

# Terzo Congresso Nazionale

## Il valore aggiunto dei fisici in sanità: tre esempi dalla Medicina Nucleare

ANFEA

Roma - Università "La Sapienza", 28 novembre 2015

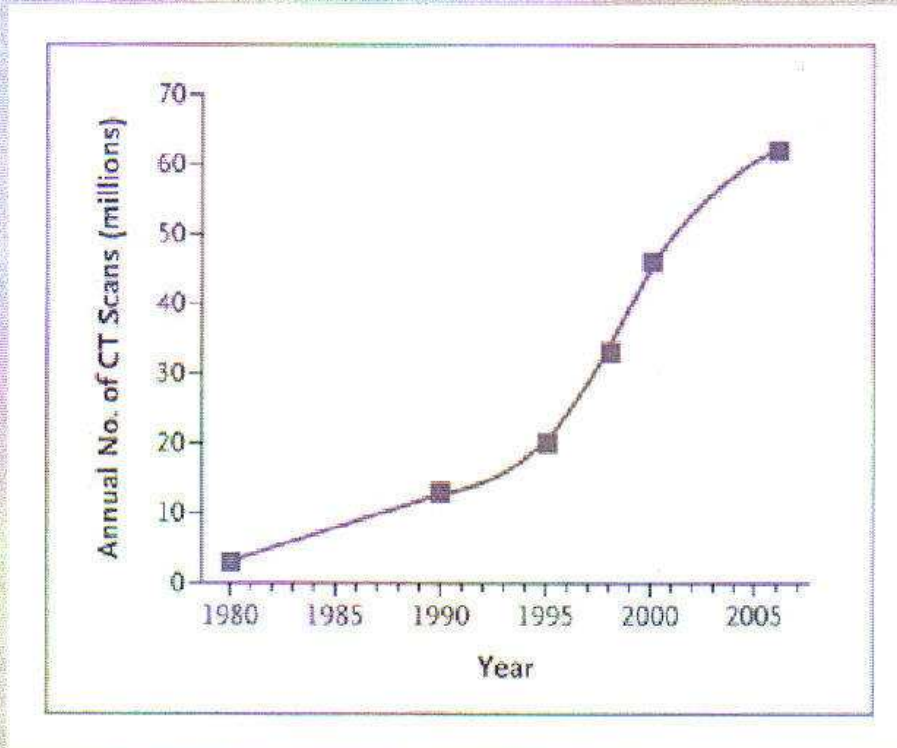
*Leonardo Chiatti*

*U.O. di Fisica Sanitaria*

*Azienda U.S.L. di Viterbo*



## *Crescente impatto della tecnologia nella pratica medica*



**Figure 2. Estimated Number of CT Scans Performed Annually in the United States.**

The most recent estimate of 62 million CT scans in 2006 is from an IMV CT Market Summary Report.<sup>3</sup>

## *Crescente impatto della tecnologia nella pratica medica*

Expand

### National Trends in CT Use in the Emergency Department: 1995–2007

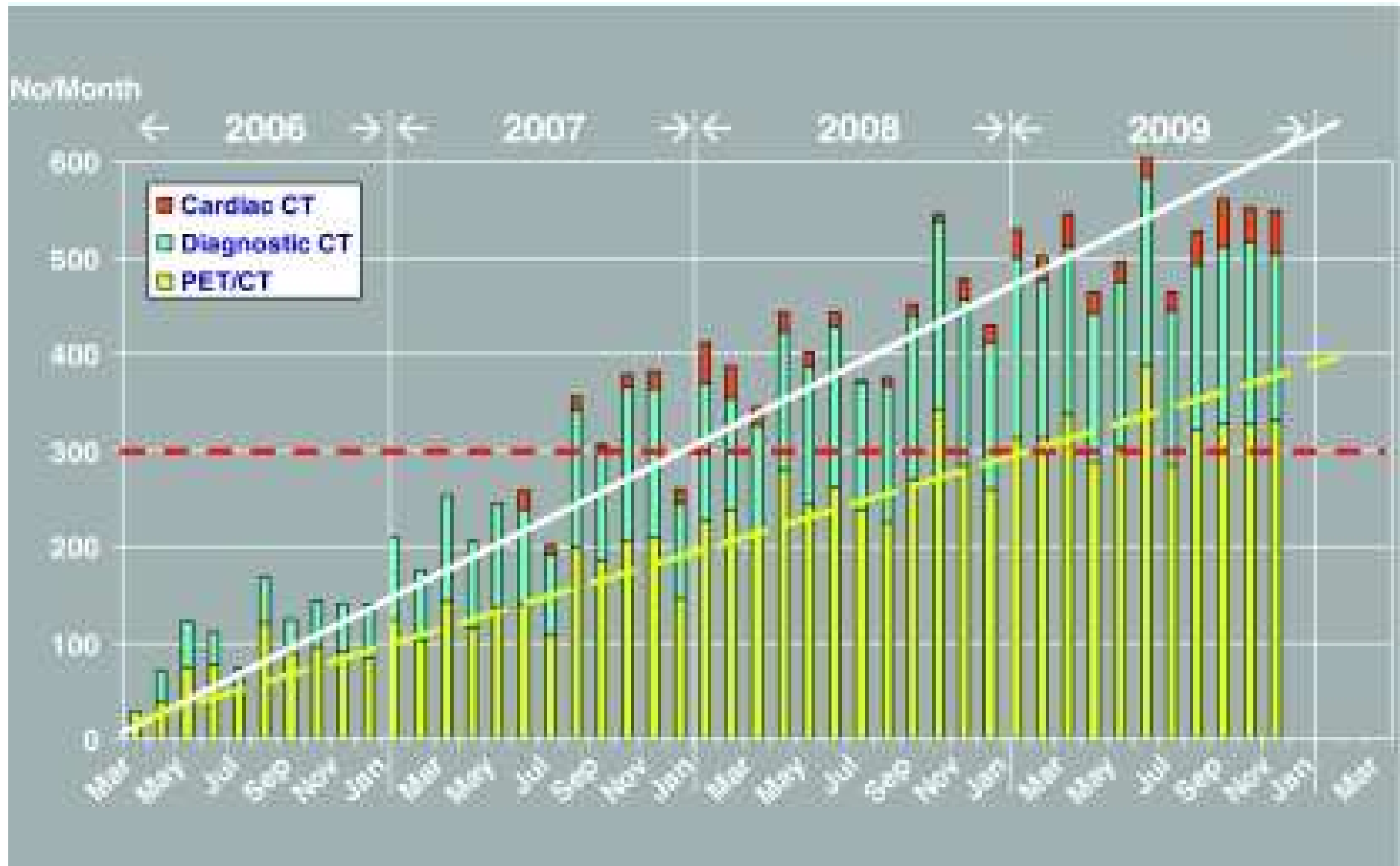
© RSNA, 2010

#### Supplemental Tables

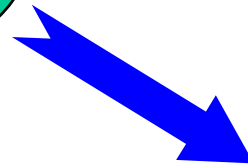
Table E1. NHAMCS Sample Characteristics by Year

Characteristic	1995	1996	1997	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007
<b>Overall</b>													
No. of visits	21 886	21 902	22 209	24 175	21 103	25 622	34 546	37 337	40 253	36 589	33 605	35 849	35 490
No. of visits involving CT	602	713	724	922	972	1308	2136	2613	3200	3312	3509	4036	4653
Sample percentage of visits involving CT	2.8	3.3	3.3	3.8	4.6	5.1	6.2	7.0	7.9	9.1	10.4	11.3	13.1
<b>Age (y)</b>													
<18	5928	5777	5690	6153	5072	6264	8386	8849	9725	8642	8159	9231	7929
≥18, < 40	8181	8033	7971	8665	7502	9182	12 401	13 033	13 691	12 517	11 503	11 811	12 400
≥40, < 65	4546	4827	5136	5693	5360	6369	8708	9920	10 630	10 055	9131	9748	10 011
≥65	3231	3265	3412	3664	3169	3807	5051	5535	6207	5375	4812	5058	5150
<b>Sex</b>													
Male	10 476	10 398	10 584	11 574	10 084	12 115	16 217	17 251	18 843	16 948	15 564	16 628	16 415
Female	11 410	11 504	11 625	12 601	11 019	13 507	18 329	20 086	21 410	19 641	18 041	19 221	19 075
<b>Race</b>													
White	16 471	16 234	16 432	17 475	15 616	19 094	25 273	26 792	30 164	26 275	24 390	25 321	25 246

## *Crescente impatto della tecnologia nella pratica medica*



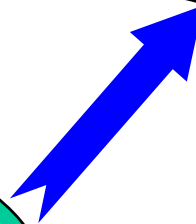
*QUALITA'*



---

*Convergenti ma distinte...*

*abbattimento  
del RISCHIO*



*APPROPRIATEZZA*

## *NEL CORSO DEGLI ANNI ...*

- *Controllo di qualità (CQ)*
- *Assicurazione di qualità (QA)*
- *Appropriatezza (inizialmente solo prescrittiva...)*
- *Clinical Risk Management (CRM)*
- *Valutazione delle tecnologie sanitarie (HTA)*
- *Governo Clinico (CG)*

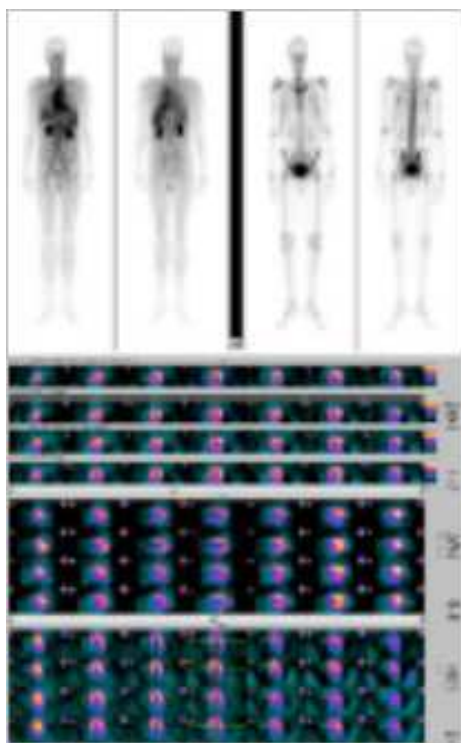
## Professioni ad oggi solo parzialmente regolamentate...

Figura Prof.	Profilo Prof. SSN	Ruolo SSN	Compiti
<b>Fisico Sanitario (Medico)</b>	Dirigente Fisico	Sanitario	Gestione di processi rivolti al singolo utente – Qualità dei processi
<b>Ingegnere Clinico</b>	Dirigente Ingegnere	Tecnico	Funzionalità delle apparecchiature – Gestione tecnico- amministrativa parco apparecchiature
<b>Ingegnere Biomedico</b>	Industria/Univer sità/IRCCS		Ricerca Applicata



## Fisica Medica

Applicazione dei principi e delle metodologie della Fisica alla medicina nei settori della prevenzione, della diagnosi e della cura con il fine di assicurare la qualità delle prestazioni erogate e la prevenzione dei rischi per i pazienti, gli operatori e gli individui della popolazione in generale.





