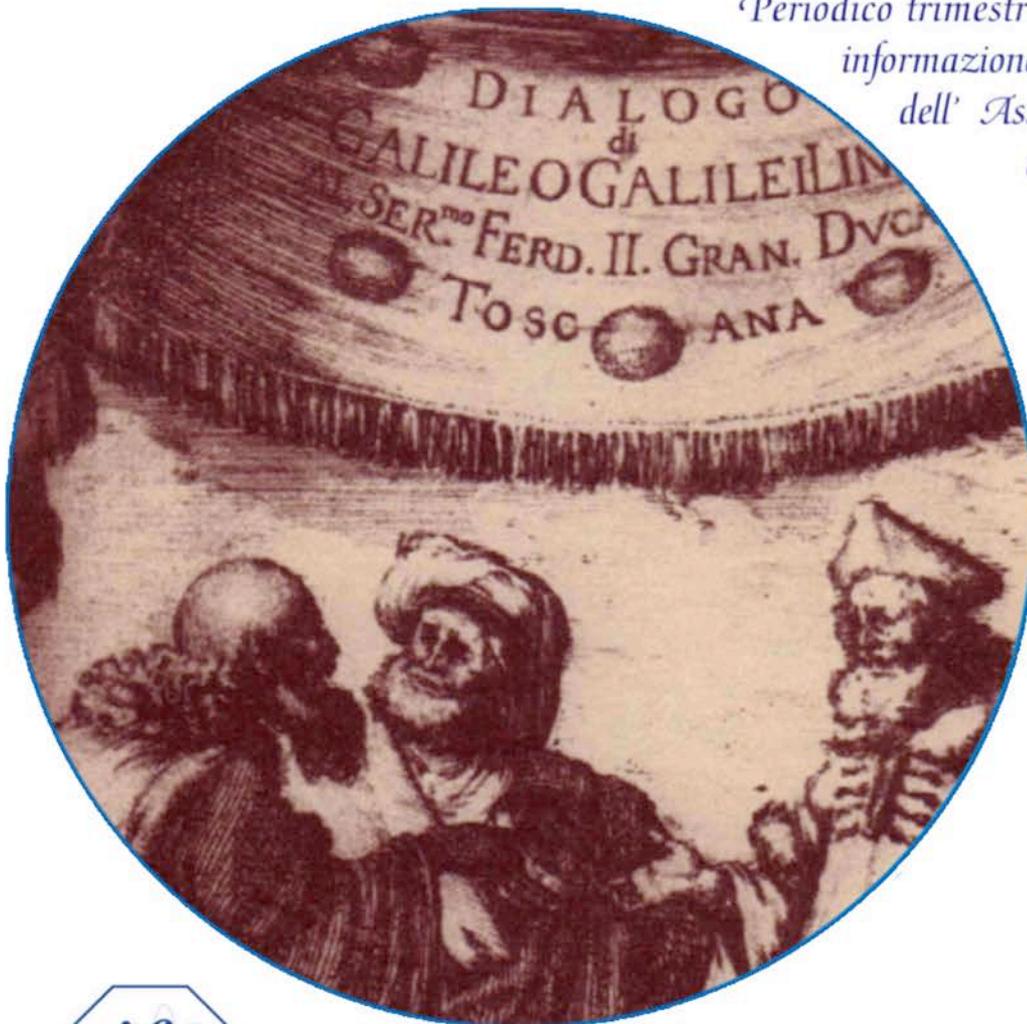


Fisica in Medicina

*Periodico trimestrale di formazione,
informazione e aggiornamento
dell' Associazione Italiana
di Fisica Medica*





Associazione Italiana
di Fisica Medica

Presidente

Luisa Begnozzi (Roma)

Consiglieri

D. Aragno (Roma)

B. Augelli (Spoleto)

F. Banci Buonamici
(Siena)

A. del Vecchio (Milano)

L. Nocetti (Modena)

L. Pierotti (Bologna)

E. Pignoli (Milano)

L. Strigari (Roma)

Segretario

A. Panese (Sondrio)

Tesoriere

A. Nitrosi (Reggio Emilia)

Sommario:

