, D.(1995), "L'organizzazione come mente e spazio di educabilità cognitiva" In : E.Baldini (a cura di), Nuovi alfabeti - linguaggi e percorsi per ripensare la formazione, Milano: Franco Angeli Editore, 1995

Dewey Jhon (1984) " esperienza e educazione" La Nuova Italia, Firenze

Knowles M (1993), Quando l'adulto impara, Franco Angeli, Milano

Quaglino G.P., Uno scenario dell'apprendere, In : Dalla pratica alla teoria per la formazione : un percorso di ricerca epistemologica, Isfol, Franco Angeli Editore, pag.277 - 322

Barrows, H.S.(1990) Il processo tutoriale, Milano: Fondazione Smith Kline

Saiani, L. (1997), "Il tirocinio nelle professioni socio-sanitarie educative", in Viaggi Guidati, Franco Angeli Editore, Milano,

Boud D., Come aiutare gli studenti a imparare dall'esperienza, in Insegnare la Medicina, Raffaello Cortina Editore, Milano, 1989

Zannini L., Saiani L., Renga G., Figure e metodi della tutor-

ship nel DUI, in Rivista dell'infermiere, (3):139-163, 1998

Gallini R., Il metodo tutoriale, in Schola medici. Basi e tecniche dell'apprendimento formativo, Edizioni NIS

Tresoldi G., Significati e metodi della didattica tutoriale, Atti del Seminario, Gli ordini dei medici per la qualità della professione, pag. 67-78

Gulbert J.J., (1989), L'insegnamento tutoriale, Giornale italiano per la formazione permanente del medico, vol.XVII, n.3 pp. 75-84

Kolb D.A. (1981) Experiential Learning, Prentice Hall, Englewood Cliffs (NJ)

VERTEBROPLASTICA

VERTEBROPLASTY

TERESA CALANDRA

U.O. DI RADIOLOGIA AZIENDA OSPEDALIERA "VILLA SOFIA – CERVELLO" DI PALERMO

La vertebroplastica nasce come procedura terapeutica mini-invasiva per il trattamento delle fratture vertebrali dolorose. Essa consiste nella iniezione, sotto guida radiologica, di un cemento sterile di adeguata viscosità nel corpo vertebrale. Il cemento, diffondendosi nel soma del metamero fratturato, ne previene ulteriori cedimenti (effetto di stabilizzazione) con effetto antalgico.

La Vertebroplastica, descritta per la prima volta da Galibert e Deramond nel 1987, ebbe immediato sviluppo in Francia e negli Stati Uniti e si è imposta come trattamento "standard" per le fratture osteoporotiche dolorose del rachide pur in assenza di una chiara evidenza scientifica che ne supporti l'utilizzo; due recenti studi pubblicati su "The New England Journal of Medicine" ne mettono in discussione l'effetto antalgico.

Questo risultato tuttavia non deve mettere in discussione il ruolo della procedura la cui finalità non può essere semplicemente "antidolorifica" ma deve essere considerata più complessa, di stabilizzazione ma anche di ripristino dell'altezza del metamero fratturato con questo prevenendo quelle deformità rachidee causa di importanti ripercussioni sulla statica vertebrale (con aumentata incidenza di nuove fratture) e sulla meccanica respiratoria.

Vertebroplasty is a minimally invasive treatment for effective pain reduction caused by vertebral fractures. It is performed by injecting, under x-ray guidance, a sterile and viscous cement into the vertebral body thus preventing further collapses.

The procedure was first performed in 1987 by Galibert and Deramond. It quickly spread in France and USA and became a standard technique in order to treat painful osteoporotic vertebral fractures, although there was no scientific evidence supporting its employ.

Despite two studies published on the "The New England Journal of Medicine" raised doubts on the analgesic effect, the procedure still has an unquestionable role in providing stabilization and strength to the bone, replace the high of broken vertebral body thus preventing spinal deformities, further fractures and abnormal changes in respiratory function.

ABSTRACT

La vertebroplastica nasce come procedura terapeutica mini-invasiva per il trattamento delle fratture vertebrali dolorose. Essa consiste nella iniezione, sotto guida radiologica, di un cemento sterile di adeguata viscosità nel corpo vertebrale. Il cemento, diffondendosi nel soma del metamero fratturato, ne previene ulteriori cedimenti (effetto di stabilizzazione) con effetto antalgico.

La procedura, inizialmente proposta per il trattamento degli angiomi dei corpi vertebrali, è stata successivamente applicata anche nei crolli vertebrali di origine osteoporotica, nelle metastasi vertebrali e nel mieloma multiplo.

Gli esami strumentali necessari ad identificare la vertebra su cui indirizzare il trattamento variano: mentre in presenza di unica localizzazione vertebrale con clinica concordante è sufficiente la sola diagnostica per immagini "anatomica" (RX – TC), in presenza di multiple localizzazioni, siano esse crolli osteoporotici o lesioni li-

tiche, si rende necessaria l'identificazione del metamero algogeno mediante RM; la metodica, dimostrando l'edema della spongiosa del corpo vertebrale (la vertebra "si illumina" in T2 e nelle sequenze STIR), è utile nelle fratture recenti (max 4 sett.); oltre questo termine la MN identifica il o i metameri algogeni come aree di aumentata captazione.

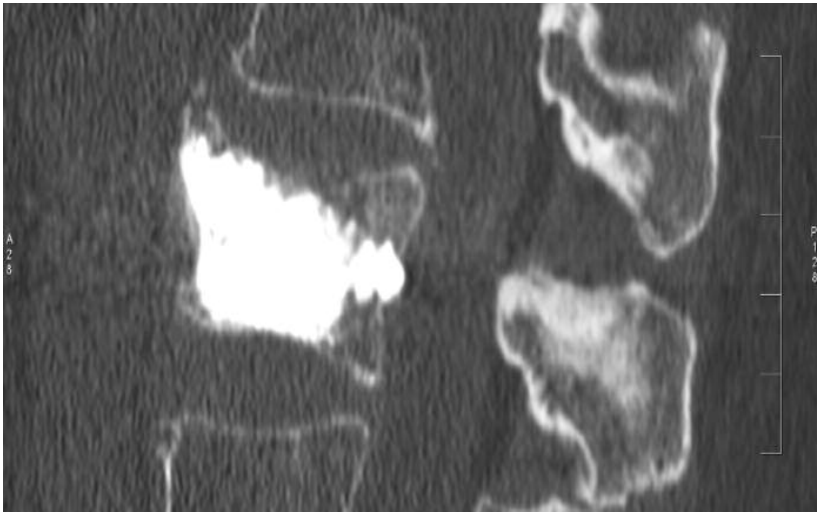
L'ago comunemente utilizzato per la vertebroplastica è mandrinato, da 15 gauge, con lunghezza variabile da 5 a 7 cm per impiego a livello cervicale e da 10 gauge, con lunghezza variabile da 10 a 15 cm per impiego a livello dorsale e lombare; i cementi utilizzati sono la resina acrilica (non biocompatibile, molto costosa), il cemento di fosfato di calcio (insufficiente radiopacità, inadeguata viscosità, elevato costo) o l'PMMA- polimetilmetacrilato (moderata tossicità, alta reazione esotermica, non biocompatibile).

Il paziente, sotto profilassi antibiotica e con sicuro accesso ve-

noso, viene posizionato sul tavolo porta-paziente in decubito prono, con le braccia distese sopra la testa; obbligatorio il monitoraggio continuo dei parametri vitali (ossimetria, ECG, etc.). La guida ideale è rappresentata dalla combinazione di TAC e fluoroscopia, che rende la procedura più sicura per il paziente (meno complicanze) e per l'operatore (esposizione contenuta); in alternativa può essere utilizzata la sola guida fluoroscopica (arco a C mono-biplano); in questo caso rilevante appare l'esposizione, specie delle mani, dell'operatore (0,5 – 8,5 mGy).

L'approccio alla vertebra può essere mono o bilaterale e gli accessi percutanei sono: per la vertebra cervicale Transorale e Anterolaterale, per la vertebra dorsale Intercostovertebrale e per la vertebra lombare Transpeduncolare e Posterolaterale.

Si procede quindi alla somministrazione di anestetico locale con ago spinale (22G) esteso in profondità fino al periostio. Sotto



Paziente di 64 anni
frattura traumatica di L3 in paziente con osteoporosi – approccio transpeduncolare monolaterale
1: Colonna lombare in LL
2: L3 dopo riempimento con PMMA
3-4: L3 prima e dopo il trattamento

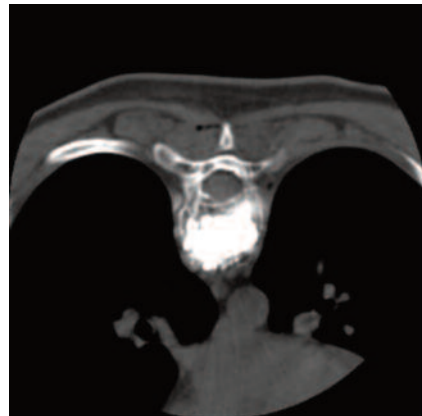
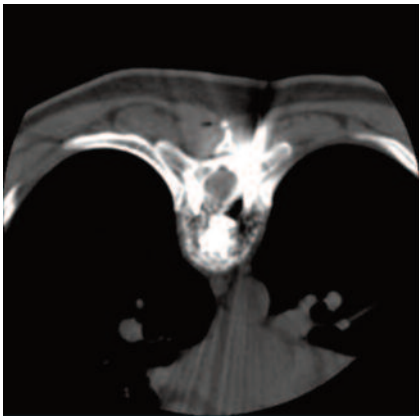
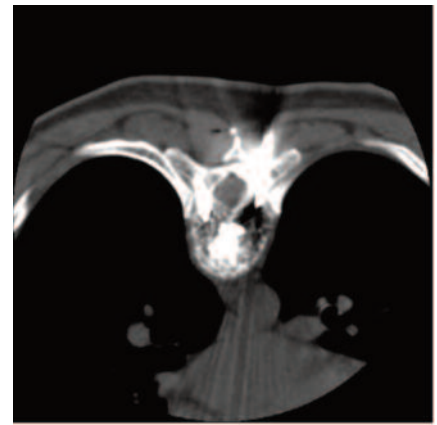
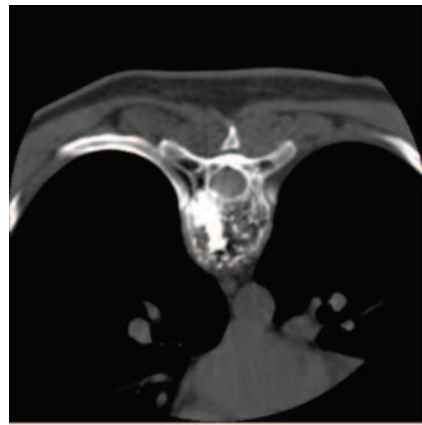
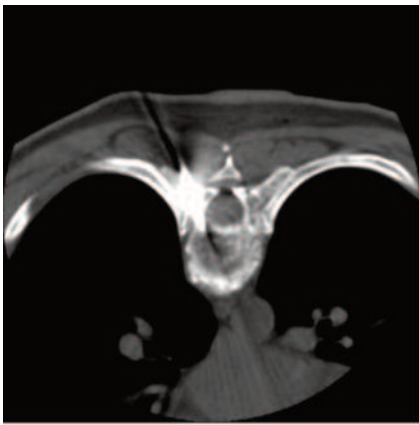
guida TC (o fluoroscopica) si posiziona l'ago da vertebroplastica e se ne segue l'avanzamento.