CALCOLO DELLA DOSE PER PUNTI IN RADIOTERAPIA

OTTIMIZZAZIONE PIANO DI TRATTAMENTO RADIOTERAPICO 3d-CRT

DOSIMETRIA PERSONALIZZATA IN RADIOTERAPIA (CON SIMULAZIONE)

CONSULENZE PER TRATTAMENTO RADIANTE (PAZIENTI CON PACEMAKERS, GIUNZIONI et similia)

PIANIFICAZIONE DELLA TERAPIA DELL' IPERTIROIDISMO (DOSE PUNTUALE)

PIANIFICAZIONE DELLA TERAPIA DELL' IPERTIROIDISMO (DOSIMETRIA VOXEL)

ANALISI QUANTITATIVA DI CAPTAZIONE DEI NUCLEI DELLA BASE (DATSCAN)

ANALISI QUANTITATIVA DI FUNZIONALITA' SURRENALICA

ANALISI QUANTITATIVA DI ENHANCEMENT SU MICROADENOMI IPOFISARI IN NMR

ANALISI QUANTITATIVA DI ENHANCEMENT SU ARTICOLAZIONI SACRO-ILIACHE IN NMR

VALUTAZIONE DI DOSE IN GRAVIDANZA

COREGISTRAZIONE IN IMAGING MULTIMODALE (FUSIONE)



**SAPIENZA**  
UNIVERSITÀ DI ROMA

II Facoltà di Medicina e Chirurgia

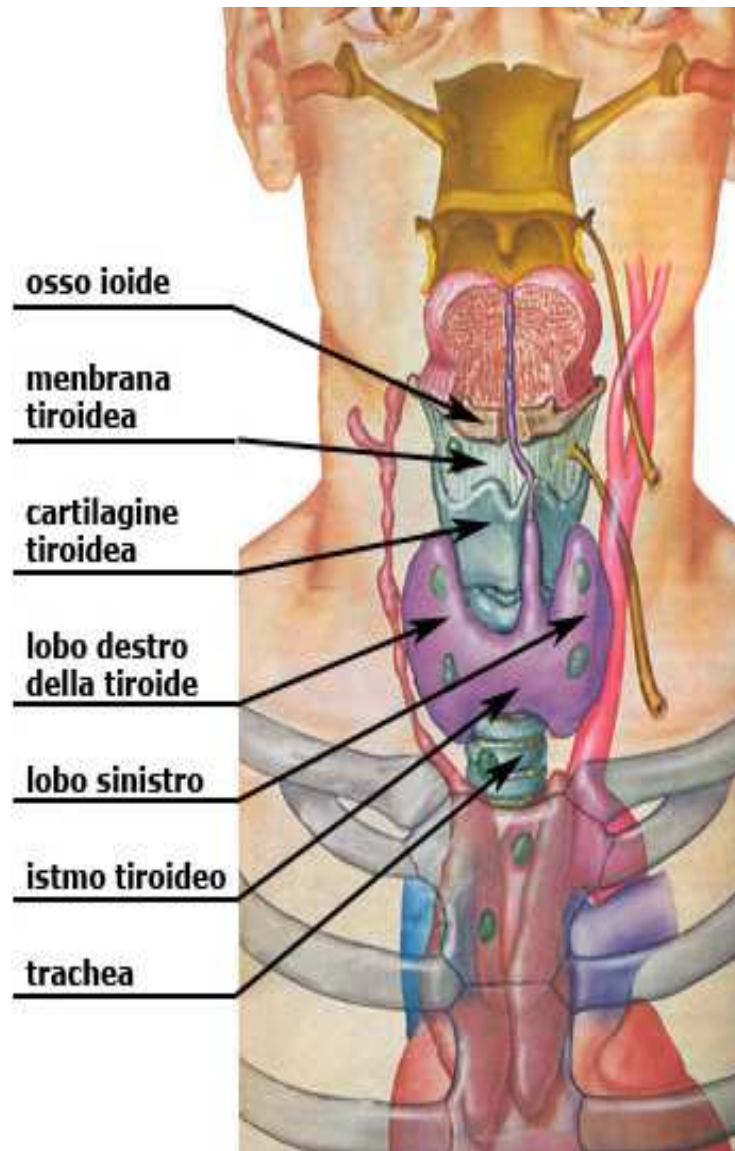
CORSO DI LAUREA IN:

TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

SEDE DI VITERBO

TESI DI LAUREA

**Ipertiroidismi: verso la voxel  
dosimetry nella determinazione  
della dose al target in bersagli  
multifocali o colliquati**



Sono presi in considerazione pazienti ipertiroidi, cioè soggetti che presentano una patologia a carico della tiroide, ghiandola endocrina localizzata nella regione anteriore del collo con un aspetto simile a quello di una farfalla.



# TERAPIE

- **Terapia farmacologica:** farmaci tireostatici (metimazolo, carbimazolo ecc.) e i beta-bloccanti;
- **Terapia chirurgica:** tiroidectomia totale o parziale;
- **Terapia radiometabolica:**
  - terapia radioisotopica con  $^{131}\text{I}$

## Art. 4 D. Lgs 187/00

“per tutte le esposizioni mediche a scopo terapeutico lo specialista deve programmare individualmente l'esposizione dei volumi bersaglio tenendo conto che le dosi a volumi e tessuti non bersaglio devono essere le più basse ragionevolmente ottenibili e compatibili con il fine radioterapeutico.”

# ***INTRODUZIONE***

Scopo del lavoro è stato il confronto di tre differenti metodiche usate correntemente nella nostra istituzione per il calcolo della attività da somministrare nella Radioterapia dell'ipertiroidismo.

I dati preliminari qui presentati derivano dalla comparazione eseguita su 11 pazienti, affetti da ipertiroidismo per Adenoma o Morbo di Graves con lesione singola ed eventuale presenza di colliquazione.

E' stata esaminata in particolare la dipendenza dei risultati delle diverse metodiche dalla geometria del target.

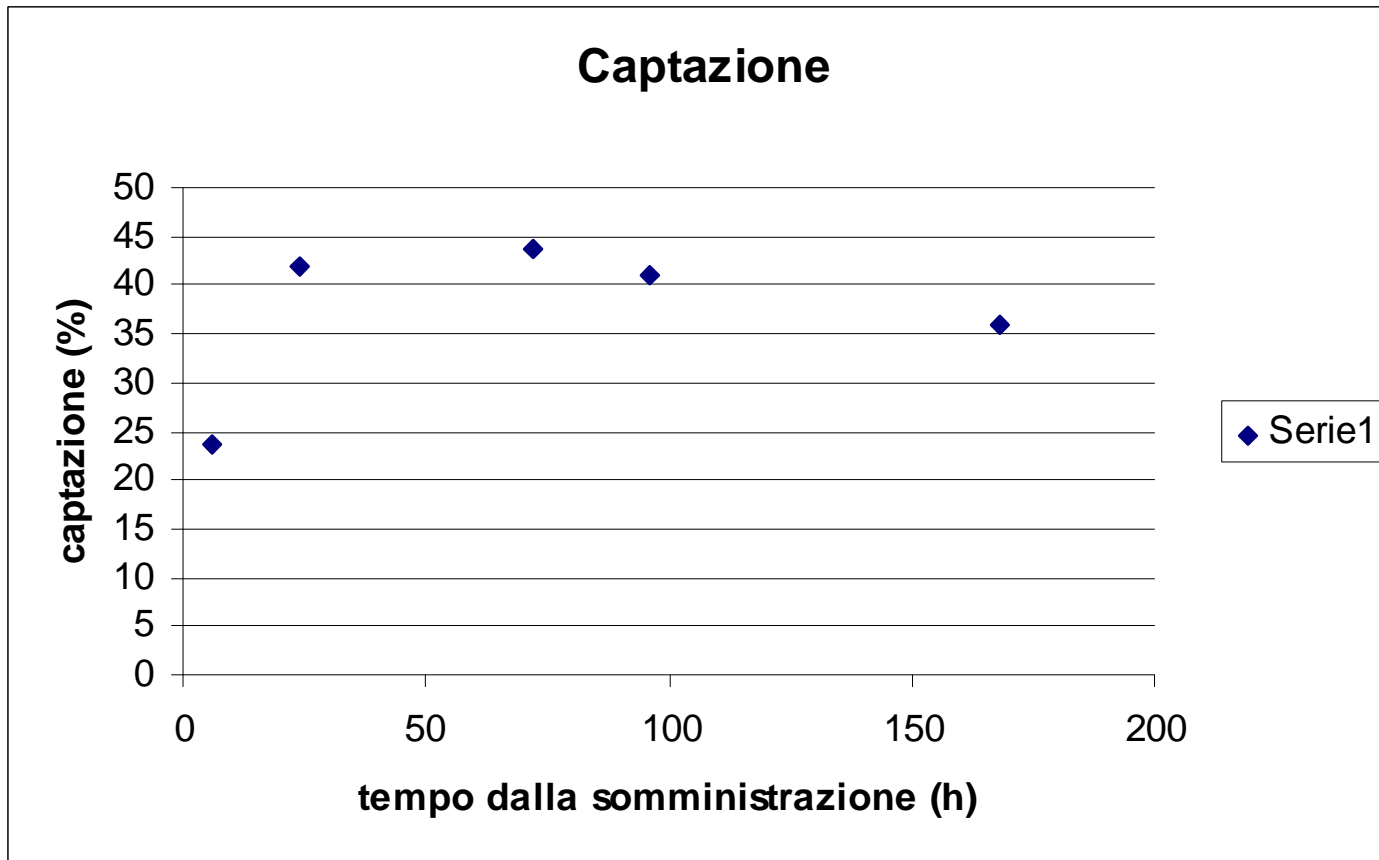


## ***MATERIALI E METODI***

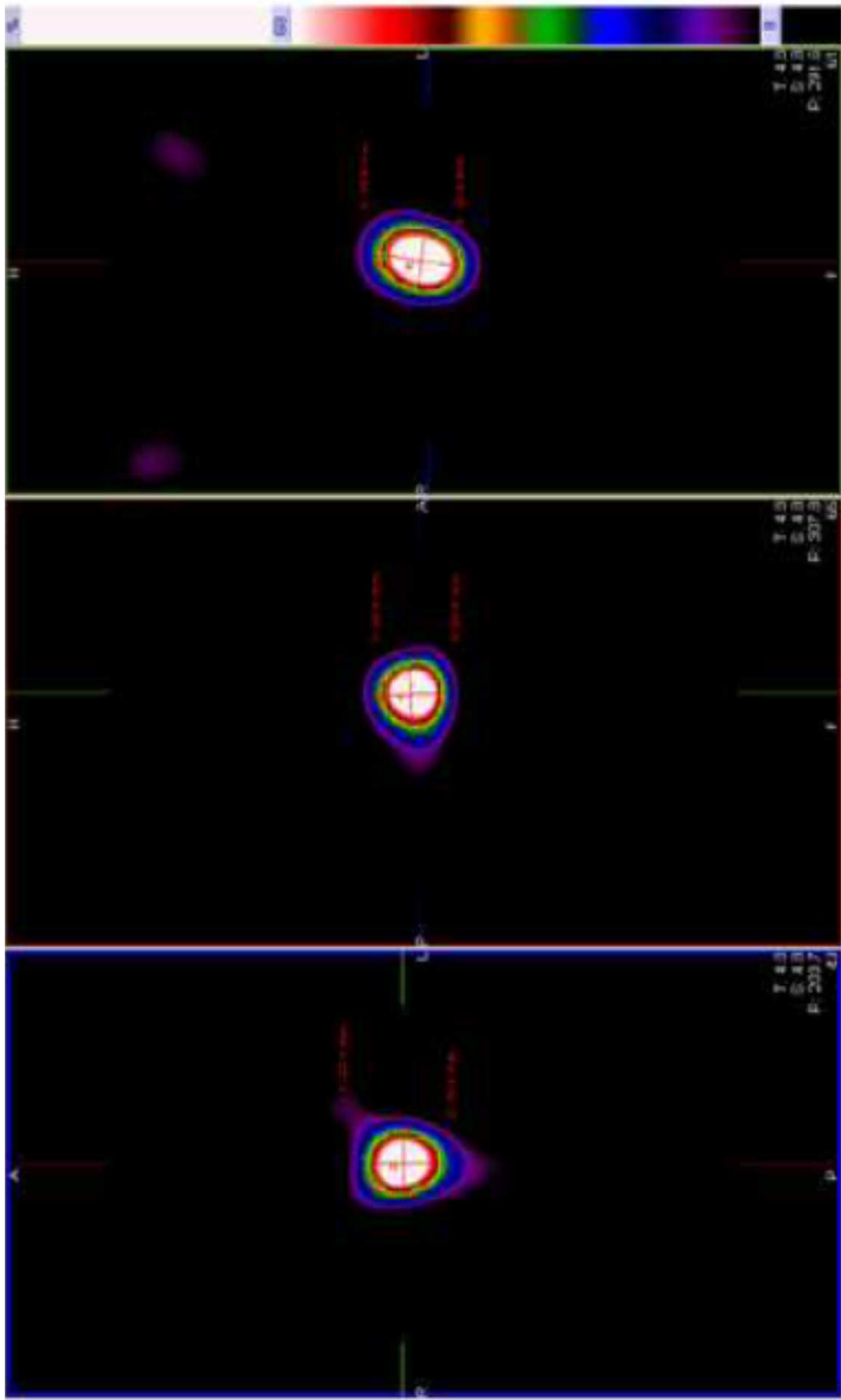
I tre metodi in questione sono:

- A) *calcolo manuale*** eseguito assumendo una distribuzione di attività cumulata omogenea su un target ellissoidale (Quimby-Marinelli) come da protocollo AIFM-AIMN;
- B) *calcolo analitico*** (convoluzione di kernel beta + gamma) su sfera equivalente al medesimo target ellissoidale [raggio della sfera = media geometrica dei semiassi dell' ellissoide];
- C) *voxel-dosimetria*** con convoluzione di kernel beta + gamma tramite campionamento casuale dei punti sorgente, abbinato a stima analitica del contributo della sfera di raggio pari al voxel-size centrata sul punto di calcolo.