2015: ANNO INTERNAZIONALE DELLA LUCE. TRA PARTICELLE E ONDE: TEORIE, FILOSOFI E SCIENZIATI ALLA RICERCA DI UN MODELLO SULLA NATURA E SULLA MODALITÀ DI PROPAGAZIONE DELLA LUCE <i>M. Reggio</i>	1
INTERVISTA AL SOCIO ONORARIO AIFM ROBERTA BRESCHI <i>N. Caretto</i>	15
RUBRICA: UNO SGUARDO SULL'ESTERO <i>P. Mancosu</i>	20
LA PUBBLICAZIONE DEL DOCUMENTO CONTENENTE LE NUOVE INDICAZIONI OPERATIVE DELL'INAIL PER LA GESTIONE DELLA SICUREZZA E DELLA QUALITÀ IN RISONANZA MAGNETICA <i>F. Campanella</i>	24
RAPPORTO ISTISAN 15/9 DISPOSITIVI CARDIACI IMPIANTABILI ATTIVI E RISONANZA MAGNETICA: ASPETTI TECNOLOGICI, INQUADRAMENTO NORMATIVO E MODELLI ORGANIZZATIVI <i>A. Del Vecchio</i>	31

<i>Periodico</i>		
<i>Fisica in Medicina</i>	NOVITÀ ICRP E ICRU	38
	<i>N. Canevarollo</i>	
<i>Direttore Onorario</i>	LE SCUOLE DI SPECIALIZZAZIONE IN FISICA	40
<i>P. Tosi (Milano)</i>	MEDICA	
	<i>D. Lizio</i>	
<i>Direttore Responsabile</i>	COMPARATIVE ANALYSIS OF CADMIUM ZINCUM	43
<i>F. Levrero (Genova)</i>	TELLURIDE CAMERAS DEDICATED TO	
	MYOCARDIAL PERFUSION SPECT. A PHANTOM	
<i>Segretario di Redazione</i>	STUDY	
<i>L. Moro (Pavia)</i>	<i>D. Lizio</i>	
<i>Componenti del Comitato di</i>	IMPLEMENTAZIONE DELL'IMRT DELLA	47
<i>Redazione</i>	MAMMELLA CON METODO STEP AND SHOOT	
<i>G. Borasi (Reggio Emilia)</i>	<i>L. Gianusso</i>	
<i>N. Canevarollo (Genova)</i>	DOSIMETRIA DEI CAMPI DI RADIAZIONE DI	52
<i>G. Capelli (Cremona)</i>	PICCOLA DIMENSIONE: CONFRONTO TRA	
<i>N. Caretto (Roma)</i>	DIFFERENTI METODICHE SPERIMENTALI	
<i>G. De Ambrosi (Genova)</i>	<i>A. Girardi</i>	
<i>A. del Vecchio (Milano)</i>	VALUTAZIONE DELLA DOSE GHIANDOLARE A	56
<i>F. Di Martino (Pisa)</i>	SEGUITO DELL'INTRODUZIONE DELLA	
<i>P. Mancosu (Milano)</i>	TOMOSINTESI DIGITALE NEL PROGETTO DI	
<i>G. Peroni (Torino)</i>	SCREENING MAMMOGRAFICO REGIONALE	
<i>L. Raffaele (Catania)</i>	<i>A. Popescu</i>	
<i>M. Reggio (Verona)</i>	IMAGING OPTIMIZATION IN NUCLEAR MEDICINE:	60
<i>F. Turrini (Varese)</i>	DOSIMETRY AND TREATMENT PLANNING IN	
	TRANS-ARTERIAL RADIOEMBOLIZATION	
	<i>A. Terulla</i>	
	COMMISSIONING DI UN FASCIO FLATTENING	63
	FILTER FREE PER TRATTAMENTI DI	
	RADIOTERAPIA ABLATIVA STEREOTASSICA	
	DEL POLMONE	
	<i>S. Valzano</i>	

*Realizzazione digitale e grafica
interni.*

*Trimestrale dell'Associazione
Italiana di Fisica Medica, Piazza
della Repubblica 32, 20124
Milano – Autorizzazione n. 403
del 20/12/2013 Tribunale di
Milano*

*Publicato nel mese di Ottobre
2015*

LA PAGINA SINDACALE <i>F. Capelli</i>	68
RESOCONTO DELLA GIORNATA MDC <i>M. Ugolini</i>	72
POINT/COUNTERPOIN: RUBRICA DI MEDICAL PHYSICS <i>F. Levrero</i>	74

*In copertina: I convegni e i congressi che hanno visto crescere la nostra
professione: "I Congresso Nazionale AIFM" – Firenze 1999*