Nella regione toracica l'approccio più appropriato si ha ruotando l'arco a C di circa 35°, posizionando il punto d'ingresso circa 4,5 cm lateralmente alla spinosa.

Nella regione lombare l'inclinazione sarà minore, 20° circa, riproducendo così la proiezione obliqua della colonna lombare più nota con il nome di "proiezione del cagnolino"; l'ago sarà collo-

cato nel terzo superiore ed esterno del peduncolo (l'occhio); avvenuto l'attraversamento dello stesso e posizionata la punta nel terzo anteriore del corpo vertebrale si estrae il mandrino e si procede all'iniezione del PMMA; l'iniezione, eseguita mediante siringhe e strumenti in grado di esercitare una notevole pressione, risulta spesso dolorosa e pertanto in tale fase viene spesso approfondita l'analgia.

L'iniezione di cemento all'interno del soma vertebrale rappresenta il punto cruciale della procedura, il più delicato e richiede continuo controllo fluoroscopico in LL: particolare attenzione viene posta alla opacizzazione di vasi ed alla diffusione posteriore (verso il canale) del cemento per prevenire le due complicanze maggiori: lesione midollare ed embolia polmonare da cemento; la procedura viene generalmente ultimata quando il cemento raggiunge il 1/3 posteriore del corpo. Un primo controllo TC, condotto preferibilmente con modalità elicoidale (tempo di rotazione elicoidale 1.0, spessore 1,25 mm, intervallo 0,625, Kv 120, mA 175, algoritmo di risoluzione Bone), valuterà a questo punto la diffusione, specie controllata, del cemento. Ultimata la procedura e rimosso l'ago (o gli aghi) viene eseguito l'ultimo controllo TC per la verifica finale della diffusione del cemento e per la detezione precoce delle complicanze che richiedono un immediato trattamento (compressione midollare). Il paziente resterà a riposo in decubito supino per qualche ora e potrà quindi essere mobilizzato. La Vertebroplastica, descritta per la prima volta da Galimbert e Deramond nel 1987 ebbe immediato sviluppo in Francia e sebbene sia indiscusso il merito degli autori francesi è importante sottolineare l'enorme contributo dato alla crescita ed alla diffusione della metodica dagli statunitensi con oltre 175.000 pazienti trattati tra il 1999 ed il 2003. La vertebroplastica, come procedura estremamente efficace nella riduzione del dolore, si è quindi imposta come trattamento "standard" per le fratture osteoporotiche dolorose del rachide pur in assenza di una chiara evidenza scientifica che ne supporti l'utilizzo; due recenti studi pubblicati su "The New England Journal of Medicine" ne mettono peraltro



Paziente di 49 anni
 Angioma doloroso di D7 in paziente con osteoporosi –
 approccio transpeduncolare bilaterale
 1: paziente in decubito prono guida combinata di TAC
 e Fluoroscopia
 2-3-4-5: D7 accesso bilaterale e riempimento con
 PMMA
 6: D7 dopo il trattamento

in discussione l'effetto antalgico. Gli studi multicentrici, condotti separatamente da due gruppi di ricercatori statunitensi ed australiani, hanno coinvolto circa 200 pazienti con una o più fratture vertebrali dolorose da osteoporosi. I pazienti sono stati randomizzati in doppio cieco in un gruppo trattato mediante vertebroplastica ed un gruppo tratta-

to mediante procedura simulata (gruppo di controllo); l'esito dei trials fu sorprendente: nessuna differenza statisticamente significativa relativamente al sintomo dolore nei due gruppi. Questo risultato così singolare non deve però mettere in discussione il ruolo della procedura la cui finalità non può essere semplicemente "antidolorifica" ma deve essere

considerata più complessa, di stabilizzazione ma anche di ripristino dell'altezza del metamero fratturato con questo prevenendo quelle deformità rachidee causa di importanti ripercussioni sulla statica vertebrale (con aumentata incidenza di nuove fratture) e sulla meccanica respiratoria.

BIBLIOGRAFIA

Mathis JM: Image-guided spine interventions. Springer-Verlag 2004
 Food and Drug Administration (FDA) Centre – Linee Guida della SIR (Society of Interventional Radiology) 2003
 Mehdizade A, Lovblad KQ, Wilhelm KE, Somon T, Wetzels SG, Kelekis AD, Yilmaz H, Abdo G, Martin JB, Viera JM, Rufenacht DA: Radiation dose in vertebroplasty. *Neuroradiology* (2004) 46: 243-245.
 Valenza F, Buccellato A, Cangialosi C: La vertebroplastica nel mieloma multiplo: esperienza preliminare. XXX Raduno regionale SIRM XII Memorial Cignolini, 2005.
 Weill A, Chiras J, Simon JM et al: Spinal metastases: indications for and result of percutaneous injection of acrylic surgical cement. *Radiology* 199:241-247, 1996.
 McGraw JK, Lippert JA, Minkus KD et al: Prospective evaluation of pain relief in 100 patients undergoing percutaneous vertebroplasty: result and follow up. *J Vasc Interv Radiol* 13: 883-886, 2002.
 David F. Kallmes, M.D., Bryan A. Comstock, M.S., Patrick J. Heagerty, Ph.D., Judith A. Turner, Ph.D., David J. Wilson, F.R.C.R., Terry H. Diamond, F.R.A.C.P., Richard Edwards, F.R.C.R., Leigh A. Gray, M.S., Lydia Stout, B.S., Sara Owen, M.Sc., William Hollingworth, Ph.D., Basavaraj Ghodke, M.D., Deborah J. Annesley-Williams, F.R.C.R., Stuart H. Ralston, F.R.C.P., and Jeffrey G. Jarvik, M.D., M.P.H. A *Randomized Trial of Ver-*

tebroplasty for Osteoporotic Spinal Fractures – New England Journal of Medicine (2009)

Rachelle Buchbinder, Ph.D., Richard H. Osborne, Ph.D., Peter R. Ebeling, M.D., John D. Wark, Ph.D., Peter Mitchell, M.Med., Chris Wriedt, M.B., B.S., Stephen Graves, D. Phil., Margaret P. Staples, Ph.D., and Bridie Murphy, B.Sc. A *Randomized Trial of Vertebroplasty for Painful Osteoporotic Vertebral Fractures – New England Journal of Medicine* (2009)
 Mandell, B. F. (2010). Evidence, limes, and cement. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* 77: 7-7
 Orr, R. D. (2010). Vertebroplasty, cognitive dissonance, and evidence-based medicine: What do we do when the 'evidence' says we are wrong?. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* 77: 8-11
 Bolster, M. B. (2010). Consternation and questions about two vertebroplasty trials. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* 77: 12-16
 Hirsch, J.A, Meyers, P.M, Jensen, M. E (2009). P.S. Augmentation. *Journal of NeuroInterventional Surgery* 1: 179-180
 Clark, W., Lyon, S., Burnes, J., Baerlocher, M. O., Munk, P. L., Liu, D. M., Lotz, J. C., Grey, A., Bolland, M., Buchbinder, R., Osborne, R., Staples, M., Kallmes, D. F., Heagerty, P. J., Jarvik, J. G., Weinstein, J. N. (2009). Trials of Vertebroplasty for Vertebral Fractures. *NEJM* 361: 2097-2100
 Noonan, P. (2009). Randomized Vertebroplasty Trials: Bad News or Sham News?. *Am. J. Neuroradiol.* 30: 1808-1809

Kallmes, D., Buchbinder, R., Jarvik, J., Heagerty, P., Comstock, B., Turner, J., Osborne, R. (2009). Response to "Randomized Vertebroplasty Trials: Bad News or Sham News?". *Am. J. Neuroradiol.* 30: 1809-1810
 Andrews, N. A. (2009). The Future of Vertebroplasty: Are Randomized Controlled Trials, or Clinical Experience, the More Appropriate Guide?. *IBMS BoneKey* 6: 351-356

Sambrook, P. (2009). Between a Rock and a Hard Place: What is the Evidence for Vertebroplasty and Kyphoplasty?. *IBMS BoneKey* 6: 385-388

Mandell, B. F. (2009). Vertebroplasty, evidence, and health care reform: What is quality care?. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* 76: 497-502

(2009). All you need to read in the other general journals. *BMJ* 339: b3257-b3257

Weinstein, J. N. (2009). Balancing Science and Informed Choice in Decisions about Vertebroplasty. *NEJM* 361: 619-621

(2009). Vertebroplasty Strikes Out. *JWatch General* 2009: 1-1

Forman, H. P., Crowe, J. K., Messinger, N., Javitt, M. C., Larson, D. B., Norbash, A., Kaye, A., Thrall, J. H., Hricak, H., Kazerooni, E. A. (2010). Masters of Radiology Panel Discussion: Responding to Health Care Reform and Other Market Pressures. *Am. J. Roentgenol.* 194: 173-177

CARATTERISTICHE DELLA MACCHIA FOCALE

CHARACTERISTICS OF THE FOCAL SPOT

FRANCESCO PICARIELLO* - VINCENZO SEVERINO* - GIUSEPPE PICARIELLO**

*Ingegnere Biomedico

**TSRM

Il presente lavoro ha come obbiettivo quello di individuare le informazioni necessarie per una corretta valutazione dello stato di deterioramento del tubo radiogeno. Da tale componente, infatti, dipendono la qualità dell'immagine e la sicurezza per il paziente e per l'operatore.