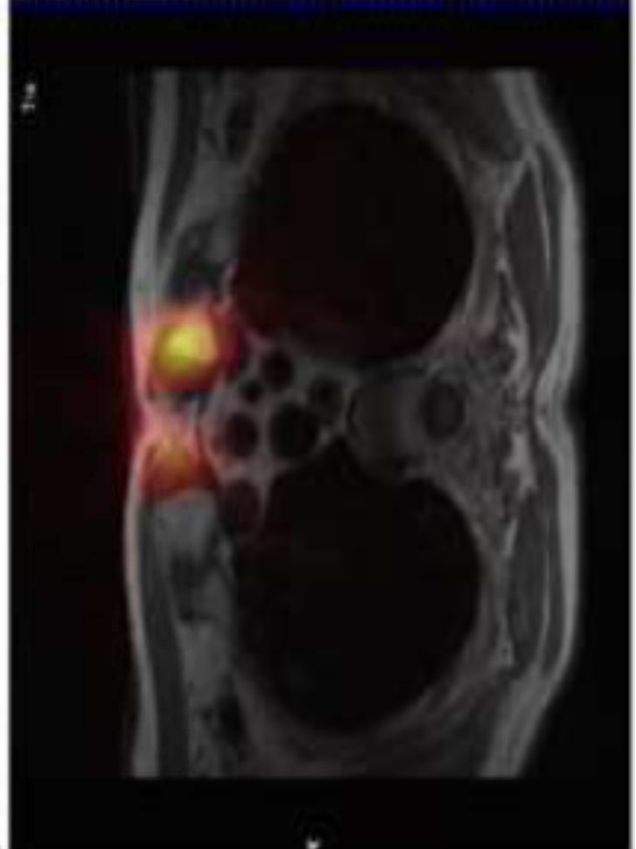
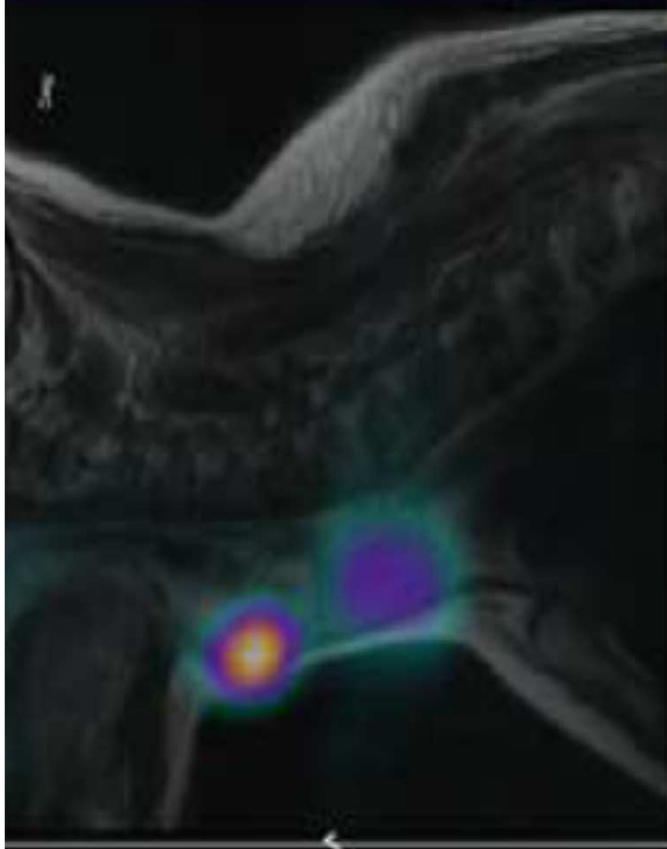
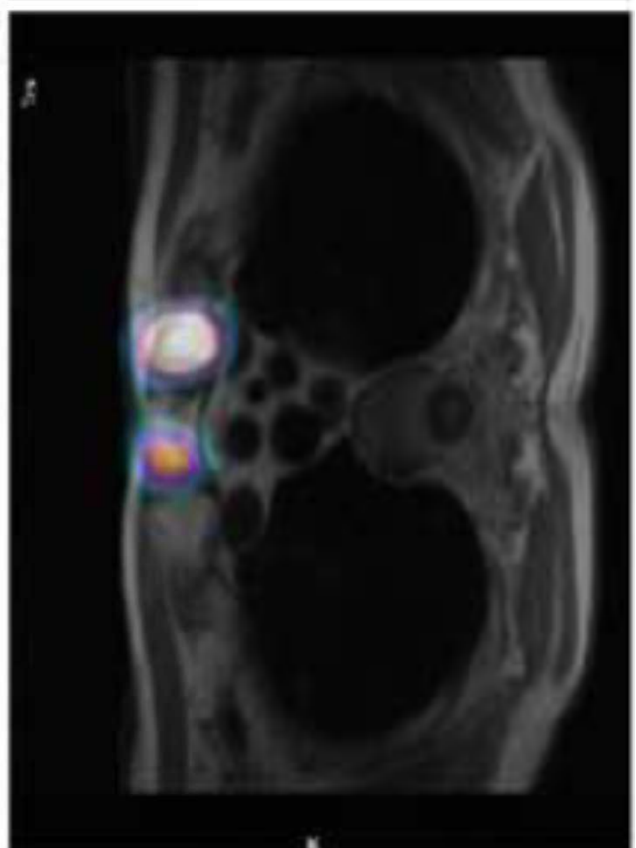
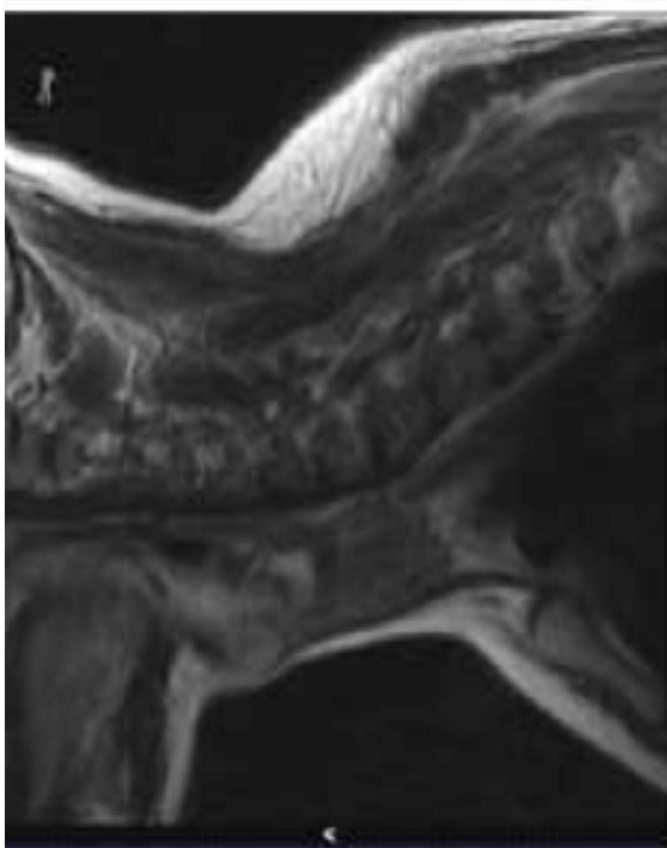
I kernel sono precalcolati via Montecarlo.



$$A_0 = 5,829 \cdot \frac{D_T \cdot m_0}{U_{max} \cdot T_{1/2eff}}$$







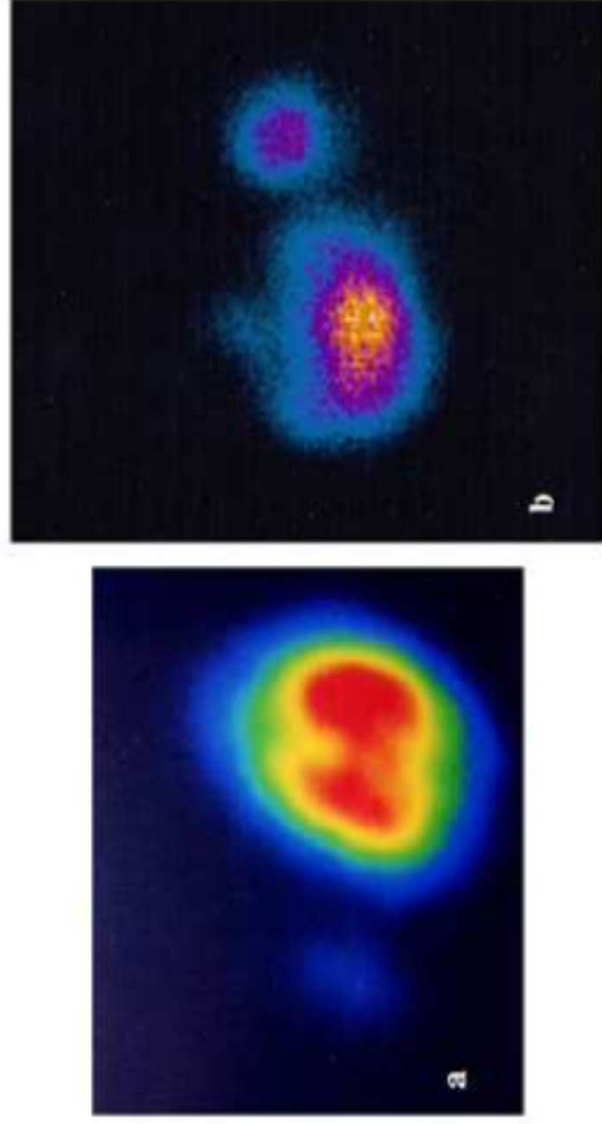
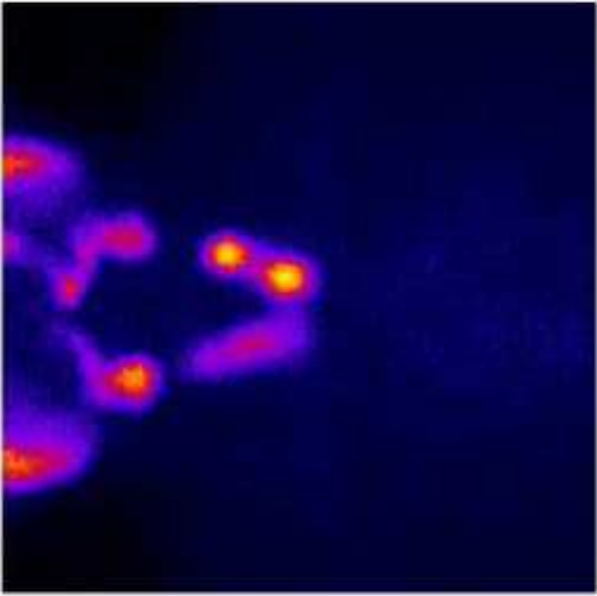


Figura 4.4: Immagini scintigrafiche. *a*: nodulo tossico singolo; *b*: gozzo tossico multinodulare.