EXAMi[®] Rad[™]
TESTER PORTATILE PER DPI RADIOLOGICI



Verifica la protezione e la **sicurezza** dei DPI anti raggi x



Controllo
d'integrità
e livello di
protezione dei
DPI anti RX

Gestione
informatizzata
dei controlli

 **iRadProMaP**
by SAGO MEDICA srl

www.iradpromap.it

Ci contatti per maggiori informazioni

Tel. 051 686 08 11
info@sagomedica.it

www.sagomedica.it


**SAGO
MEDICA**
MEDICAL EQUIPMENT

*Massima precisione
al primo colpo.*

NOMEX®

Soluzione chiavi in mano per la dosimetria assoluta e il controllo qualità nella radiologia diagnostica

- ▶ Due potenti sistemi per uso indipendente o combinato
- ▶ RAD/FLU/DENT, DENT-PAN, MAM, CT, CBCT
- ▶ Acquisizione di tutti i parametri in un unico passaggio
- ▶ Cambio scala automatico per dose, kV e filtrazione totale
- ▶ Valutazione della qualità dell'immagine e determinazione CTDI opzionali
- ▶ Collegamento esterno di camere di ionizzazione o detectori a semiconduttore PTW tramite dosimetro NOMEX®



Maggiori informazioni su NOMEX®?
Visitate il nostro sito Internet o scrivete
all'indirizzo nomex@ptw.de.

PTW

Knowing what
responsibility means

WWW.PTWNOMEX.COM USA | LATIN AMERICA | CHINA | ASIA PACIFIC | INDIA | UK | FRANCE | IBERIA | GERMANY



RaySafe X2



La linea dei multimetri Unfors/RaySafe evolve dalla piattaforma Xi, tutt'ora elevato standard di mercato per i controlli di qualità in radiodiagnostica, alla nuova X2.



RaySafe Xi

Principali vantaggi del nuovo sistema X2

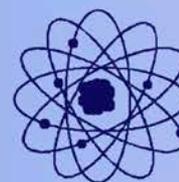
- Migliore accuratezza e sensibilità
- Estrema semplicità e velocità d'uso, nessun settaggio manuale necessario
- Sensori indipendenti dall'angolo di inclinazione rispetto all'asse del tubo
- Ampio display a colori touch screen con memorizzazione delle misure e delle forme d'onda
- Ampia gamma di calibrazioni per tutti i mammografi presenti sul mercato

Dopo l'acquisizione di RaySafe da parte di Fluke Biomedical, SLT è diventato il **distributore unico** per tutti i prodotti Unfors/RaySafe AB. L'aggiunta dei prodotti Unfors/RaySafe alla linea dei prodotti Fluke Biomedical attraverso SLT permette ai clienti di avere un **unico punto di riferimento per vendita, supporto, gestione degli ordini ed assistenza tecnica.**



S.L.T. s.r.l. - Via Torino 30, 20063 Cernusco sul Naviglio (MI)
Tel. (+39) 02.48464064 | unfors-raysafe@slt.eu.com | www.slt.eu.com

Servizi Nucleari s.n.c.



**Sorgenti alfa, beta e gamma,
puntiformi ed estese, soluzioni,
gas, prodotti per *spettrometria*,
medicina nucleare, sorgenti per
calibrazione PET, sorgenti speciali.**



**Sorgenti di
taratura per
la medicina,
l'industria,
l'ambiente
prodotti da
CERCA LEA.**

Sistemi per irradiazione *emoderivati*.



Servizi Nucleari s.n.c.
Strada Pranova 6
15030 Conzano (AL)
tel 0142 925630
347 8497358
fax 0142 925933
<http://www.servizinucleari.it>
e-mail: info@servizinucleari.it

2015: anno internazionale della luce. Tra particelle e onde: teorie, filosofi e scienziati alla ricerca di un modello sulla natura e sulla modalità di propagazione della luce.

M. Reggio

1. L'ANNO DELLA LUCE ED I FILOSOFI ANTICHI.

Con una risoluzione dell'assemblea generale tenutasi il 20 dicembre 2013, l'UNESCO ha decretato il 2015 "Anno Internazionale della Luce (ILY)".

(V. il testo del decreto, <http://www.light2015.org/Home/About/Resources.html>).