Il controllo del progressivo grado di deterioramento dell'anodo durante la vita di lavoro del tubo radiogeno può essere effettuato mediante la determinazione delle caratteristiche della macchia focale. L'analisi sulle caratteristiche della macchia focale, infatti, consentono di valutare il deterioramento del potere risolutivo dell'apparecchiatura e la sua vetustà. Facendo riferimento alla norma CEI 62-1, vengono proposti ed analizzati i metodi per la determinazione delle caratteristiche della macchia focale da cui trarre le informazioni desiderate.

This work wants to identify the necessary information for a proper valuation of the deterioration state of the X-ray tube. On such component, in fact, depend the quality of the image and the security of the patient and of the operator.

The control of the progressive degree of anode deterioration during the working life of the X-ray tube can be carried out by the determination of the characteristics of the focal spot. Analyses on the characteristics of the focal spot, in fact, concur to estimate the deterioration of the resolute power of the X-ray tube and its ancientness. Making reference CEI 62-1, this work proposes and analyzes the methods for the determination of the characteristics of the focal spot from which drawing the precious information.

ABSTRACT

Facendo riferimento alla Norma CEI 62-1 (Caratteristiche delle macchie focali), verranno descritti i metodi di misura da cui poi ricavare le principali caratteristiche della macchia focale.

Metodi per la determinazione delle caratteristiche delle macchie focali

I metodi per la valutazione delle caratteristiche specifiche delle macchie focali, secondo norma CEI 62-1, sono essenzialmente 3:

- Metodo del foro di spillo;
- Metodo della stella;
- Metodo della fessura.

Da ognuno di questi 3 metodi è possibile ottenere rispettivamente le seguenti informazioni:

- Orientamento della macchia focale; Distribuzione spaziale della intensità di radiazione;
- Limite di risoluzione del tracciato a stella; Valore di dispersione; Modificazione delle proprietà della macchia focale durante la vita.
- Dimensioni della macchia focale effettiva; Valutazione della conformità del valore nominale della macchia focale; De-

terminazione della funzione di trasferimento della modulazione (MTF).

I metodi generalmente usati nella odierna pratica comune sono il metodo della camera a fessura e il metodo della stella, di più facile e rapida applicazione, noi ci limitiamo anche per motivi di spazio a descrivere il metodo della fessura. **Metodo della camera a fessura** Il metodo indicato nella norma CEI 62-1 per la determinazione delle dimensioni della macchia focale è il metodo della camera a fessura. Essa è costituita da una camera, generalmente in tantalio o piombo, contenente un diaframma con fessura con una larghezza di 10 μm e una lunghezza di 10mm (Fig. 1). Per la determinazione delle dimensioni della macchia focale e dell'MTF vanno effettuate due misure: una prima con la fessura della camera allineata all'asse anodo-catodo, una seconda misura con un allineamento alla direzione perpendicolare. La dimensione della macchia focale ottenuta con la fessura della camera allineata all'asse anodo-catodo è relativa alla larghez-

za (width). La dimensione della macchia focale ottenuta dall'allineamento perpendicolare della fessura all'asse anodo-catodo è relativa alla lunghezza (length) della macchia focale. **Preparazione alla misura** Per la realizzazione della misura mediante il metodo della fessura è necessaria una camera a fessura conforme alla ISO 1 101. Tale camera a fessura deve contenere un diaframma con fessura e deve presentare le dimensioni riportate nel grafico 1. Il diaframma con fessura deve essere realizzato con uno dei seguenti materiali: tungsteno; tantalio; lega d'oro e 10% di platino;



Figura 1.

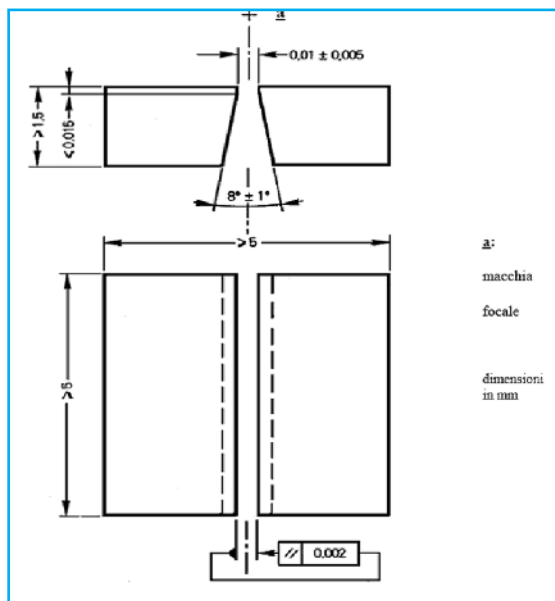


Grafico 1.

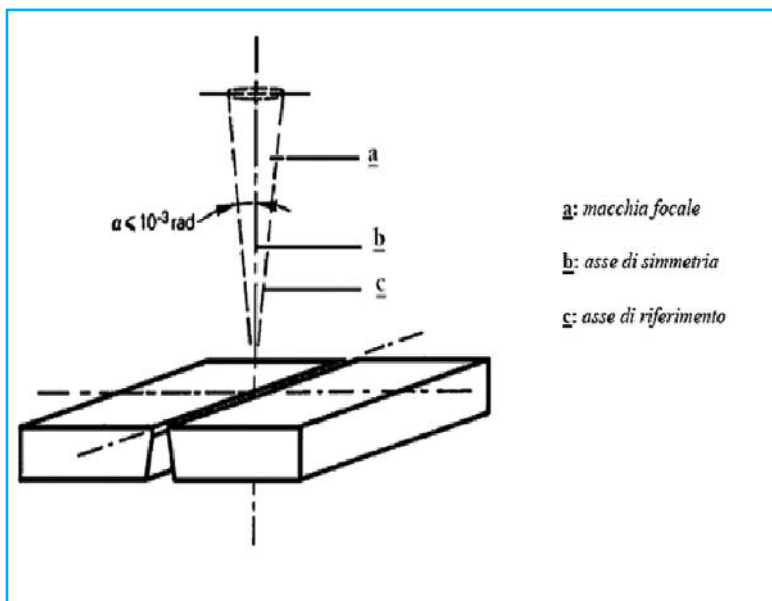


Grafico 2.

lega di tungsteno e 10% di renio; lega di platino e 10% di iridio. Per l'esecuzione della misura bisogna considerare: l'allineamento della camera a fessura: l'asse di riferimento U deve passare per il centro della faccia d'entrata del diaframma con fessura e deve formare con l'asse di simmetria di questo diaframma un angolo " " minore o uguale a 10^{-3} radianti, come indicato in grafico 2. La posizione della camera a fessura: la faccia d'entrata del diaframma con fessura deve essere posta a una distanza dalla macchia focale tale che la variazione dell'ingrandimento sull'intera estensione della macchia focale reale non superi il $\pm 5\%$ nella direzione di riferimento, secondo le seguenti formule: $n / m = E$ $n / (m + k) \geq 0,95 E$ $n / (m - p) \leq 1,05 E$ dove: E: è l'ingrandimento; n: distanza tra la faccia d'entrata del diaframma e la pellicola radiografica; m: distanza tra il piano di riferimento e la faccia d'entrata del diaframma; k: è la distanza tra il piano di riferimento e il bordo della macchia focale reale più distante dal diaframma; p: è la distanza tra il piano di riferimento e il bordo della macchia focale reale più vicino al diaframma. Tale distanza non deve essere inferiore in nessun caso a 100 mm. Per capire meglio il problema si faccia riferimento al grafico 3. I radiogrammi del fuoco col metodo della fessura devono essere realizzati su una pellicola radiografica a grana fine, da usarsi senza schermo di rinforzo, per esempio su una pellicola radiografica per uso dentale. La pellicola radiografica deve essere posta perpendicolarmente alla direzione di riferimento, a una distanza dalla faccia di ingresso del diaframma con fessura (grafico 3) determinata in funzione dell'ingrandimento, secondo la tabella I. Si deve esporre la pellicola radiografica in modo da ottenere dopo lo sviluppo una densità ottica locale compresa tra 1,0 e 1,4 nelle regioni di annerimento più forte situate nel terzo medio o nella metà centrale della

Valore nominale della macchina focale	Ingrandimento E = n/m
$f \leq 0,4$	$E \geq 3$
$0,5 \leq f \leq 1,0$	$E \geq 2$
$1,1 \leq f$	$E \geq 1$

Tabella I.

larghezza dell'immagine della fessura, a metà lunghezza di questa. L'annerimento (densità ottica) dovuto al velo di base non deve superare il valore di 0,2. I radiogrammi della macchia focale devono essere realizzati con fattori di carico costanti, in ac-

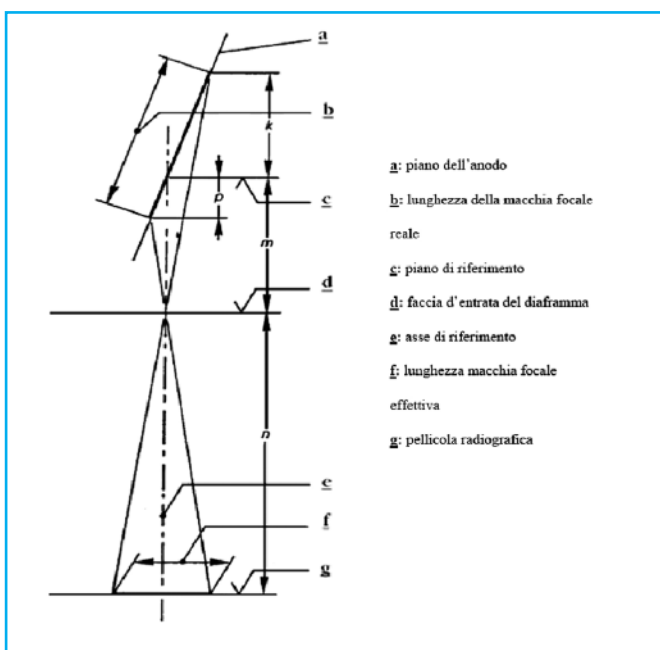


Grafico 3.