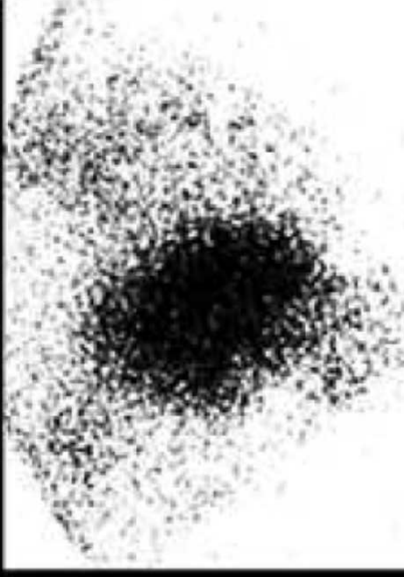
A) Normale



B) Morbo di Graves



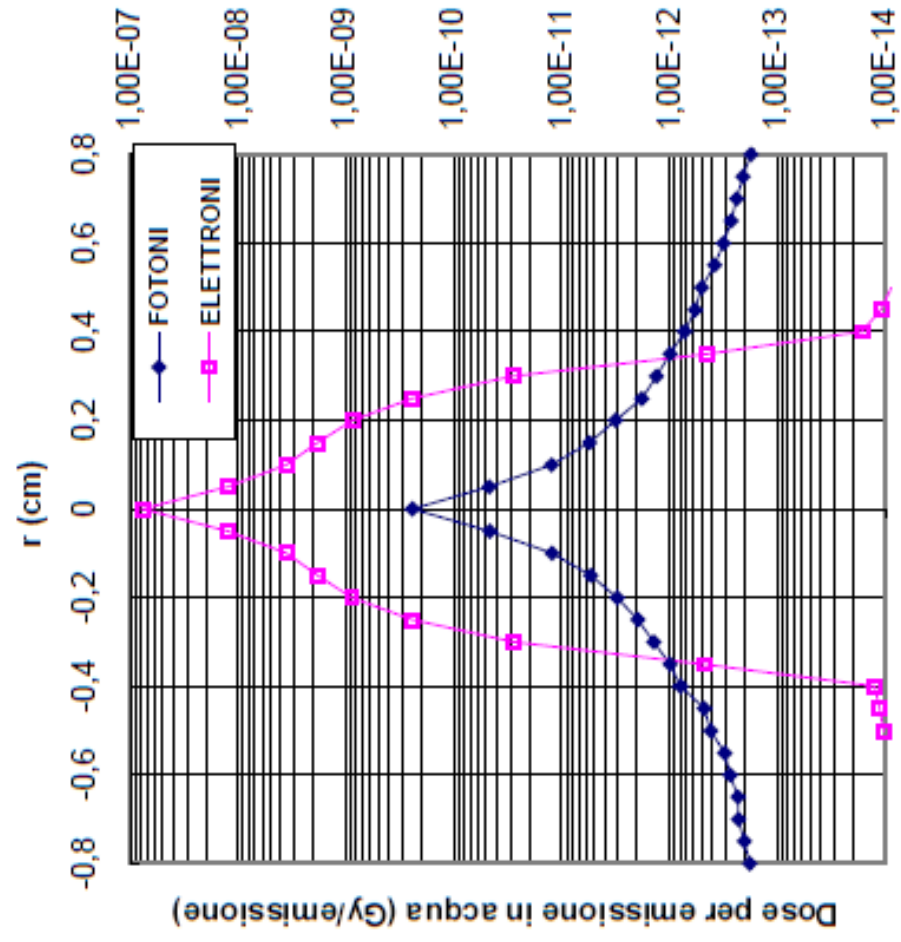
C) Gozzo tossico multinodulare



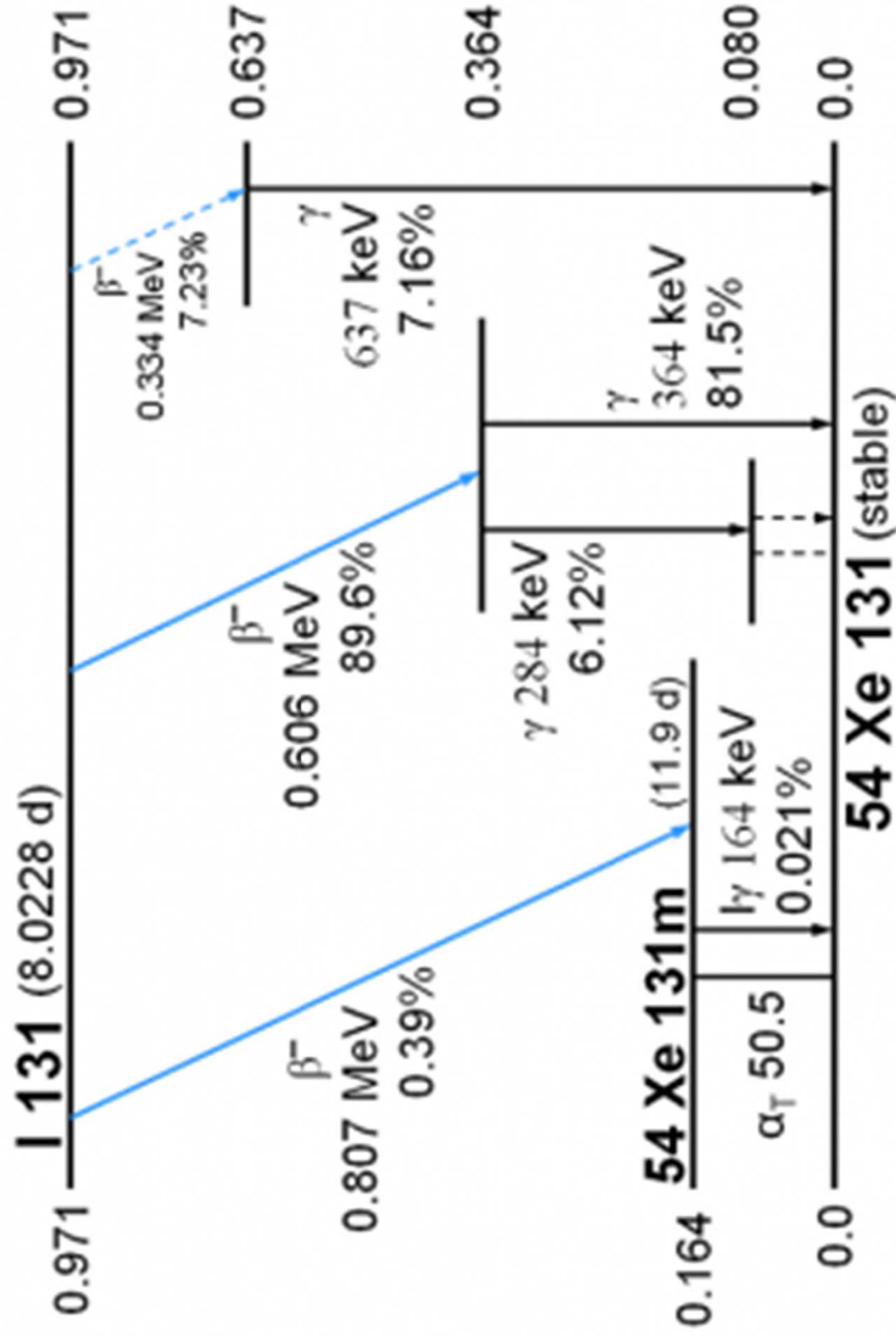
D) Adenoma tossico



$$D_v(r) = W \sum_i k \left( \vec{r} - \vec{r}_{s,i} \right)_{w-eq}$$

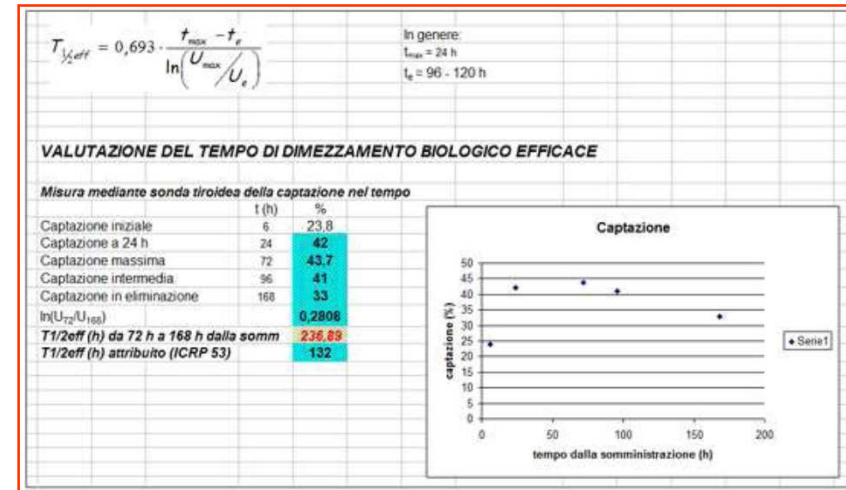


*Figura 1: Dose/emissione per fotoni ed elettroni dello I-131*



# MATERIALI E METODI

La attività cumulata viene misurata come integrale della curva di sparizione della attività rilevata con sonda tiroidea, fittata normalmente a partire da 4-6 punti di rilevazione.



*Foglio.xls per il calcolo della attività cumulata a partire dalla curva di captazione*

Il target è definito come la regione interna alla superficie corrispondente al 45% del conteggio massimo per singolo voxel. Nei metodi A e B la stima degli assi dell' ellissoide è eseguita su tomogrammi SPECT dopo somministrazione di dose traccia; nel metodo C la stima del target è automatica.

Coi metodi A e B la attività cumulata si assume distribuita omogeneamente entro il target.

*Determinazione degli assi dell'ellissoide a partire dalle sezioni della SPECT*



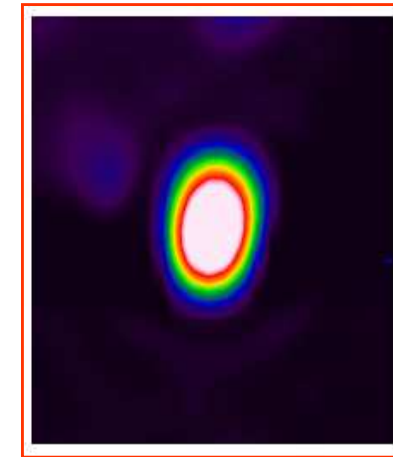


# RISULTATI

La determinazione degli assi dell' ellissoide nei metodi A e B risulta affetta da una certa dipendenza dall' operatore, e diventa incerta quando la geometria del target presenta deformazioni sostanziali rispetto a quella ellissoidale. Stime diverse degli assi conducono a dispersioni del 10-20% nei risultati dei metodi A e B.