Le motivazioni elencate per motivare la scelta di questo anno, procedono dal verificarsi di varie ricorrenze:

"... il 2015 coincide con gli anniversari di una serie di importanti pietre miliari nella storia della scienza della luce, compresi i lavori di ottica di Ibn Al-Haytham nel 1015, la nozione di luce come onda, proposta da Fresnel nel 1815, ... la teoria elettromagnetica della propagazione della luce proposta da Maxwell nel 1865, la teoria di Einstein sull'effetto fotoelettrico nel 1905, l'inserimento della modalità di propagazione della luce in cosmologia tramite la teoria della relatività generale nel 1915, la scoperta del fondo cosmico a microonde di Penzias e Wilson, e i risultati ottenuti da Kao riguardanti la trasmissione della luce nelle fibre ottiche per telecomunicazioni, entrambi risalenti al 1965."
(Tratto dal testo del Decreto, e tradotto liberamente dall'A.).

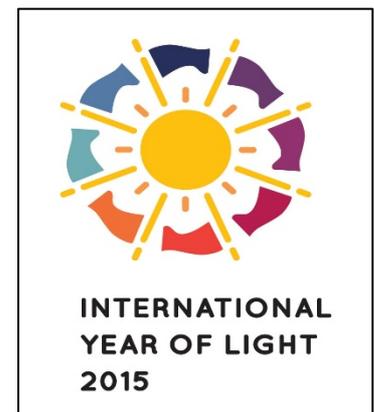


fig.1: Il logo ufficiale

1.1. Ibn Al-Haytham (965 – 1039). Oltre alle altre tappe decisive per il progresso della conoscenza dei fenomeni luminosi, tutte in anni con il "5" come ultima cifra, risulta particolarmente interessante il richiamo ad Ibn Al-Haytham (o Alhazen) ed ai sette volumi del suo ponderoso trattato di ottica, pubblicati tra il 1011 e il 1021, trattato che risale quindi quasi esattamente a mille anni fa (<https://en.wikipedia.org/?title=Alhazen>). Alhazen riuniva le idee classiche sulla luce e sulla visione alle teorie geometriche euclidee e non trascurava l'impiego di metodi sperimentali a sostegno delle sue teorie. Naturalmente i suoi lavori di ricerca ed i suoi studi non potevano prescindere dalle teorie sulla luce e sulla visione di Empedocle (V sec. a.C.) di Platone (400 a.C.), dell'"*Ottica*" di Euclide

(300 a.C.), di Tolomeo e Galeno (entrambi II sec. d.C.): in effetti il trattato sull'ottica di Alhazen trae principale ispirazione dall'Ottica di Tolomeo, mentre lo studio dell'anatomia e della fisiologia dell'occhio si basa sui lavori di Galeno e la trattazione matematico-geometrica della propagazione della luce si impernia sul metodo euclideo.

Nell'antichità le teorie sulla visione seguivano due filoni principali: quello dell'*emissione* dei raggi di luce dall'occhio (p.es. Euclide, Tolomeo) e quello della *intromissione* (teoria p. es. sostenuta da Aristotele e seguita anche da Alhazen), in cui la visione era generata da raggi che *entravano* nell'occhio. Nonostante la teoria dell'intromissione fosse sostenuta anche dal poeta latino Lucrezio nel 55 d.C., che nel *De Rerum Natura* si ispira con molta precisione alle teorie atomistiche di Democrito (in qualche modo assimilabili alla teoria corpuscolare sulla natura della luce), l'autorevolezza di Tolomeo e di Galeno fece sì che la teoria emissiva prevalesse ancora per molto tempo. D'altra parte ancora oggi è in uso l'espressione "perdere il lume degli occhi" per indicare lo stato d'animo di una persona "accecata" dall'ira. Un'altra piccola curiosità: da una ricerca condotta da Winer et al. nel 2002 risulta che il 50% degli studenti liceali americani è convinto della *teoria emissiva* ([https://en.wikipedia.org/wiki/Emission_theory_\(vision\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Emission_theory_(vision))).



Fig. 2: Banconota irachena da 10 dinari dedicata a Alhazen (1980) (<https://en.wikipedia.org/?title=Alhazen>)

2. L'ERA MODERNA (secondo la periodizzazione classica: dal 1492, scoperta dell'America, al 1815, Congresso di Vienna).

2.1. Leonardo da Vinci (1452 – 1519). Pur avendo iniziato a scrivere vari trattati, non risulta che Leonardo da Vinci ne abbia pubblicato nessuno mentre era in vita. Tuttavia nel 1509 raccontò a Luca Pacioli di aver terminato un trattato sulla "pictura et movimenti umani". Pare che questo trattato si componesse di diciotto capitoli, di cui oggi sono noti solo sette (il primo manoscritto del trattato si trovava alla corte di Urbino, ed oggi è conservato presso la Biblioteca Apostolica Vaticana col nome di *Codex Urbinas Latinus* 1270) (https://it.wikipedia.org/wiki/Trattato_della_pittura).