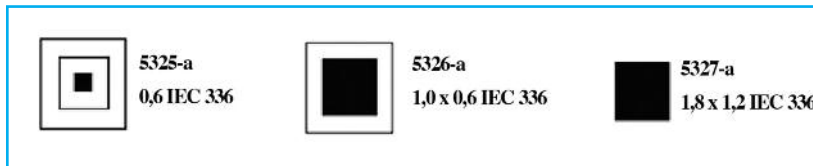
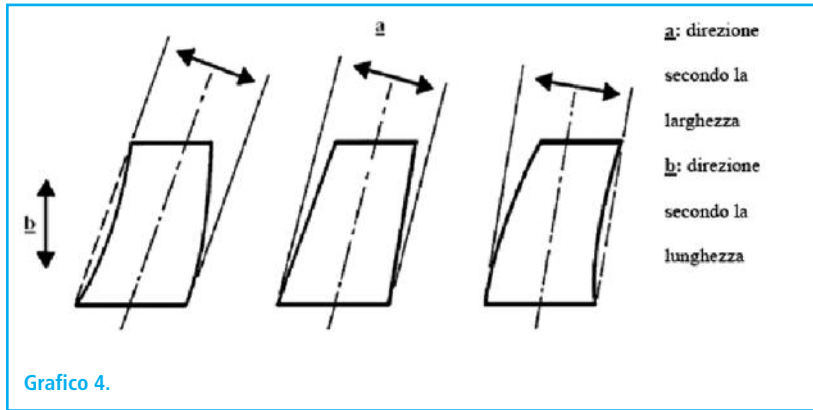


Figura 2.

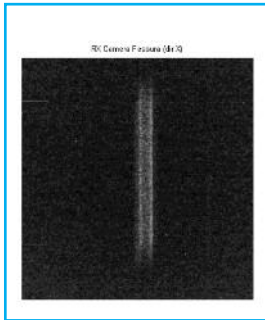


Figura 3.

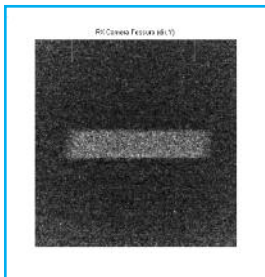


Figura 4.

cordo con la seguente tabella II: La corrente nel tubo, che secondo la pubblicazione IEC 613 determina la potenza anodica nominale, può essere applicata per un tempo di carico massimo di 0.1 s. Utilizzando un valore costante pari al 50% della corrente è possibile avere tempi di carico più lunghi necessari per ottenere l'annerimento della pellicola radiografica richiesto. Una volta rispettate le direttive per l'esecuzione della misura, per la determinazione della larghezza e della lunghezza della macchia focale, vanno effettuate due misure: una prima con la fessura della camera allineata all'asse anodo-catodo, una seconda misura con un allineamento alla direzione perpendicolare.

Dimensioni della macchia focale

La determinazione delle dimensioni della macchia focale è basata, secondo norma CEI 62-1, sull'analisi di una coppia di radiogrammi del fuoco ottenuti col metodo della fessura. Per una corretta va-

lutazione dei radiogrammi del fuoco ottenuti col metodo della fessura sono necessari:

- una retroilluminazione di circa 3000 lux.
- una lente di ingrandimento con un ingrandimento uguale a 10 e nella quale è incorporato un reticolo con graduazioni di 0,1 mm.

Nell'effettuazione della misura delle dimensioni macchia focale effettiva è opportuno considerare:

- **L'estensione dell'annerimento**, cioè lunghezza e larghezza della macchia focale, deve essere misurata su ogni radiogramma del fuoco perpendicolarmente alla lunghezza della fessura e a metà lunghezza della stessa. Per le misure secondo la lunghezza della macchia focale, la direzione di valutazione deve essere parallela all'asse longitudinale del complesso tubo guaina o a un asse longitudinale specificato. Per le misure secondo la larghezza della macchia focale, la direzione di valutazione deve essere, in generale, perpendicolare all'asse longitudinale del complesso tubo guaina o a un asse longitudinale specificato. Se la proiezione della macchia focale effettiva reale nella direzione di riferimento è distorto, la direzione di valutazione secondo la larghezza può essere scelta perpendicolare all'orientamento prevalente delle zone con intensità di radiazione più elevata che di solito è la direzione della macchia focale che presenta la più piccola larghezza grafico 4.

- **L'ingrandimento E utilizzato**, che deve essere determinato con un'accuratezza entro il $\pm 3\%$.

- **La marcatura della conformità del valore nominale della macchia focale**: deve essere esposta sul complesso tubo-guaina o indicata altrimenti in forma concisa, utilizzando i simboli grafici della IEC 417 come per esempio: fig. 2 Dopo aver effettuato la misura dell'estensione dell'annerimento dovuto alla macchia focale effettiva, ogni dimensione lineare deve essere divisa per l'ingrandimento E utilizzato. I valori della larghezza e della lunghezza della macchia focale ottenuti devono essere espressi in millimetri e non devono superare i valori ammissibili riportati per la lunghezza e per la larghezza nella tabella per il corrispondente valore nomi-

Alta tensione Nominale del tubo Radiogeno U	Alta tensione del tubo ra radiogeno prescritta	Corrente del tubo Radiogeno prescritta
$U \leq 75$ KV	50% dell'alta tensione nominale	50% della corrente del tubo
$75 < U \leq 150$		radiogeno corrispondente alla potenza nominale specificata
$150 < U \leq 200$		per la macchia focale

Tabella II.

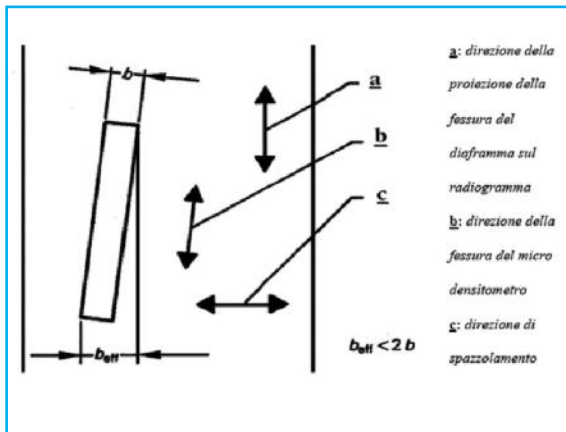


Grafico 5.

nale della macchia focale. Il valore nominale della macchia focale deve essere correlato con le dimensioni nelle due direzioni di valutazione della macchia focale, in modo che la larghezza e la lunghezza della macchia focale determinate secondo quanto indicato sopra siano entro i limiti riportati nella tabella V. Per ciascuna macchia focale di un tipo di complesso tubo-guaina specificato per speciali applicazioni, come ad es. la tomografia ricostruttiva, deve essere attribuito un valore nominale della macchia focale consistente in una coppia di numeri ad esempio 1,0 x 0,6 dove il primo numero si riferisce alla larghezza della macchia focale effettiva, nella direzione normale all'asse del complesso tubo-guaina e il secondo numero si riferisce alla lunghezza della macchia focale reale, nella direzione parallela allo stesso asse.

Funzione di trasferimento della modulazione (MTF)

Per ogni tipo di complesso tubo guaina deve essere stabilita una coppia di funzioni di trasferimento della modulazione della geometria della macchia focale. La determinazione della funzione di trasferimento della modulazione è basata, secondo norma CEI 62-1, sull'analisi di una coppia di radiogrammi del fuoco ottenuti col metodo della fenditura. Per una corretta valutazione dei radiogrammi del fuoco ottenuti col metodo della fenditura è necessaria una scansione mediante un microdensitometro. La direzione di scansione deve essere perpendicolare entro $\pm 1^\circ$ alla direzione della fenditura del diaframma. Il dispositivo di analisi deve presentare inoltre:

- una larghezza b della fenditura non su-

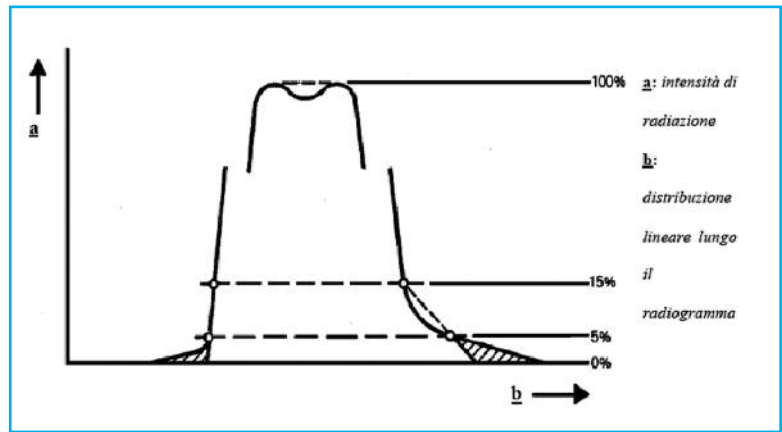


Grafico 6.

periore alla larghezza del diaframma con fenditura utilizzato per realizzare i radiogrammi;

- una lunghezza della fenditura e una inclinazione rispetto alla fenditura del diaframma tali che la proiezione beff della fenditura del microdensitometro su una direzione perpendicolare all'asse longitudinale della proiezione sul radiogramma della fenditura del diaframma sia inferiore al doppio della larghezza b della fenditura del microdensitometro, come indicato nel grafico 5.