Quando la geometria del target è nettamente ellissoidale e gli assi sono valutati correttamente, le differenze tra i risultati di A e B sono sistematiche: si evidenzia un eccesso A-B del 15-18% (**rosso**); le differenze A-C sono contenute entro  $\pm 15\%$  (**verde**).

n. pz	D <sub>pres</sub> (cGy)	Attività da somministrare (mCi)			Variazione (%)	
		A	B	C	A-B	A-C
1	15000	0.92	1.077	0.895	17.1	-2.7
2	18500	2.35	2.74	2.19	16.6	-6.8
3	15000	0.701	0.812	0.945	15.8	34.8
4	15000	0.65	0.77	0.63	18.5	-3.1
5	15000	1.1	1.23	0.94	11.8	-14.5
6	20000	0.86	1.013	0.96	17.8	11.6
7	20000	2.67	3.06	3.07	14.6	15.0
8	17500	1.022	1.184	1.086	15.9	6.3
9	15000	0.85	0.97	1.32	14.1	55.3
10	17500	0.88	1.019	1.41	15.8	60.2
11	17500	0.48	0.57	0.76	18.8	58.3

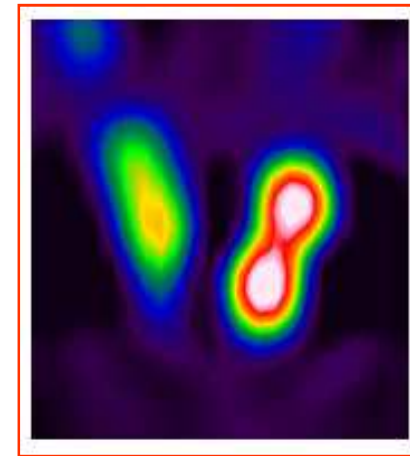


Target a forma ellissoidale

# RISULTATI

Per target sensibilmente non ellissoidali le differenze A-B restano invariate (**giallo**), ma le differenze A-C possono raggiungere il 50-60% (**viola**). Tali differenze variano comunque fortemente con la distanza del punto di calcolo dal confine del target.

n. pz	D <sub>pres</sub> (cGy)	Attività da somministrare (mCi)			Variazione (%)	
		A	B	C	A-B	A-C
1	15000	0.92	1.077	0.895	17.1	-2.7
2	18500	2.35	2.74	2.19	16.6	-6.8
3	15000	0.701	0.812	0.945	15.8	34.8
4	15000	0.65	0.77	0.63	18.5	-3.1
5	15000	1.1	1.23	0.94	11.8	-14.5
6	20000	0.86	1.013	0.96	17.8	11.6
7	20000	2.67	3.06	3.07	14.6	15.0
8	17500	1.022	1.184	1.086	15.9	6.3
9	15000	0.85	0.97	1.32	14.1	55.3
10	17500	0.88	1.019	1.41	15.8	60.2
11	17500	0.48	0.57	0.76	18.8	58.3



*Target a forma non ellissoidale*

## ***CONCLUSIONI***

Per target regolari di forma ellissoidica, i metodi B e C non sembrano fornire miglioramenti significativi al consueto metodo manuale A. Data la maggior laboriosità richiesta dalla applicazione della voxel-dosimetry, quest' ultima non sembra preferibile.

Per target più irregolari, invece, la voxel-dosimetry sembra più affidabile e potrebbe essere considerata preferibile. I risultati sono infatti sensibilmente diversi (anche del 50% ed oltre) da quelli derivati dal metodo manuale o da quello analitico.

Resta tuttavia aperto il problema di standardizzare la metodica, in particolare la scelta del punto di prescrizione della dose. Tale necessità deriva dal fatto di dover contenere le fluttuazioni di dose originate dalla disomogeneità della distribuzione di attività nel target, considerato che il range dei beta in tessuto è nell' ordine dei millimetri.



Università degli Studi di Roma  
"La Sapienza"

II FACOLTÀ DI MEDICINA E PSICOLOGIA

TESI DI LAUREA IN

TECNICO SANITARIO DI RADIOLOGIA MEDICA  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

Ottimizzazione di un protocollo per la  
scintigrafia cortico-surrenalica con  
Iodocolesterolo 131

Figure 1: Kidneys and Adrenal Glands

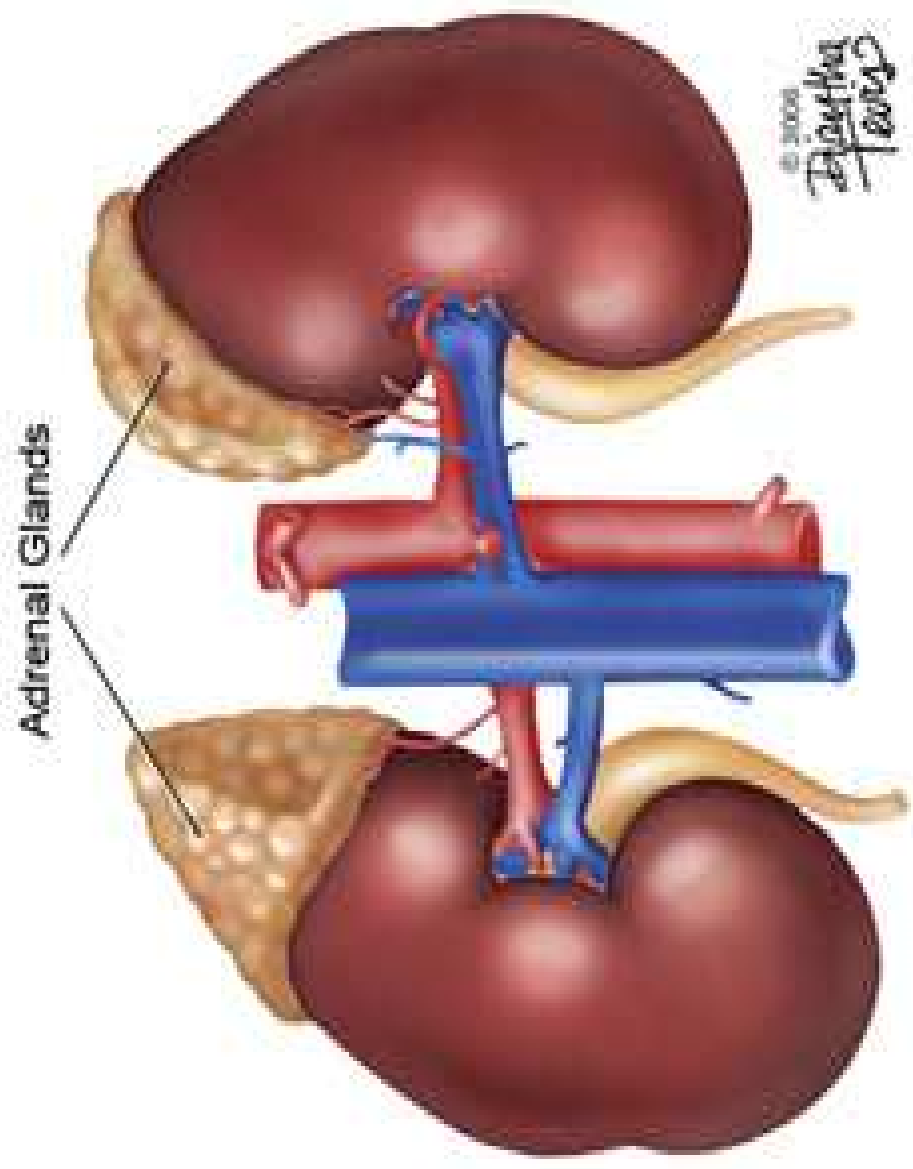






Figura 1.3: *Adenoma surrenalico.*

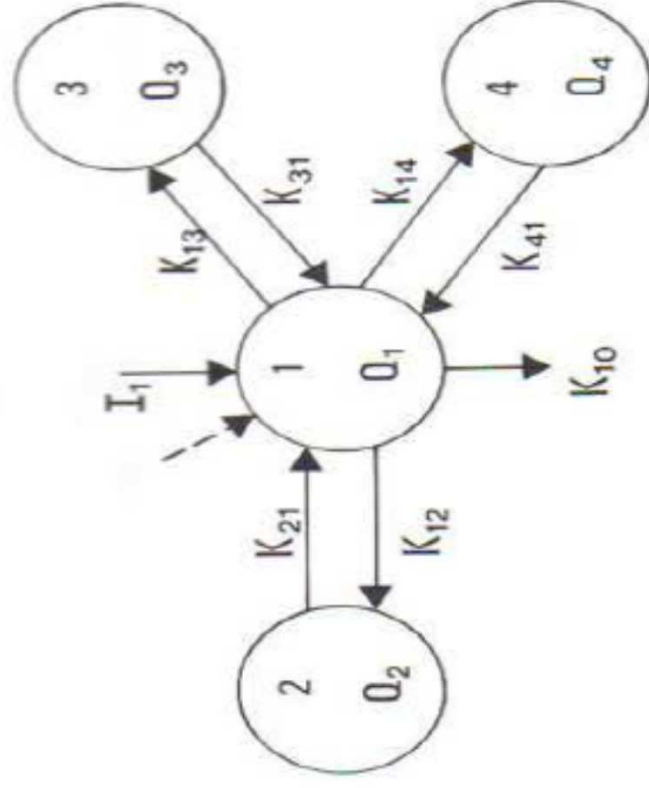


Figura 2.1: Modello a quattro compartimenti omogenei per lo studio *in vivo* del metabolismo del colesterolo. 1 = compartimento del colesterolo plasmatico libero; 2 = compartimento del colesterolo plasmatico esterificato; 3 = compartimento del colesterolo (libero ed esterificato) nel surrene sinistro; 4 = compartimento del colesterolo (libero ed esterificato) nel surrene destro.  $Q_i$  = entità compartimentali;  $k_{ij}$  = tassi di scambio (processi reversibili) (per  $j$  diversa da 0);  $I_1$  e  $K_{10}$  = tassi di ingresso e di uscita (processi irreversibili).

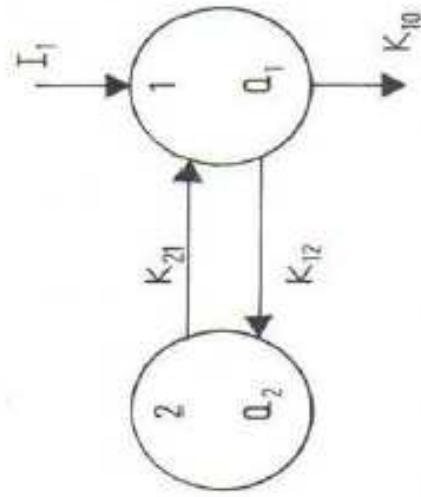


Figura 2.2: *Modello semplificato per lo studio in vivo del metabolismo del colesterolo ematico.*

$$A_1(t) = A_{10} \left( \frac{h - k_1}{k_2 - k_1} e^{-k_1(t)} - \frac{h - k_2}{k_2 - k_1} e^{-k_2(t)} \right)$$

$$A_2(t) = \frac{A_{10} K_{12}}{k_2 - k_1} (e^{-k_1(t)} - e^{-k_2(t)})$$

dove:

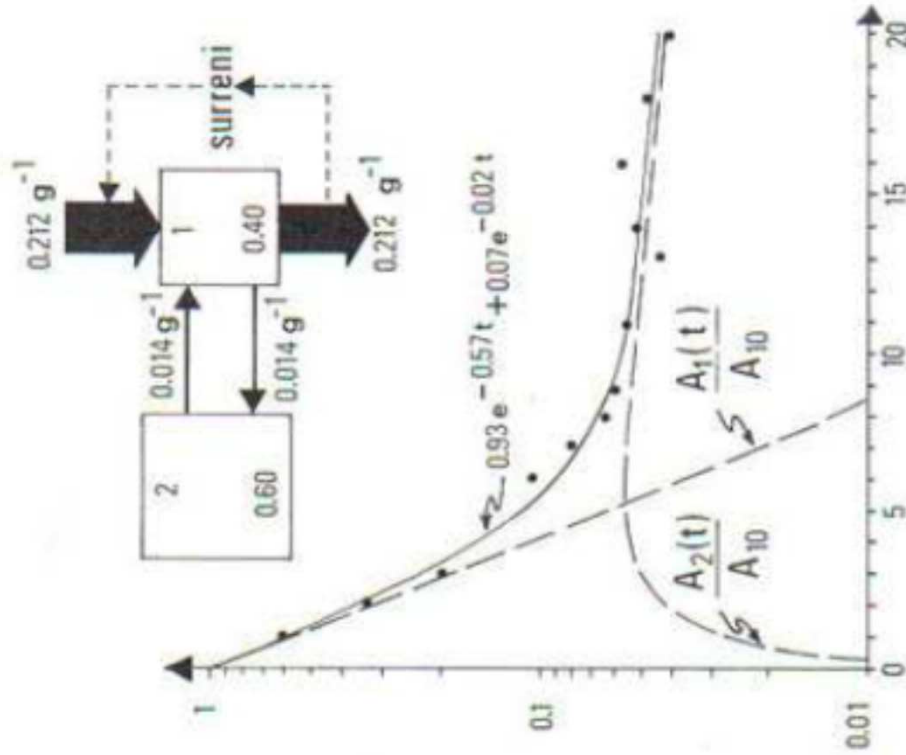
$$h = k_2$$

$$k_1 = \frac{m - \sqrt{m^2 - 4n}}{2}$$

$$k_2 = \frac{m + \sqrt{m^2 - 4n}}{2}$$

$$m = K_{12} + K_{10} + K_{21}$$

$$n = K_{10} K_{21}$$



$$\frac{N_c(t)}{N_c(0)} = \alpha e^{-\beta_1(t)} + (1 - \alpha) e^{-\beta_2(t)}$$