Fig. 3: Leonardo da Vinci, autoritratto (1515?). Torino, Biblioteca Reale
(https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Leonardo_self.jpg)

E' particolarmente significativo che Leonardo ne avesse parlato con il Pacioli, con il quale condivideva spesso riflessioni e studi in ambito scientifico. Il frate francescano Luca Pacioli è noto infatti per le sue conoscenze in ambito matematico e geometrico: non va dimenticato che è suo il ritratto impresso sulla moneta da 500 lire coniata nel 1994 a celebrare i cinquecento anni dalla sua nascita. In particolare Pacioli è ricordato come il fondatore e perfezionatore della "partita doppia" nell'ambito finanziario. Il dettaglio dei rapporti tra Leonardo e Pacioli a riguardo del "Trattato della pittura", pubblicato postumo, non è di poco conto, in quanto sta a testimoniare il carattere "scientifico" che Leonardo attribuiva alla pittura, che lui non considerava semplicemente come un'"arte": *"Ogni aspetto viene infatti ricondotto alla comprensione sistematica di quei fenomeni fisici, matematici e geometrici che ne determinano la percezione visiva. Per Leonardo è proprio l'applicazione della logica, delle discipline matematiche e geometriche, dell'anatomia e dell'ottica che nobilita la pittura"* (ibid.).

Da eccelso pittore quale era, Leonardo non poteva non occuparsi dei colori, che distingueva in sei colori fondamentali: il bianco, il giallo, il verde, l'azzurro, il rosso, il nero. Ma il nostro non cade nel tranello del senso comune, e spiega: *"De' semplici colori il primo è il bianco, benché i filosofi (... oggi si direbbe: "gli scienziati"...) non accettano né il bianco né il nero nel numero de' colori, perché l'uno è causa de' colori (...quindi c'era già la consapevolezza che l'insieme dei colori fosse presente nel colore bianco! ...), l'altro è privazione. Ma perché il pittore non può far senza di questi, noi li metteremo nel numero degli altri ..."* (dal cap. CLXI del Trattato della pittura). Particolarmente interessante, vista la sua esperienza di pittore, risulta la considerazione sulla composizione dei colori, basata non solo su quelli mischiati sulla tavolozza, ma anche quella dei corpi illuminati con luce colorata:

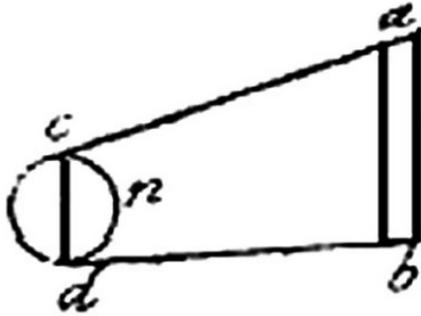


Fig. 4: Vedi testo.

"Molte sono le volte che le superficie de' corpi opachi nel tingersi de' colori de' loro obietti (... corpi illuminatori, ...) pigliano colori che non sono in essi obietti. Provasi: 'cd' sia il corpo opaco, ed 'ab' sia il suo obietto, il quale porremo che sia di color giallo, ed il corpo opaco azzurro; dico che tutta la parte della superficie 'dnc' di tal corpo opaco, che in sè è azzurro, si dimostrerà esser verde, ed il simile farebbe se l'opaco fosse giallo e l'obietto azzurro" (Trattato della pittura, parte quinta – Dell'ombra e lume, e della prospettiva).