I risultati della misura ottenuti dalla scansione mediante microdensitometro devono essere presentati sotto forma di una curva della densità sulla larghezza del radiogramma. Per limitare i dati di ingresso nella procedura di calcolo delle funzioni di trasferimento della modulazione, le parti laterali della curva della distribuzione lineare dell'intensità radiante devono essere ridotte per estrapolazione lineare dei valori al 15% e al 5% dell'intensità massima, come indicato nel grafico 6. La funzione di trasferimento della modulazione deve essere presentata sotto forma di una curva che rappresenti la trasformata di Fourier per l'ingrandimento standard M_s , indicato nella tabella V, in funzione della frequenza spaziale f . I due assi coordinati devono essere tali che, per il valore 0 della frequenza spaziale, il valore della trasformata di Fourier sia 100%. La funzione di trasferimento della modulazione, inoltre, deve essere estesa almeno fino alla frequenza spaziale in corrispondenza della quale la trasformata di Fourier scende al 10% del valore massimo. Per valori inferiori al 10% la funzione deve essere stabilita solo fino

Valori nominali della macchia focale	Valori ammissibili della macchia focale (mm)	Valori ammissibili della macchia focale (mm)
f	larghezza	lunghezza
0,1	0,10 ... 0,15	0,10 ... 0,15
0,15	0,15 ... 0,23	0,15 ... 0,23
0,2	0,20 ... 0,30	0,20 ... 0,30
0,25	0,25 ... 0,38	0,25 ... 0,38
0,3	0,30 ... 0,45	0,45 ... 0,65
0,4	0,40 ... 0,60	0,60 ... 0,85
0,5	0,50 ... 0,75	0,70 ... 1,10
0,6	0,60 ... 0,90	0,90 ... 1,30
0,7	0,70 ... 1,10	1,00 ... 1,50
0,8	0,80 ... 1,20	1,10 ... 1,60
0,9	0,90 ... 1,30	1,30 ... 1,80
1	1,00 ... 1,40	1,40 ... 2,00
1,1	1,10 ... 1,50	1,60 ... 2,20
1,2	1,20 ... 1,70	1,70 ... 2,40
1,3	1,30 ... 1,80	1,90 ... 2,60
1,4	1,40 ... 1,90	2,00 ... 2,80
1,5	1,50 ... 2,00	2,10 ... 3,00
1,6	1,60 ... 2,10	2,30 ... 3,10
1,7	1,70 ... 2,20	2,40 ... 3,20
1,8	1,80 ... 2,30	2,60 ... 3,30
1,9	1,90 ... 2,40	2,70 ... 3,50
2	2,00 ... 2,60	2,90 ... 3,70
2,2	2,20 ... 2,90	3,10 ... 4,00
2,4	2,40 ... 3,10	3,40 ... 4,40
2,6	2,60 ... 3,40	3,70 ... 4,80
2,8	2,80 ... 3,60	4,00 ... 5,20
3	3,00 ... 3,90	4,30 ... 5,60

Tabella III.

alla frequenza spaziale del primo minimo. Nelle applicazioni pratiche, infatti, sono irrilevanti i valori al di là del primo minimo. Per ottenere una rappresentazione mediante trasformata di Fourier bisogna passare da una distribuzione lineare lungo il radiogramma ad una rappresentazione frequenziale. I valori di ingresso per il calcolo della trasformata di Fou-

rier devono essere i valori della distribuzione lineare dell'intensità radiante, cioè i risultati della misura ottenuti dalla scansione mediante microdensitometro. I valori di ingresso, dati dalle ascisse di figura, devono essere divisi per l'ingrandimento E utilizzato per la realizzazione dei radiogrammi del metodo della fessura. Da tale procedimento si ottengono i va-

lori spaziali f_f . Le ascisse dei punti di costruzione della curva devono essere sufficientemente ravvicinate per poter tenere conto dell'estensione e delle strutture della distribuzione lineare dell'intensità della radiazione lungo la macchia focale. I valori dell'intensità di radiazione corrispondenti sono le ordinate della figura. I valori della frequenza spaziale f_f otte-

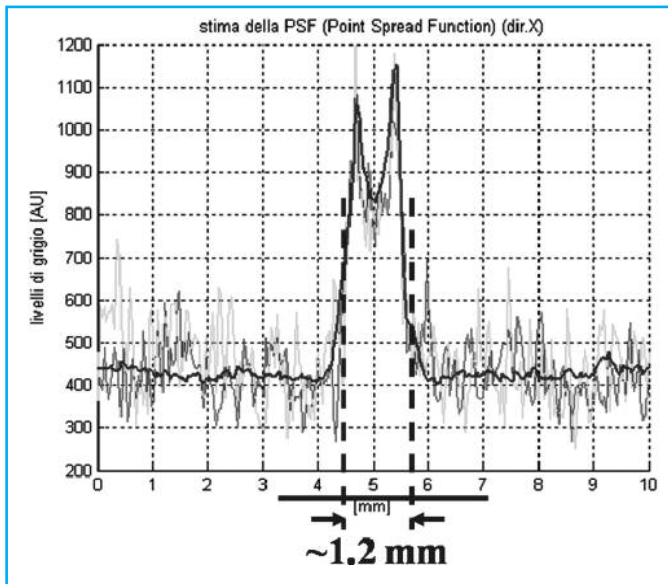


Grafico 7.

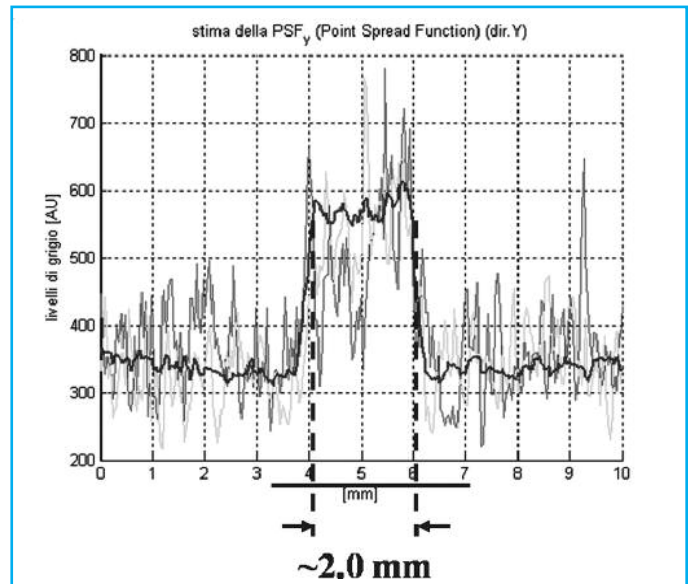


Grafico 8.

nuti secondo quanto indicato sopra devono essere trasformati secondo la formula: $f_s = f_i M_s / (M_s - 1)$ dove: f_s : è la frequenza spaziale per l'ingrandimento normalizzato M_s ; f_i : è la frequenza spaziale ottenuta secondo quanto indicato sopra; M_s : è l'ingrandimento standard calcolato secondo la tabella VI. Se per la macchia focale di un complesso tubo guaina viene specificato il limite di risoluzione di un tracciato a stella, ogni valore di R_{Ws} e R_{Ls} determinato deve essere uguale o superiore al valore specificato. Mediante l'utilizzo del metodo della camera a fessura, in accordo con quanto espresso nella norma CEI 62-1, è stato possibile ricavare informazioni sulle dimensioni della macchia focale e sulla funzione di trasferimento della modulazione (MTF). Per l'esecuzione della misura è stata usata una camera a fessura in tantalio con una larghezza della fessura di 10 m (come prescritto dalla norma) e una lunghezza di 10mm (figura 1). Di particolare difficoltà è risultata la fase di posizionamento e allineamento della camera. La camera è stata posizionata a circa 28 cm dal fuoco e circa 105 cm dal tavolo paziente (figura 33). La pellicola radiografica a grana fine senza schermo di rinforzo era a circa 5 cm dal tavolo paziente. In tale modo si è ottenuto un ingrandimento E circa

uguale a 3 (2,93). Per la determinazione delle dimensioni della macchia focale e dell'MTF vanno effettuate due misure: una prima con la fessura della camera allineata all'asse anodo-catodo, una seconda misura con un allineamento alla direzione perpendicolare. La dimensione della macchia focale ottenuta con la fessura della camera allineata all'asse anodo-catodo è relativa alla larghezza (width) della macchia focale. La dimensione della macchia focale ottenuta dall'allineamento perpendicolare della fessura all'asse anodo-catodo è relativa alla lunghezza (length) della macchia focale. Ovviamente l'esecuzione di due misure comporta maggiori difficoltà derivanti dal posizionamento e dall'allineamento della camera le quali, si devono rispettare per ogni misura. Avendo poi avuto a disposizione i radiogrammi in formato digitale, si è pensato di mettere a punto un programma Matlab per l'elaborazione delle immagini da cui poi ottenere una stima della PSF (Point Spread Function). Dalla stima della PSF, sempre mediante l'utilizzo di Matlab, è stato inoltre possibile ottenere una stima della MTF (Modulation Transfer Function). L'utilizzo del calcolatore ha permesso di ottenere da un lato risultati più precisi ed attendibili, dall'altro ha permesso di ottenere

una riduzione dei tempi impiegati per l'elaborazione "manuale" delle informazioni contenute nei radiogrammi.

PROVE SPERIMENTALI

Fino ad ora sono stati esposti i metodi per la valutazione delle caratteristiche specifiche delle macchie focali. Sono state spiegate, inoltre, le modalità di preparazione alle misure e di esecuzione delle misure stesse in base a quanto riportato norma CEI 62-1. In pratica, sono stati effettuati diversi controlli di apparecchiature radiologiche per verificarne l'applicabilità, l'efficienza e la convenienza. In particolare, si è soffermato l'attenzione sull'esecuzione di verifiche mediante i metodi della camera a fessura. Prima dell'effettuazione delle misure è stato necessario accertarsi della geometria del fascio utile, per valutare la corretta collimazione del fascio X. Tale procedura è anche richiesta dal D.L. n.187 del 2000 come verifica da effettuarsi durante i controlli di qualità in impianti di radiodiagnostica. Per l'esecuzione della misura è stata utilizzata una placca di rame con sopra incise delle circonferenze concentriche. È stato inoltre utilizzato un cilindro di plastica con due sferette di piombo perfettamente uguali, posizionate ognuna esattamente al centro di una delle due basi del

Valore nominale della macchia focale f	Ingrandimento standard Ms
$f \leq 0,6$	2
$0,6 \leq f$	1,3

Tabella IV.