Figura 2.3: Esempio di scomposizione della curva di attività ematica nelle componenti dovute a ciascuno dei due compartimenti ematici del colesterolo. In alto sono riportati i valori dei parametri del modello calcolati in base al risultato di questa analisi (da A. Magrini, M. Guerrisi, P. Pavoni, G. Concolino e L. Mango, *Eur. J. Nucl. Med.*, **5**, 1980).



$$N_s(t) = \epsilon_s A_3(t) = \gamma_1 e^{-\beta_1(t)} + \gamma_2 e^{-\beta_2(t)} - (\gamma_1 - \gamma_2) e^{-K_{31}(t)}$$

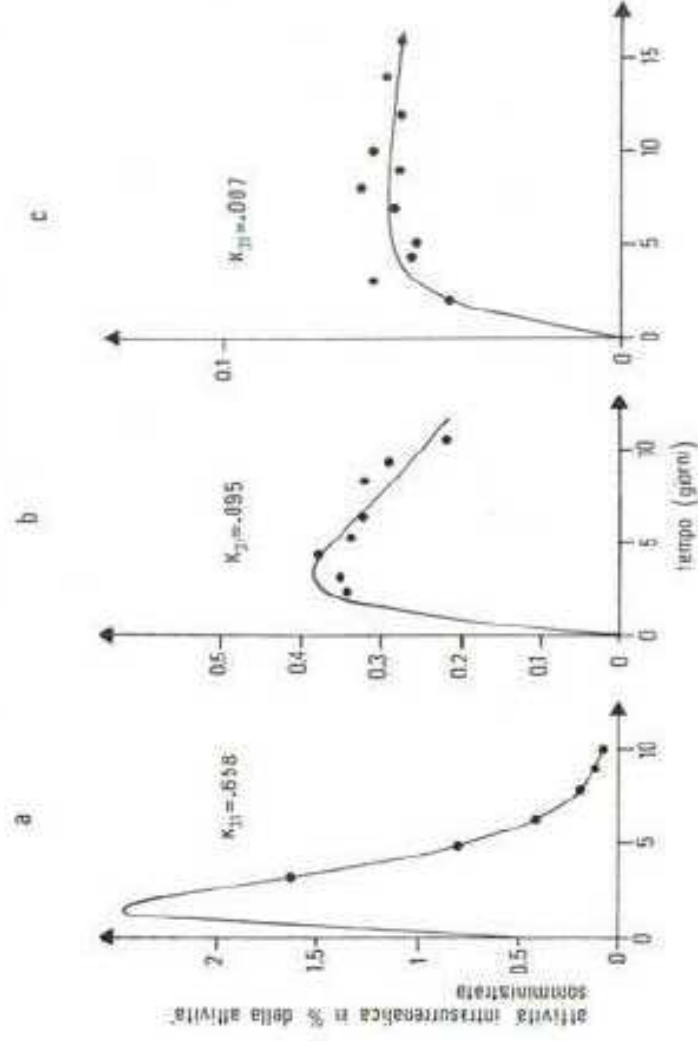


Figura 2.4: Cinetica intrasurrenalica del colesterolo marcato. (a) adenoma; (b) iperplasia; (c) surrene normale (da A. Magrini, cap. 2 in *Dynamic and compartmental study of adrenals using radiocholesterol in vivo*, P. Pavoni Ed., Field Educ. Italia, Acta Medica, 1984).

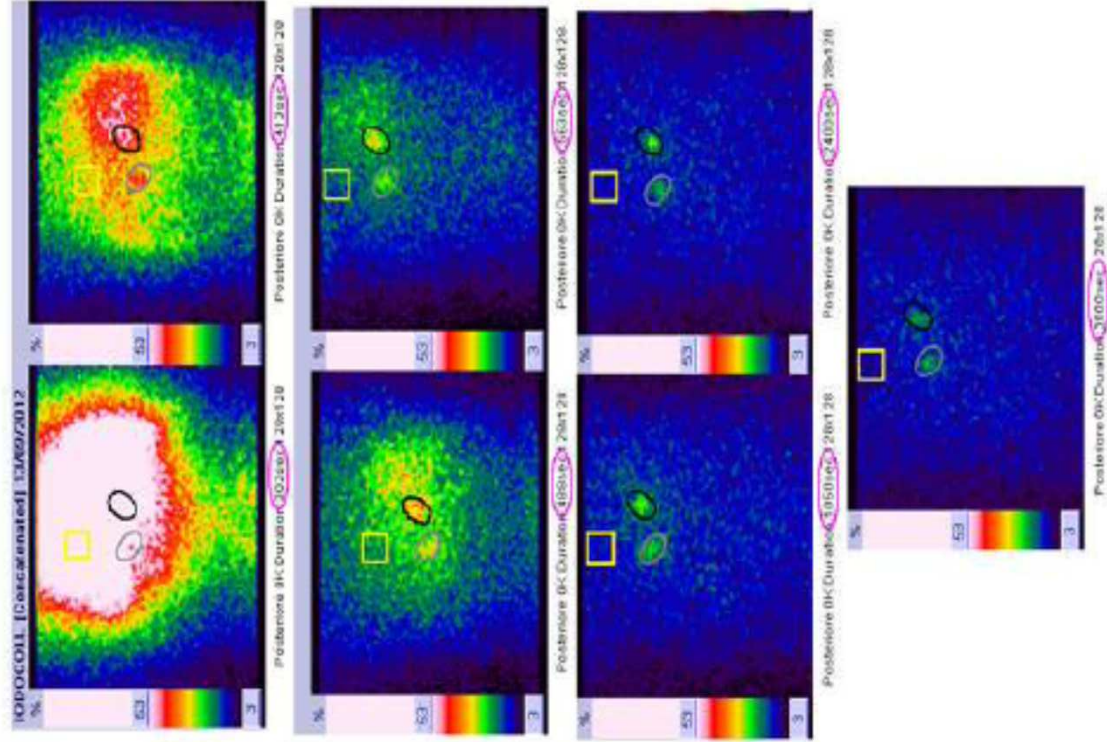
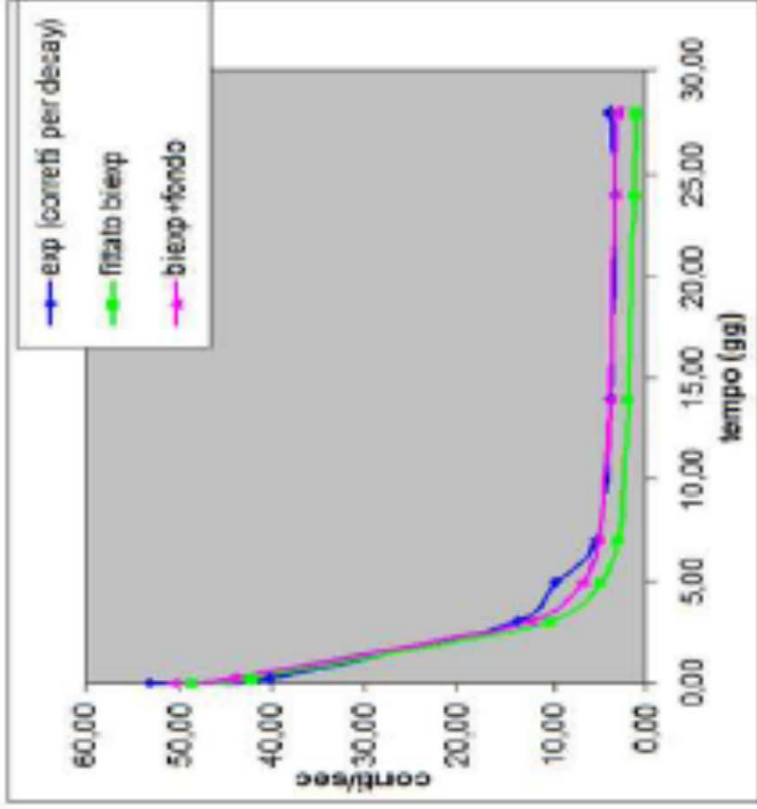


Figura 3.5: Sequenza di proiezioni posteriori seriate. Sono presenti sulle immagini le ROI relative alla regione aortica (contorno giallo) e ai due surreni destro (contorno nero) e sinistro (contorno grigio) rispettivamente.



### INPUT BIEXP

n numero di misurazioni

$t_1$	$A_1$ (attività cardiaca $cts/t_{card}$ )	$sd_1$ ( $cts/t_{card}$ )
$t_2$	$A_2$	$sd_2$ ( $cts/t_{card}$ )
$t_3$	$A_3$	$sd_3$ ( $cts/t_{card}$ )
...	...	...
...	...	...
...	...	...
$t_n$	$A_n$	$sd_n$ ( $cts/t_{card}$ )

### OUTPUT BIEXP

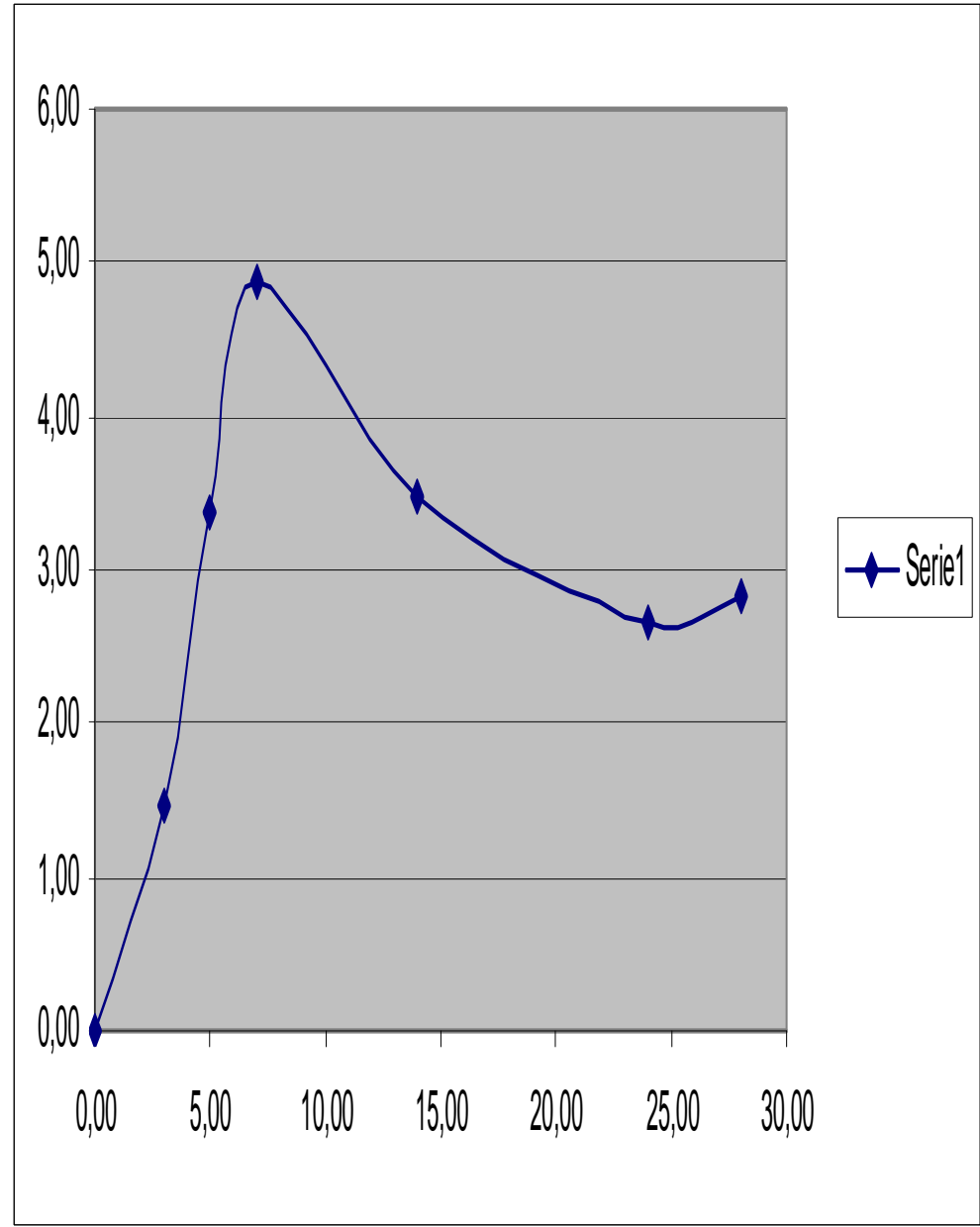
cost. eliminazione veloce in  $gg^{-1}$  =  
 cost. eliminazione lenta in  $gg^{-1}$  =  
 afflù =  
 frazione di intake del colesterolo totale in  $gg^{-1}$  =  
 frazione colesterolo libero ematico =  
 frazione colesterolo esterificato ematico =  
 costante di eliminazione in  $gg^{-1}$  =  
 veloce  $\rightarrow$  lento in  $gg^{-1}$  =  
 lento  $\rightarrow$  veloce in  $gg^{-1}$  =