Con questa osservazione, evidentemente di tipo sperimentale, Leonardo dimostrò che il colore non era una proprietà intrinseca dei corpi opachi, bensì dipendeva anche dal colore della luce del corpo illuminante

Leonardo, oltre ad occuparsi di vari altri aspetti dell'ottica, dallo studio dell'anatomia dell'occhio alla formazione delle immagini nella "camera oscura" (nota anche come "camera stenopeica"), ebbe anche un'intuizione straordinaria, in grande anticipo sui tempi: quella di onde che si spostano senza trasporto di materia. Egli osservò infatti come le spighe di grano mosse dal vento si piegano e si drizzano descrivendo come delle onde che si spostano lungo la direzione del vento percorrendo l'intera superficie del campo senza che i loro steli si spostino dal punto in cui sono radicati. (<http://www.gses.it/pub/scienziati-luce.pdf>)

2.2. René Descartes (1596 – 1650). Nel 1637 Cartesio (René Descartes) pubblica "La Dioptrique", un trattato sulla luce e sulla visione. Per illustrare il suo pensiero utilizza l'esempio del cieco: egli procede descrivendo come un cieco, o una persona che si muova nel buio possa percepire la presenza e la forma di oggetti intorno a lui con l'aiuto di due bastoni. Il contatto dei bastoni con l'oggetto da percepire si trasmette alle mani del cieco e da queste ai nervi e quindi al cervello dandogli la percezione della forma dell'oggetto esplorato: "*Quindi la luce non è altro, nei corpi che si chiamano luminosi, che un certo movimento o un'azione molto pronta e viva, che passa verso i nostri occhi per il tramite dell'aria e degli altri corpi trasparenti, allo stesso modo che il movimento o la resistenza dei corpi che incontra il cieco, passa verso la sua mano, per il tramite del suo bastone*" (http://www.anisn.it/matita_ipertesti/visione/cartesio.htm).

Secondo il filosofo e matematico francese, quindi, la luce è costituita da corpuscoli proiettati verso i nostri occhi dagli oggetti osservati e la diversificazione dei colori è dovuta alla rotazione delle

particelle che a seconda della velocità di rotazione su se stesse nell'interazione con gli occhi generano una pressione diversa e quindi danno origine ad una sensazione diversa: una rotazione maggiore provoca la sensazione del rosso, mentre una rotazione (e quindi una pressione) minore provoca la sensazione della luce blu. (ibid.)



Fig. 5: Ritratto di Cartesio (Frans Hals, 1649, Museo del Louvre).
https://it.wikipedia.org/wiki/Cartesio#/media/File:Frans_Hals_-_Portret_van_Ren%C3%A9_Descartes.jpg

Su questa base Cartesio studiò le leggi della riflessione e della rifrazione: la legge della rifrazione fu pubblicata nel 1637 nella sua celebre opera "Discorso sul metodo" e ancora oggi porta il nome di "legge di Cartesio". In realtà pare che fosse stata enunciata già nel 1626 dal matematico olandese Willebrord van Royen Snell (1580 – 1626), che però non riuscì a pubblicarla e che fu resa nota dopo la sua morte da Christiaan Huygens (<http://turnbull.dcs.st-and.ac.uk/history/Mathematicians/Snell.html>). Addirittura si fa risalire il primo enunciato della legge della rifrazione al matematico inglese Thomas Harriot (1560 – 1621), che la scoprì nel 1602, ma non la pubblicò (<http://www-rohan.sdsu.edu/~aty/explain/optics/discovery.html>).

Ad oggi le leggi della rifrazione prendono indifferentemente il nome di "Legge di Snell", "Legge di Cartesio", "legge di Snell Cartesio".

Cartesio supponeva che la velocità della luce fosse infinita, tuttavia diversi scienziati si cimentarono senza successo nel determinarne la velocità di propagazione, compreso Galileo. La risposta definitiva alla finitezza di questa velocità e ad una sua prima misura, per quanto approssimativa, si deve all'astronomo **Ole Christensen Rømer** (1644 – 1710) nel 1656, con l'osservazione del variare dei tempi di occultamento dei satelliti di Giove (i pianeti chiamati "Medicei" da Galileo) in funzione delle diverse distanze di Giove dalla terra. In questo modo veniva totalmente esclusa l'ipotesi della velocità infinita della luce, o della sua propagazione istantanea nello spazio.

La prima misura della velocità della luce nell'atmosfera, rilevando un valore molto prossimo a quello attuale, sarà effettuata nel 1849 da **Amand Hippolyte Louis Fizeau** (1819 – 1896), mediante un dispositivo costituito da un sistema di specchi ed una ruota dentata in rapida rotazione.