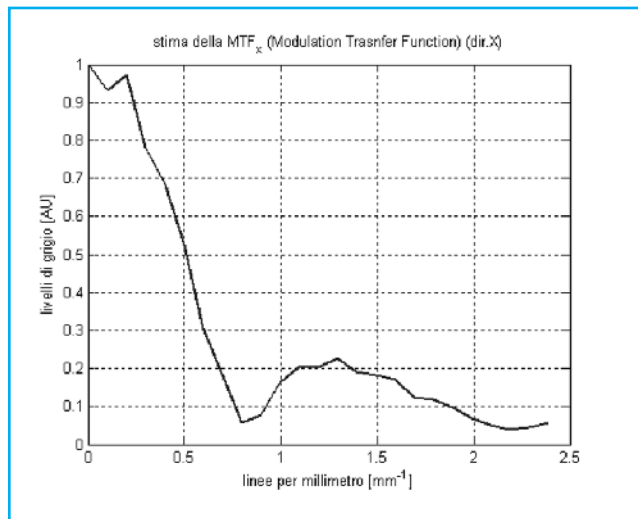


Grafico 9.

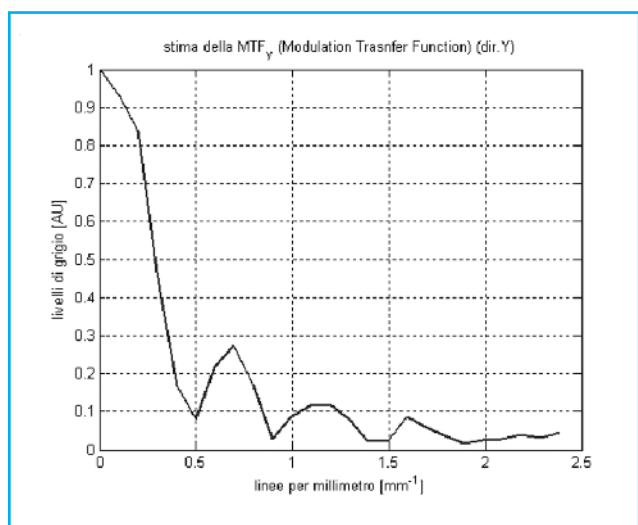


Grafico 10.

cilindro. Successivamente il cilindro è stato posto al centro della placca di rame in modo da far coincidere il suo centro con quello della placca. Dal-

l'analisi del radiogramma ottenuto è stato possibile costatare l'allineamento raggi X/fascio di luce, l'allineamento del campo e, soprattutto, l'ortogonalità del fascio di raggi X e del ricevitore dell'immagine.

Dimensioni della macchia focale

Mediante l'analisi dei due radiogrammi ottenuti col metodo della fessura (figure 3 e 4) è stato possibile ottenere le informazioni circa le dimensioni della macchia focale. Una stima molto approssimativa della lunghezza (direzione x) e della larghezza (direzione y) è stata ottenuta individuando, nelle zone bianche (proiezione della fessura della camera sulla pellicola), gli estremi di determinazione per la lunghezza e la larghezza della macchia focale. Una stima più precisa è stata ottenuta mediante l'utilizzo del programma Matlab sviluppato. Dando in ingresso al programma i due radiogrammi si sono ottenuti nei grafici 7 e 8. Nei grafici sono evidenziati in rosso e in verde i profili dei valori di grigio corrispondenti agli estremi di determinazione per la larghezza e la lunghezza della macchia focale (fare riferimento alle piccole linee chiare sul bordo sinistro di figura 3

e sul bordo alto di figura 4). In blu, invece, è evidenziata la media di tutti i valori di grigio compresi tra gli estremi di determinazione per la lunghezza e la larghezza della macchia focale. Quest'ultimo diagramma rappresenta la stima della PSFX e della PSFY generate dalla macchia focale.

La funzione di trasferimento della modulazione (MTF)

Il calcolo della MTF, secondo quanto indicato nella norma CEI 62-1, si ottiene stimando la trasformata di Fourier dei profili ottenuti mediante l'utilizzo del programma Matlab è stato possibile ottenere una buona stima della funzione di trasferimento della modulazione con tempi di calcolo brevissimi. La MTF risulta essere la trasformata di Fourier della PSF. Applicando il comando matlab FFT alla media dei contributi della PSF si sono ottenuti i grafici 9 e 10.

Conclusioni

L'obiettivo del lavoro è quello di proporre un protocollo per la verifica delle caratteristiche della macchia focale da cui trarre poi le informazioni necessarie per una corretta valutazione dello stato di deterioramento del tubo radiogeno.

BIBLIOGRAFIA

NORMA CEI 62-1, EN 60336, Caratteristiche Macchie Focali, Ottobre 1997, Terza edizione.
 NORMA CEI 62-73, EN 61267, Condizioni di radiazioni (qualità della radiazione) per l'uso nella determinazione delle caratteristiche, Maggio 1996, Prima edizione.
 C. LAMBERTI, W. RAINER, Le apparecchiature biomediche e la loro gestione, PATRON EDITORE, Bologna 1998.
 F.P. BRANCA, Fondamenti di Ingegneria Clinica Volume 1, SPRINGER-VERLAG Italia, Milano 2000.
 R. PASSARIELLO, Elementi di tecnologia in Radiologia e dia-

gnostica per immagini, Roma 1990.

Decreto Legislativo n. 187 del 26 Maggio 2000: Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche.

TUCHYNA T, PAIX D., A CMOS image sensor method of focal spot size measurement. Australas Phys Eng Sci Med. 2004 Jun;27(2):63-8.

S. ABE, T. NEGISHI, M. FUKAYA, T. AKIYAMA, M. NOGUCHI, T. FUJISAKI, M. MONMA, H. SAITOH., Measurement of focal spot in X-ray tube using imaging plate, Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2004 Aug;60(8):1132-8. Japanese.

X.J. RONG, K.T. KRUGH, S.J. SHEPARD, W.R. GEISER., Measurement of focal spot size with slit camera using computed radiography and flat-panel based digital detectors. Med Phys. 2003 Jul;30(7):1768-75.

Slide del Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia, a cura di A.Di Bartolomeo, 1/9/2005

F. PICARIELLO tesi di laurea in ingegneria biomedica "Proposta di protocollo per verifiche di qualità dell'immagine per impianti di radiodiagnostica: caratteristiche delle macchie focali" Università di Napoli Federico II anno accademico 2004-2005

PIANIFICAZIONE E REALIZZAZIONE DI UN DATA BASE DI IMMAGINI NEURORADIOLOGICHE

PLANNING AND CONSTRUCTION OF A DATA BASE OF IMAGES NEURORADIOLOGIC

M. NOTORIO

U.O.S.C. NEURORADIOLOGIA A.O.R.N.A.
CARDARELLI, NAPOLI, ITALY

Abbiamo pianificato e realizzato, utilizzando l'applicativo ACCESS 2003, contenuto nella suite OFFICE di Microsoft, un data base di immagini diagnostiche neuroradiologiche, gratuito, di pazienti che, per necessità di diagnosi medica, sono stati sottoposti a metodiche di studio con macchine pesanti di diagnostica per immagini, quali la Tomografia computerizzata e/o la Risonanza Magnetica Nucleare.

E' possibile ad esempio, creare, una specifica query che riporti su di una maschera di visualizzazione (video e/o stampa), sul computer dell'utente, come varia il contrasto di una determinata struttura nervosa anatomica (ad esempio il liquor cefalorachidiano) nelle quattro sequenze della metodica di Risonanza Magnetica Nucleare. La creazione del DATA BASE relazionale, permette di offrire, in modo semplice ed immediato, a tutti gli utenti autorizzati, (studenti in tecniche radiologiche per immagini e radioterapia; studenti in medicina, specializzandi, professionisti del settore, ect.), ed in possesso di un personal computer, immagini diagnostiche a scopo didattico del Sistema Nervoso Centrale (SNC) e una valida base per applicazioni informatiche future.

We planned and built using the Access 2003 application, which appears in the Microsoft OFFICE suite, a database of images diagnostic neuroradiology, free to patients who, for want of medical diagnosis, were subjected to methods of study with heavy machinery diagnostic imaging such as computed tomography and / or Nuclear Magnetic Resonance. For example, you create, a specific query, reporting on a mask display (video and / or printing), the user's computer, as does the contrast of a particular nerve anatomical structure (eg cerebro-spinal fluid) in the four sequences of the method of Nuclear Magnetic Resonance.

The creation of Relational database makes it possible to offer, easily and quickly, to all authorized users (students in radiologic imaging techniques and radiotherapy, medical students, graduate students, industry professionals, ect.), and in possession of a personal computer, diagnostic images for teaching purposes of the central nervous system (CNS) and a good basis for future applications.

ABSTRACT

INTRODUZIONE E SCOPO

Abbiamo progettato e realizzato, utilizzando l'applicativo Access 2003, contenuto nella suite Office di Microsoft, un data base di immagini diagnostiche neuroradiologiche, gratuito, di pazienti che, per necessità di diagnosi medica, sono stati sottoposti a metodiche di studio con macchine pesanti di diagnostica per immagini, quali la Tomografia computerizzata e/o la Risonanza Magnetica Nucleare.

La creazione del DATA BASE relazionale, permette di offrire, in modo semplice ed immediato, a tutti gli utenti autorizzati, (studenti in tecniche radiologiche per immagini e radioterapia (T.S.R.M.); studenti in medicina, specializzandi, professionisti del settore, ect.), ed in possesso di un personal computer, immagini diagnostiche a scopo didattico del Sistema Nervoso Centrale (SNC) e una valida base per applicazioni informatiche future.

Nonostante esistano, oggi giorno (anno 2009) numerosi, completi e raffinatissimi atlanti anatomici, realizzati su svariati supporti (si va da quello classico, cartaceo, passando per il supporto digitale multimediale (Cd-Dvd ROM), a quelli ultimi, introdotti sul mercato e facilmente reperibili sulla rete INTERNET a carattere di "e-learning", le motivazioni a realizzare il data base restano, secondo il nostro giudizio, ancora valide.

Valide, innanzitutto, per un motivo di carattere economico: nessuna di queste opere ci risulta gratuita.

Ma le motivazioni, forse ancora più rilevanti, sono da ricercare sulla natura stessa di tutte le opere sopra citate ed esistenti attualmente (anno 2009): esse sono a carattere fortemente illustrativo e difficilmente implementabili.

Non a caso, la scelta di realizzare il data base di immagini neuro-

radiologiche è caduta su Access 2003, software, altamente diffuso, di gestione di base di dati relazionali.