INPUT TRIEXP

$k_1$	$k_2$	$k_{21}$
n numero di misurazioni		
$t_1$	$A_{1S}$ (attività surrenale $cts/t_{act}$ )	$A_{1C}$ (attività cardiaca $cts/t_{act}$ )
$t_2$	$A_{2S}$	$A_{2C}$
$t_3$	$A_{3S}$	$A_{3C}$
...	...	...
...	...	...
...	...	...
...	...	...
$t_n$	$A_{nS}$	$A_{nC}$

OUTPUT TRIEXP

cost. eliminazione surrenale in  $gg^{-1}$  =  
emivita di eliminazione in gg =





Università degli Studi di Roma  
“La Sapienza”

II FACOLTÀ DI MEDICINA E PSICOLOGIA

TESI DI LAUREA IN

TECNICO SANITARIO DI RADIOLOGIA MEDICA  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

**Localizzazione Radioguidata delle Lesioni Occulte (ROLL) del carcinoma mammario: verifica della accuratezza della centratura dell'exeresi attraverso imaging multimodale.**



## METODO DELL'UNCINO

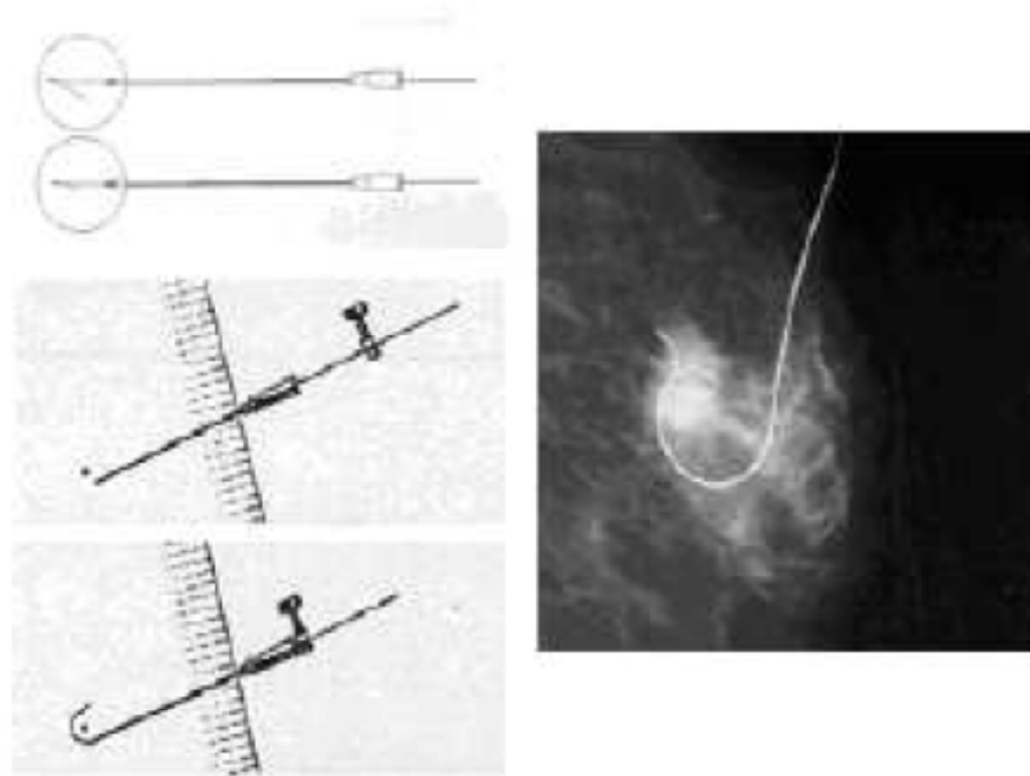


Figura 3.5: *Immagine mammografica raffigurante il posizionamento dell'uncino metallico [17]*

## METODO DEL COLORANTE

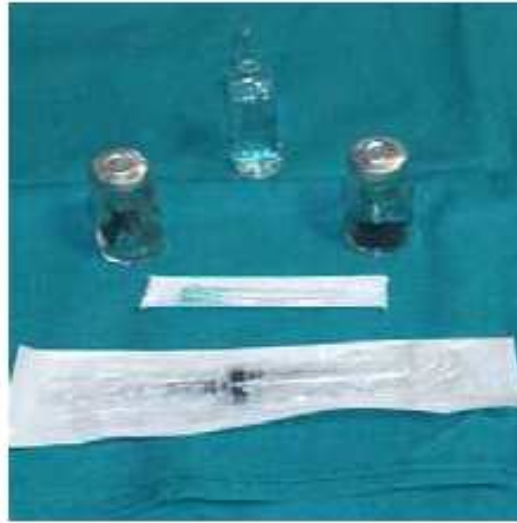


Figura 3.6: *Kit per l'effettuazione del metodo del colorante [17]*

### 3.2.3 Metodo del tracciante radioattivo

Questo metodo di localizzazione definito *ROLL* (Localizzazione Radioguidata delle Lesioni Occulte) prevede l'impiego di macroaggregati di albumina umana con diametro variabile da 10-150 nm, che vengono coniugati con circa 3,7 MBq (0,1 mCi) di  $Tc^{99m}$ , utilizzato ad un'attività specifica di 74 MBq/mg. Si tratta di particelle molto più grosse e quindi meno mobili di quelle usate per l'individuazione del linfonodo sentinella. Il tracciante, una soluzione di 0,05 mg di macroaggregato coniugato con  $Tc^{99m}$ , viene introdotto all'interno della lesione mammaria (un piccolo gruppo di microcalcificazioni o una piccola opacità) sotto controllo stereotassico o ecografico e rimane, grazie alla sua dimensione, stabilmente nella zona di inoculo.

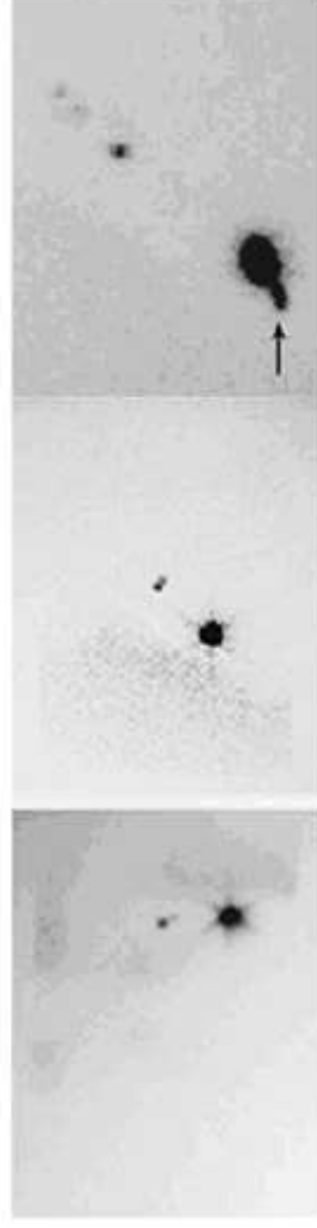


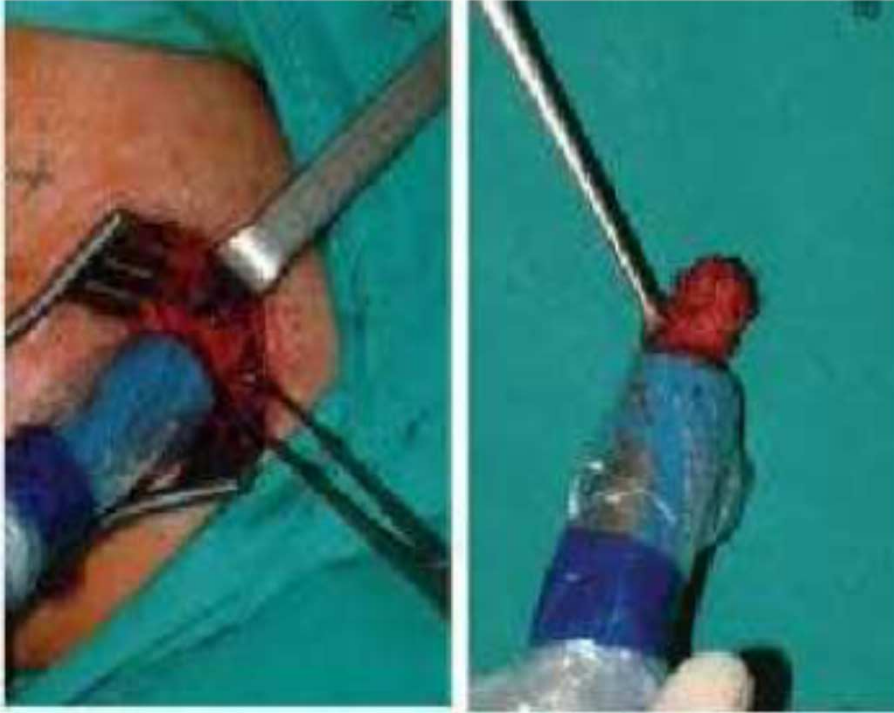
Figura 3.9: *Linfoscintigrafia di controllo a 30 min. dopo la somministrazione. A sn (vista anter.) e nella fig. centrale ( vista lat.), le immagini mostrano due linfonodi sentinella e una concentrazione di attività nella regione della mammella (iniezione intratumorale). Nella vista a dx è mostrata una contaminazione (freccia) [18]*





Scientific Equipment  
LIQUIDATORS  
for medical Equipment's Detectors

Scientific Equipment  
LIQUIDATORS  
for medical Equipment's Detectors





## Radioguided occult lesion localisation in breast cancer using an intraoperative portable gamma camera: first results

P. Paredes • S. Vidal-Sicart • G. Zanón • N. Roé •  
S. Rubí • S. Lafuente • J. Pavía • F. Pons

Received: 3 June 2007 / Accepted: 2 October 2007  
© Springer-Verlag 2007

### Abstract

*Purpose* The role of the radioguided occult lesion localisation (ROLL) technique in breast cancer has been

roid adenomas and sentinel lymph node location. The aim of the study was to value the usefulness of an intraoperative gamma camera to assess the resection of non-palpable breast