2.3. Christiaan Huygens (1629 – 1695). Nel 1690 esce un trattato sulla natura della luce: il *Traité de la Lumière* ad opera del matematico, astronomo e fisico olandese Christiaan Huygens. Nel suo trattato Huygens sosteneva la natura ondulatoria della luce basandosi sulle seguenti ipotesi:



- a) La luce è costituita da un insieme di onde meccaniche che si propagano in linea retta a velocità finita. Il “raggio” è perpendicolare al fronte d’onda, ed individua la direzione di propagazione dell’onda.
- b) Le vibrazioni dei corpi luminosi producono tali onde.
- c) La propagazione della luce è dovuta all’oscillazione dell’etere.
- d) L’etere è un mezzo isotropo, estremamente sottile, composto da corpuscoli elastici.

Fig. 6: Christiaan Huygens (XVII secolo).
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Christiaan_Huygens.jpg

Nel suo trattato Huygens formula il principio fisico sulla propagazione delle onde luminose che può essere riassunto nei seguenti punti principali:

- a) Ciascun punto del fronte d’onda è il centro di onde particolari
- b) Il fronte d’onda è determinato dalla tangente comune alle estremità di queste onde elementari.
- c) **La velocità della luce è inferiore nei mezzi diversi dall’etere.**

Col suo modello Huygens riuscì a spiegare il fenomeno della rifrazione, della polarizzazione della luce e quello della doppia rifrazione.

2.4. Isaac Newton (1642 – 1727). Nel 1704, quasi quindici anni dopo l’opera di Huygens, esce il volume "Opticks" di Isaac Newton. In questo volume Newton esprime in maniera dettagliata la sua teoria sulla natura della luce, di cui, più di trent’anni prima, aveva enunciato una prima stesura in una lettera di 12 pagine diretta alla Royal Society e pubblicata nel gennaio 1671 su *Philosophical Transactions* (<http://rstl.royalsocietypublishing.org/content/6/69-80/3075.full.pdf>).

- a) La luce è composta da piccolissime particelle di materia emesse da sostanze luminose in tutte le direzioni.
- b) Tali particelle vengono liberate dai corpi luminosi e si propagano in linea retta (in un mezzo omogeneo).
- c) La riflessione è spiegata tramite il rimbalzo elastico delle particelle nel momento dell’urto con una superficie.

- d) La rifrazione è dovuta alle forze che le molecole di una sostanza esercitano sulle particelle di luce deviandone la direzione.
- e) **La luce è più veloce nei corpi trasparenti rispetto al vuoto.**
- f) Luci di colori diversi vengono rifratte con angoli differenti.
- g) Le particelle hanno diversa massa: – i corpuscoli più grossi provocano la sensazione del rosso; – i corpuscoli più piccoli danno la sensazione del violetto.

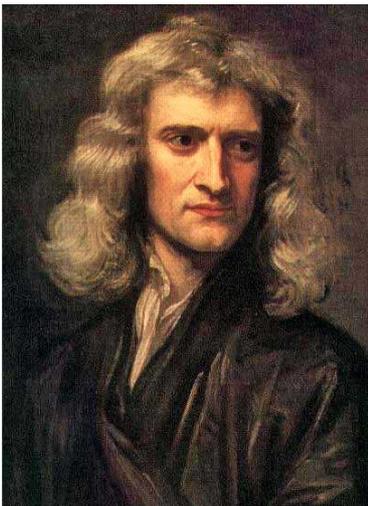


Fig. 7: Ritratto di Isaac Newton (Godfrey Kneller, 1689)
https://commons.wikimedia.org/wiki/Godfrey_Kneller

Sono ben noti gli esperimenti di Newton sulla dispersione della luce bianca mediante prismi: in base alla sua interpretazione corpuscolare dei colori della luce, attribuiva ad ogni colore una diversa dimensione dei corpuscoli che compongono i raggi di diverso colore (<http://crf.uniroma2.it/wp-content/uploads/2010/04/Ondulatoria.pdf>). Risale a Newton la definizione di "spettro" dei colori e la suddivisione nei classici sette colori dell'iride: rosso, arancione, giallo, verde, azzurro, indaco e violetto. Con le sue ipotesi egli riuscì a dare una spiegazione ragionevole ai fenomeni della riflessione, della rifrazione e della riflessione totale in corrispondenza dell'interfaccia tra due mezzi rifrangenti. Ma la sua teoria, oltre a non essere in grado di spiegare l'assorbimento della luce nei corpi opachi, non poteva fornire una spiegazione plausibile al fenomeno della doppia rifrazione.