Ma che cos'è un "data base"? Immaginiamo ad esempio a titolo esemplificativo, l'insieme di tutti i numeri telefonici ed i corrispettivi indirizzi degli abbonati di rete fissa in Italia, altamente strutturati, ordinati e definiti (naturalmente in modo corretto) e memorizzati in una memoria di massa di un potente computer e gestiti da un software applicativo come Access: ecco questo è un esempio efficace di data base.

E' intuitivo quindi comprendere, con quanta rapidità, precisione e facilità, rispetto ad una classica consultazione cartacea, è possibile accedere alle informazioni contenute in esso per le applicazioni più svariate (da una semplice ricerca, modifica o cancellazione ad una operazione più complicata come ad esempio un calcolo matematico).

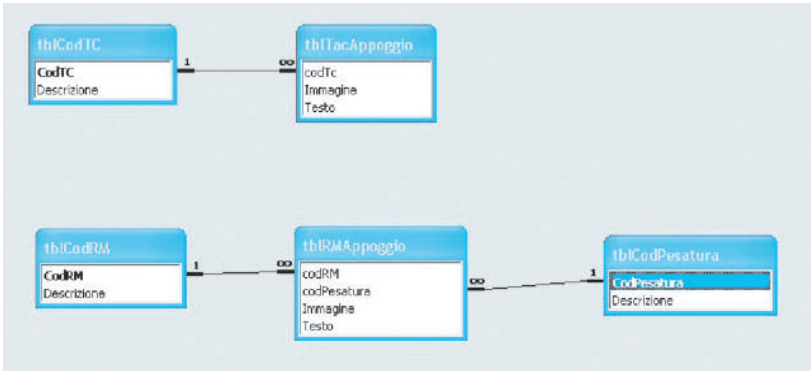


FIGURA 1: Strutturazione logica dei dati. La fase di progettazione ha previsto la definizione di diverse tabelle collegate tra loro da relazioni del tipo "uno a molti" ed "molti ad uno" per le chiavi di accesso ai dati di natura atomica.

L'applicativo Access, attraverso lo sviluppo delle cosiddette "query", è in grado di estrapolare, incrociare e/o collegare ed in ultimo, se si vuole, riportare su di una apposita "maschera" di visualizzazione dei dati, informazioni di natura "atomica" contenute nei campi delle singole "tabelle" od in altre "query".

E' possibile ad esempio, creare, a titolo esemplificativo, una specifica "query" che riporti su di una "maschera" di visualizzazione (video e/o stampa), sul computer dell'utente, come varia il contrasto di una determinata struttura nervosa anatomica (ad esempio il "liquor cefalo-rachidiano") nelle quattro sequenze della metodica RMN (Risonanza Magnetica Nucleare).

I data base possono essere essenzialmente paragonati quindi, a dei grossi contenitori di dati che ci permettono di

gestire quantitativi di informazioni simili, in maniera più veloce rispetto a supporti cartacei.

Grazie alle notevoli prestazioni raggiunte dai sistemi hardware è possibile effettuare ricerche su milioni di informazioni in tempi molto ragionevoli, in virtù anche di strutture di dati molto ben organizzate come sono i database relazionali.

MATERIALI E METODI

Sono state utilizzate, per la creazione del data base, immagini di studi neuro radiologici di pazienti che per necessità di diagnosi medica sono stati sottoposti ad esami di diagnostica per immagini con macchine pesanti quali la Tomografia Computerizzata e la Risonanza Magnetica Nucleare, eseguiti presso la U.O. di neuroradiologia dell'Azienda Ospedaliera di Rilievo Nazionale "A. Cardarelli".

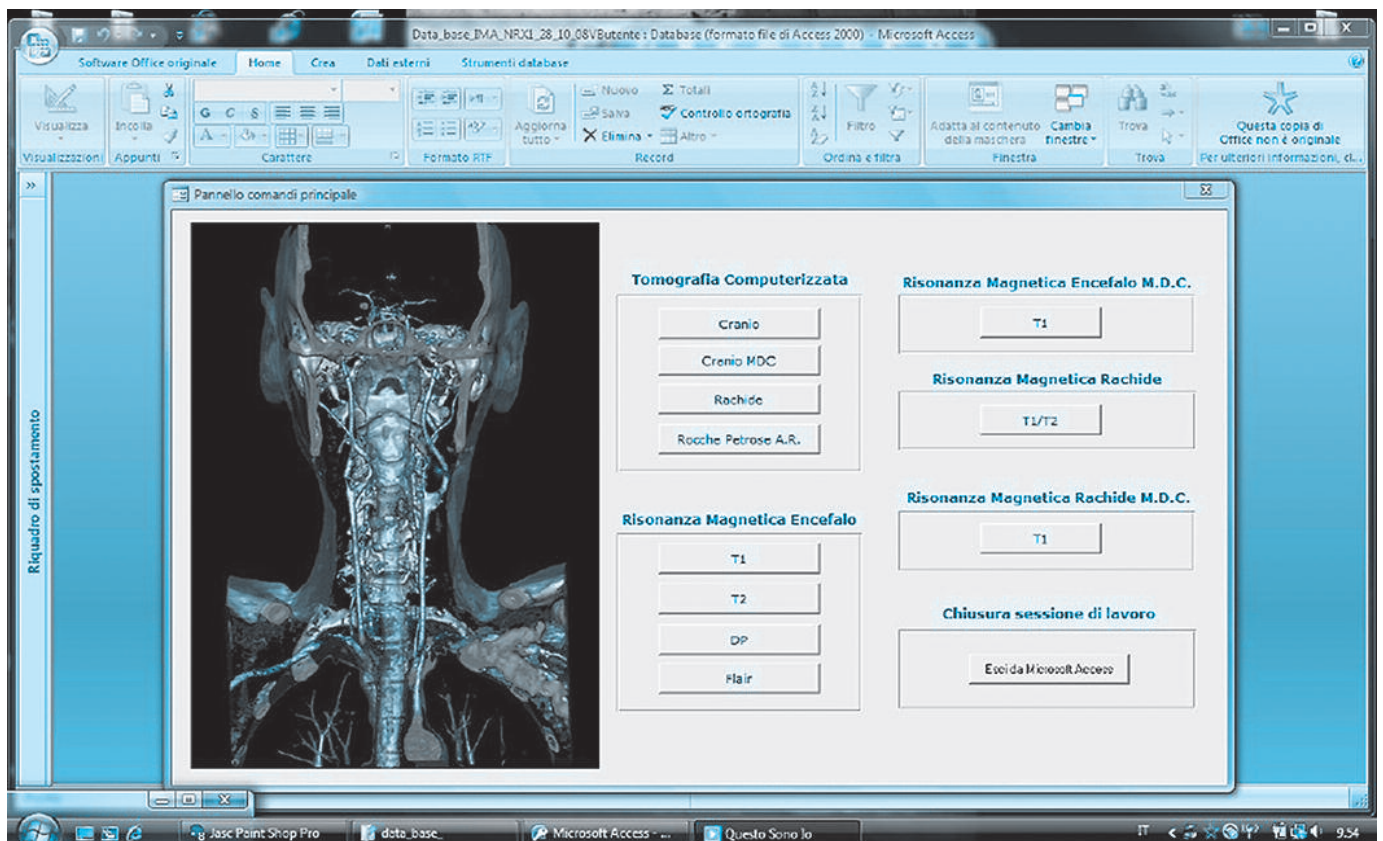
In particolar modo sono state inserite immagini diagnostiche per la metodica Tc:

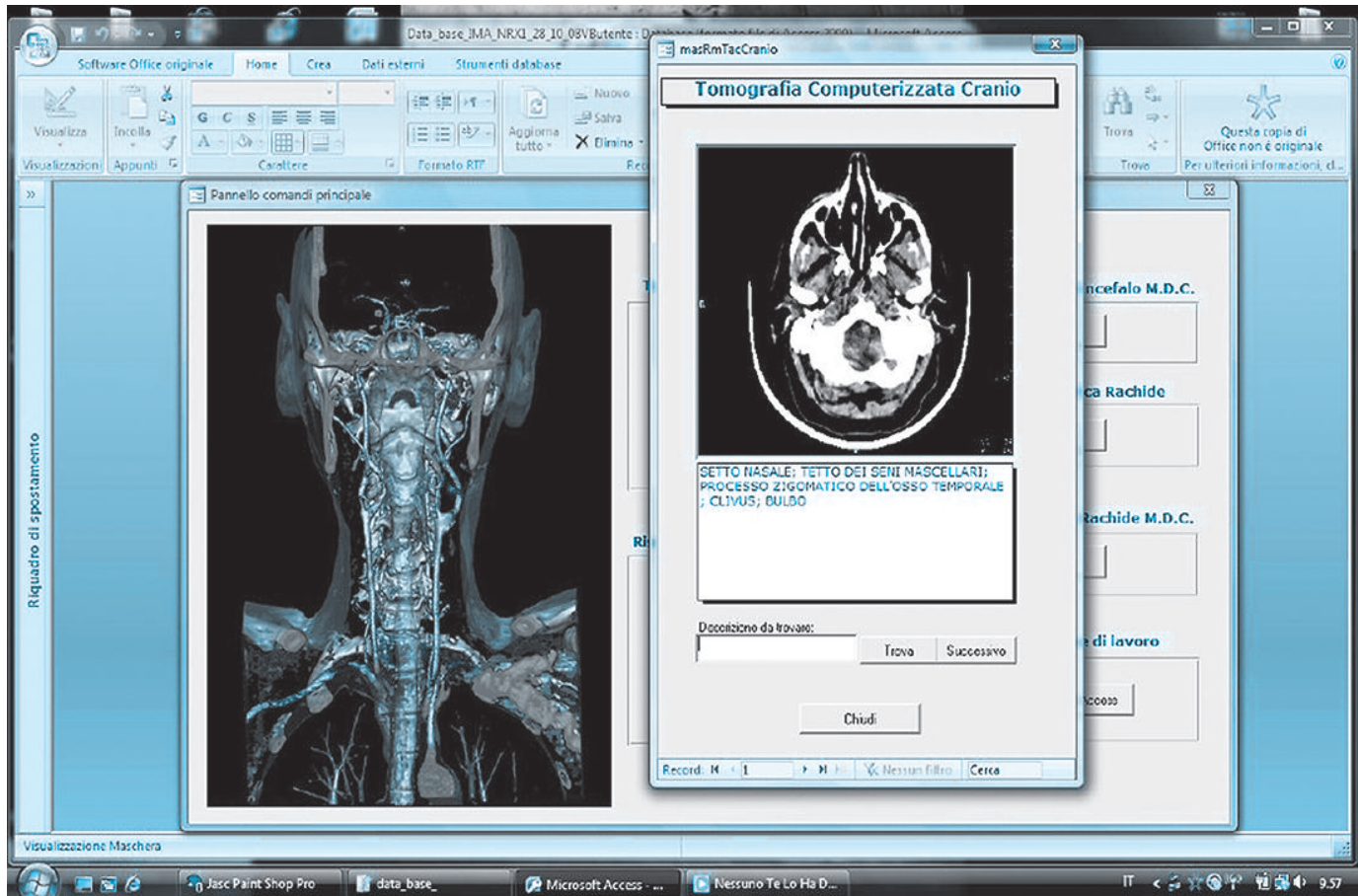
Cranio std e con mdc; rachide e studio delle rocche petrose processate con filtro ad alta risoluzione.