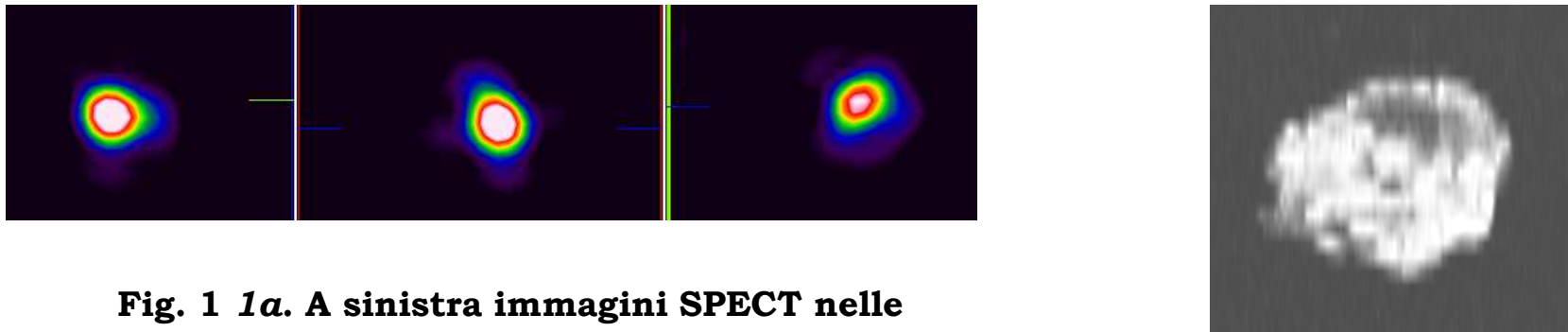


**Fig. 3.** Scintigraphic acquisition of surgical specimen with portable gamma camera. The technetium pointer draws the specimen contour

## Materiali e metodi

Sono stati esaminati i pezzi anatomici asportati a 3 pazienti sottoposti a intervento di escissione di lesione mammaria non-palpabile con tecnica ROLL (99mTc-MAA - 20 MBq in 0,2 ml).

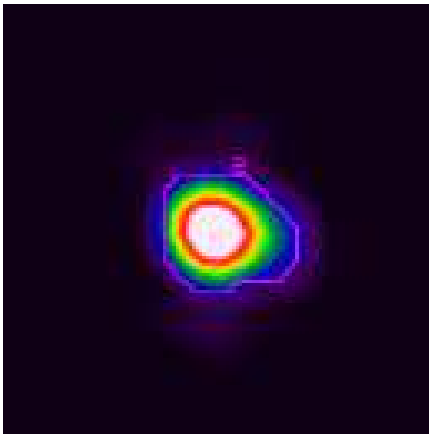
Ciascun pezzo è stato preliminarmente esaminato dall'anatomo-patologo secondo protocollo di valutazione estemporanea, al termine del quale il pezzo è stato sottoposto ad esame scintigrafico con acquisizione SPECT (E-Cam, Siemens) e imaging NMR con sequenza pesata in T1 in sezione transassiale (Symphony, Siemens) (Fig. 1a, 1b ).



**Fig. 1 1a.** A sinistra immagini SPECT nelle tre sezioni, **1b.** A destra immagine RM in sezione assiale del pezzo escisso.

Le immagini MR sono state utilizzate al fine di avere un'informazione anatomico-morfologica cui riferirsi per la coregistrazione. Tutte le acquisizioni sono state effettuate utilizzando un sistema di reperaggio esterno "home made" trasferibile su SPECT.

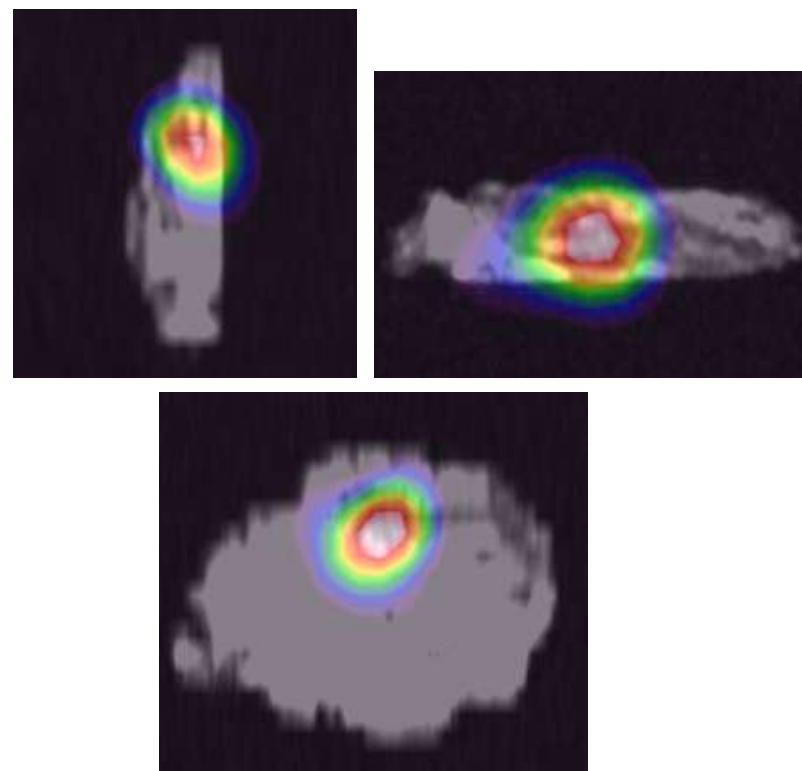
Le immagini SPECT, ricostruite con retroproiezione filtrata (filtro Butterwoth 0,45; 8) sono state riorientate utilizzando il software di post-processing E-Soft (Siemens, Germany) applicando poi un isocontorno con una specifica soglia, come riportato da letteratura (10%), per definire in termini di scala di colore i margini del pezzo escisso (Fig. 2).



**Fig. 2 Conturing in sezione SPECT assiale**

Successivamente le immagini SPECT riorientate e le immagini MR sono state sottoposte a coregistrazione utilizzando un pacchetto di fusione disponibile all'interno del software Syngo (Siemens, Germany).

Dalle immagini così ottenute è stato possibile valutare la posizione dell'area di massima attività somministrata rispetto alla posizione della lesione e misurare i differenti margini della lesione asportata (Fig. 3).



**Fig. 3 Immagini della fusione SPECT-RM lungo le tre sezioni. Su tali immagini è possibile valutare la posizione della lesione e calcolare i margini della resezione**



*Cyclone Plus Imaging System*



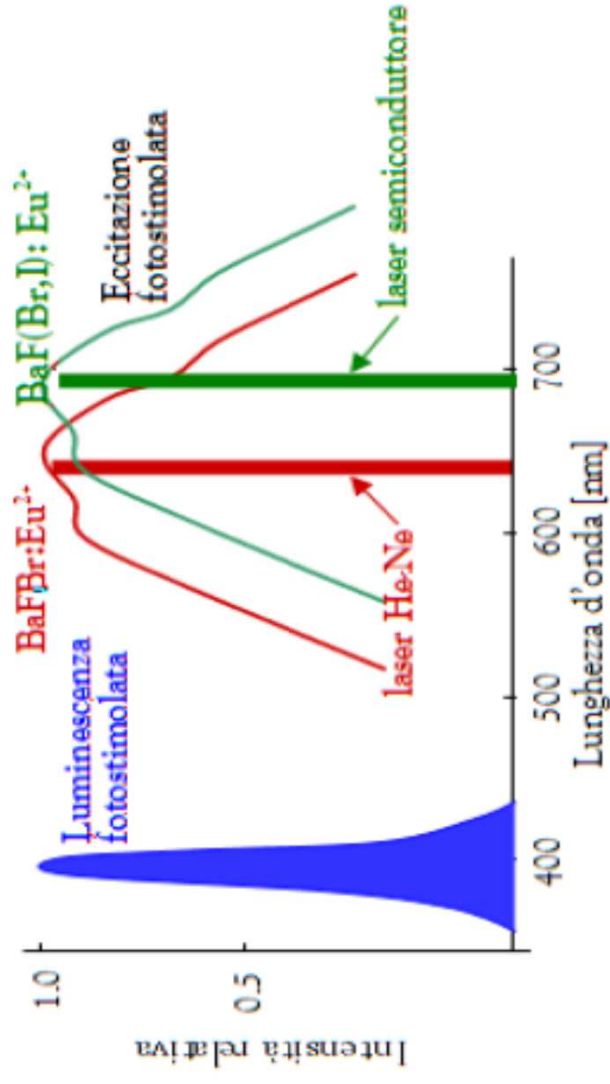


Figura 4.5: Spettri di stimolazione ed emissione per schermi a fosfori di BaFBr:Eu<sup>2+</sup> e BaF(Br,I):Eu<sup>2+</sup>. Si evidenzia la diversa sensibilità energetica e i diversi intervalli di separazione tra gli eventi di eccitazione e di emissione.

23 kV; 12,5 mAs

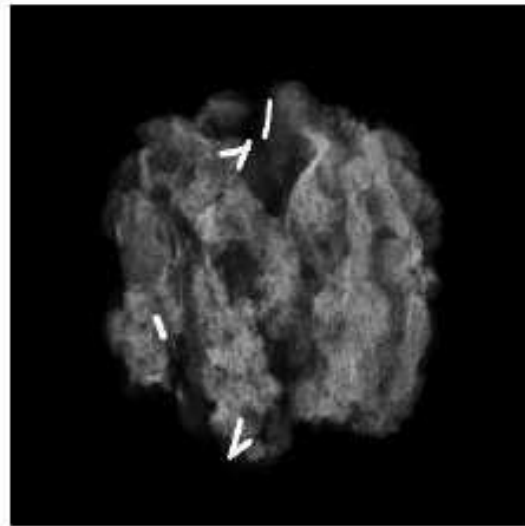


Figura 4.7: Immagine mammografica di un pezzo escisso da una paziente sottoposta a chirurgia radioguidata per carcinoma della mammella.

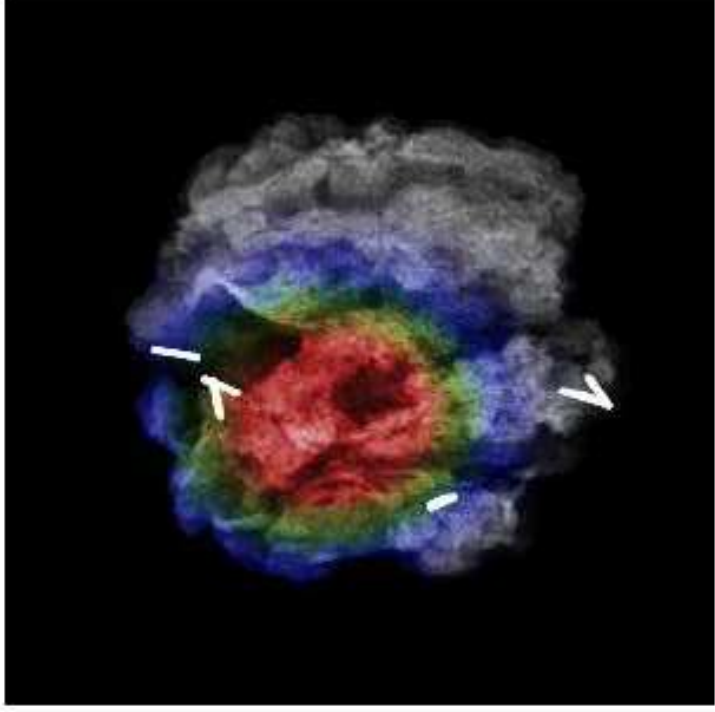


Figura 4.10: Immagine che raffigura le correlazione tra immagine mammografica e l'immagine ottenuta con il Cyclone.





... Grazie !!