Per la metodica di Risonanza Magnetica:

Sequenze FSE e TFSE per lo studio dell'encefalo rappresentato nelle 4 pesa-

FIGURA 2: Maschera principale interfaccia utente. Attraverso tale maschera, l'utente, è in grado di selezionare, per mezzo di appositi oggetti funzione (tasti virtuali) definiti in ACCESS, la metodica ed il tipo di esame per la visualizzazione delle rispettive immagini su monitor.





ture T1, T2, DP, FLAIR; studio dell'encefalo dopo infusione di mezzo di contrasto; rachide e rachide con mdc (fig:1) Il totale delle immagini inserite nel data base come oggetti OLE (Collegamento e incorporamento di oggetti, Object Linking and Embedding è una tecnologia Microsoft che consente di collegare e incorporare oggetti "OLE", quali immagini, fogli di lavoro, grafici, suoni o testo), è stato di 346 immagini neuro radiologiche.

Le immagini, sono state esportate dai tomografi al personal computer utilizzando una workstation, (collegata in rete alle macchine TC ed RMN) ed un supporto di memoria di massa (penna usb) attraverso particolari software applicativi contenuti nella stessa, comprimendole, dalla nativa natura di immagini in formato *DICOM/3* a quello *GIF*. Una volta esportate nel note book, sono state compresse nuovamente in formato *BITMAP* a 256 tonalità di grigio per una ottimale gestione in ambiente *ACCESS* come oggetti *OLE*.

La perdita di informazioni subita inevitabilmente dalla originaria compressione *DICOM/3* a quella definitiva *BITMAP* non ha influito sullo scopo didattico/scientifico del Data Base.

È possibile, ricordare che, l'intero processo, avvenuto in modo manuale, possa essere automatizzato, implementando una specifica routine informatica, in grado di esportare le immagini neuro radiologiche direttamente dai tomografi ad un personal computer.

RISULTATI

Il Data base di immagini neuro radiologiche si mostra all'utente grazie ad una "interfaccia grafica", particolarmente curata e gradevole nell'aspetto, che rende facile ed immediato l'utilizzo e la consultazione a tutti gli utenti.

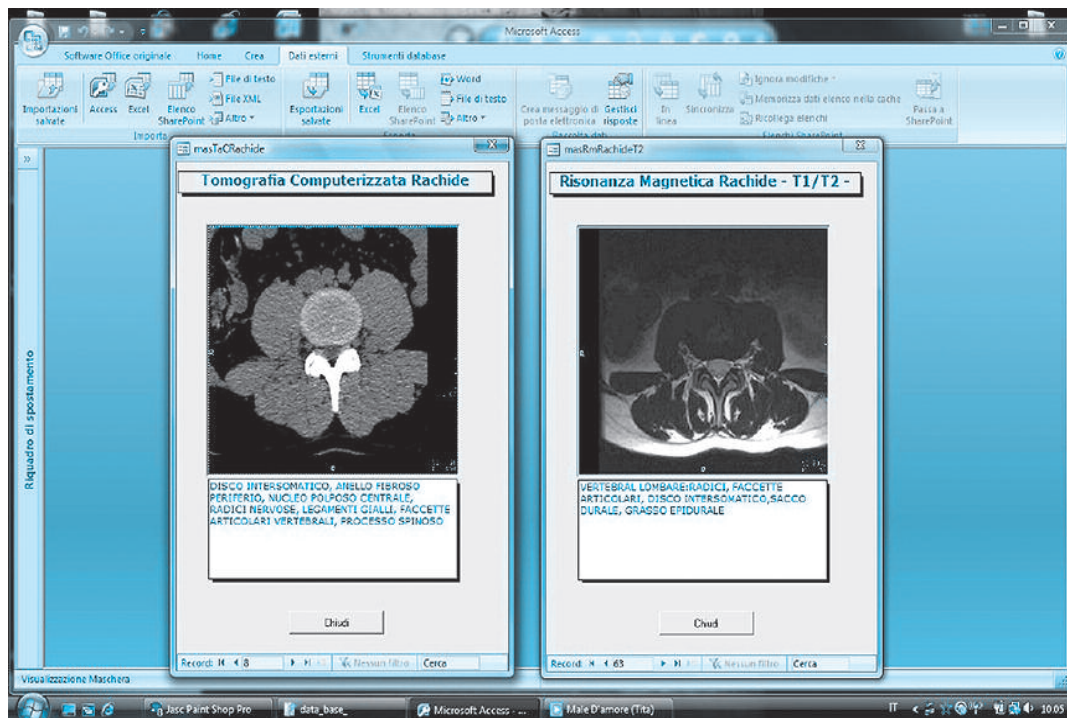
L'interfaccia è infatti corredata da diversi tasti funzione, definiti in fase di progettazione, che identificano la metodica ed il tipo di esame (fig.1/) (fig.2). Cliccando ad esempio sul tasto virtuale "TC cranio" verrà automaticamente generata una finestra che mostrerà in maniera sequenziale venticinque immagini con le didascalia associate che descriveranno le più importanti strutture anatomiche. È stata inoltre sviluppata, grazie ad una semplice routine informatica, la funzione di "ricerca struttura anatomica" (fig.3).

Infine, grazie allo sviluppo di un ambiente multitasking, è possibile valuta-

FIGURA 3: Maschera di visualizzazione immagini TC Cranio

La maschera mostra il primo record di tabella *ACCESS*, contenente una immagine in proiezione assiale delle strutture nervose che costituiscono la base cranica. La didascalia, correlata, visualizza la nomenclatura delle più importanti strutture nervose che si sviluppano a tale livello. È possibile ricercare, attraverso un controllo sulle didascalie correlate alle immagini, singole strutture nervose anatomiche per la visualizzazione su monitor.

FIGURA 4: Maschera di visualizzazione in modalità multitasking. Rappresentazione assiale del corpo somatico della terza vertebra lombare: è possibile valutare, simultaneamente, in ambiente *multitasking*, le differenze di contrasto che le strutture nervose subiscono nelle diverse metodiche TC e RMN.



re agevolmente come varia il contrasto non solo utilizzando diverse pesature di RMN ma anche nelle varie metodiche (esempio TC vs RMN) (fig.4).

CONCLUSIONI

Il data base di immagini neuroradiologiche realizzato, ha avuto principalmente uno scopo dimostrativo/sperimentale ed uno sviluppo didattico/scientifico.

Dimostrativo/sperimentale, per il basso numero di esami (soltanto otto) e le metodiche (solo due) inseriti nella banca dati; numeri irrisori se paragonati alle innumerevoli tecniche radiologiche e le diverse metodiche che compongono, allo stato attuale (anno 2009), la diagnostica per immagini nello studio delle affezioni del Sistema Nervoso Centrale (SNC).

Le didascalie, collegate alle singole immagini di Tomografia Computerizzata (TC) e di Risonanza Magnetica Nucleare (RMN), seppur descrivono la nomen-

clatura delle maggiori strutture anatomiche nervose visualizzate, (tra l'altro facilmente incrementabili) rappresentano, a nostro giudizio, una valida base di consultazione non solo per gli studenti dei corsi di laurea triennale in tecniche radiologiche per immagini e radioterapia, ma che può essere, facilmente estesa, a tutti quei "professionisti del settore" intenzionati a "familiarizzare" con immagini in formato digitale di studi neuroradiologici ottenuti con macchine pesanti.

Infine, il data base, per la sua insita natura, resta un'opera "a carattere aperto", facilmente incrementabile con nuove immagini, nuove metodiche (si pensi ad esempio all'introduzione di immagini vascolari ottenute con la metodica angiografica digitale sottrattiva (DSA)) e didascalie più complete.

Informazioni che possono essere "condivise" con tutti gli utenti autorizzati, trasferendo le stesse, in una futura, "web application".

BIBLIOGRAFIA

1. P. Atzeni, S. Ceri, S. Paraboschi, R. Torlone - "Basi Di Dati: Modelli e Linguaggi di Interrogazione"-McGraw-Hill, 2003
2. P. Atzeni, S. Ceri, A. Fraternali, S. Paraboschi, R. Torlone - "Basi Di Dati: Architetture e Linee Di Evoluzione" - McGraw Hill, 2003
3. Ramez Elmasri, Shamkant B. Navathe - "Fundamentals of Database Systems", Fourth Edition - Addison Wesley, 2003

4. Pesarin F. - "Multivariate Permutation Tests with Applications in Biostatistics." Wiley, Chichester, 2001
5. Tamer-Ozsu, P. Valduriez - "Principles of Distributed Database Systems" - Prentice Hall, 1999
6. Aronen HJ, Gazit IE, Louis DN et al: Cerebral blood volume maps. Radiology 191: 41-51, 1994.
7. Knopp EA, Cha S, Johnson G et al: Dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR imaging. Radiology 211: 791-798, 1999.

8. Sugahara T, Korogi Y, Kochi M et al: Correlation of MR imaging-determined cerebral blood volume maps with histologic and angiographic determination of blood vascularity. AJR Am J Roentgenol 171: 1479-1486, 1998.
9. www.imaios.com
10. www.wikipedia.it
11. www.sirm.it