2.5. Francesco Maria Grimaldi (1618 – 1663).

Discendente dal ramo emiliano della nobile famiglia genovese, da cui discendono anche gli attuali principi di Montecarlo ([https://it.wikipedia.org/wiki/Grimaldi_\(famiglia\)](https://it.wikipedia.org/wiki/Grimaldi_(famiglia))), Francesco Maria Grimaldi, filosofo, teologo, matematico, astronomo, nasce a Bologna. Nel 1632 entra nella Compagnia di Gesù. Tornato nella città natale nel 1638 vi rimarrà per il resto della sua vita. Assegnato al collegio felsineo di S. Lucia, già nell'anno successivo inizia una proficua collaborazione scientifica in ambito astronomico con un altro grande della storia dell'astronomia: il

gesuita Giovanni Riccioli, di cui fu assistente in studi teorici e sperimentali. Realizzò in particolare una dettagliata descrizione delle macchie lunari, compilando una mappa della luna la cui nomenclatura è in uso ancora oggi. Solo per sottolineare l'importanza degli studi di Grimaldi e Riccioli, riconosciuta a livello internazionale, a due crateri lunari sono stati associati rispettivamente i loro nomi.



Fig. 8: Francesco Maria Grimaldi (Museo di Palazzo Poggi dell'Università degli Studi di Bologna)

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Francesco_Maria_Grimaldi.jpg



Fig. 9: Francobollo del Principato di Monaco dedicato a Francesco Maria Grimaldi nel 2009, anno mondiale dell'astronomia (in rosso la posizione del cratere che porta il suo nome)

<http://philatlemcen.blogspot.it/2011/09/astromes-italiens-honores-par-la.html>

Ma il motivo per ricordare Grimaldi anche nell'anno mondiale della luce, è che lui fu il primo in assoluto a studiare sperimentalmente il fenomeno della diffrazione (cui dette il nome): "*Lumen propagatur seu diffunditur non solum Directe, Refracte ac Reflexe, sed etiam alio quodam Quarto modo, Diffracte*". Egli descrisse il fenomeno con molti esperimenti, ed interpretò secondo il modello ondulatorio la propagazione della luce, quando passando per un piccolo foro lambisce gli ostacoli, *permettendo all'ombra di penetrare nella zona illuminata e viceversa* (<http://www.slideshare.net/pascolini/luce-44717870>). Tra i suoi lavori sperimentali vi fu in particolare anche quello della osservazione e della interpretazione delle frange di diffrazione della luce nel passaggio tra due fenditure.

Questi effetti, mai osservati in precedenza, furono giustificati paragonando il comportamento della luce con quello dell'acqua. Per questa ragione Grimaldi, pur condividendo l'ipotesi della natura corpuscolare della luce, avanzò in via cautelativa l'ipotesi che **la luce almeno qualche volta si**

comporta come un onda, ”..saltem aliquando etiam undulatum...” (<http://l-esperimento-piu-bello-della-fisica.bo.imm.cnr.it/didattica/introstorica.html>) anticipando di qualche secolo le problematiche del dualismo "onda – corpuscolo".

Le sue ipotesi sulla natura della luce furono pubblicate nel trattato *De Lumine* ("*Physico-Mathesis De Lumine Coloribus Et Iride*", Bononiae: Ex Typographia Haeredi Victorij Benatij) uscito a Bologna nel 1665, due anni dopo la sua morte avvenuta all'età di soli 45 anni.

Gli studi di Grimaldi ebbero larga diffusione alla sua epoca ed è certo che fossero conosciuti ed apprezzati anche da Newton, tuttavia l'ipotesi esclusivamente corpuscolare della natura e della propagazione della luce dominò indiscussa il pensiero scientifico fino agli inizi del secolo XIX.

3. Dagli inizi del secolo XIX ai giorni nostri.

L'inizio del secolo XIX è contrassegnato da un enorme fermento di studi e ricerche nell'ambito delle scienze fisiche, e molte delle conoscenze fino ad allora date per certe e consolidate vengono poste in discussione, aprendo nuovi orizzonti alla conoscenza dei fenomeni naturali.

3.1. Thomas Young. Scienziato eclettico e versatile (a quattordici anni conosceva più di dieci lingue), Thomas Young (1773 – 1829) inizia gli studi in Medicina a Londra nel 1792 e si laurea in Fisica nel 1796 a Gottinga. Ha compiuto importanti studi di ottica, meccanica dei solidi, fisiologia ottica ed egittologia. Nel 1804 pubblica uno studio (Young T., 1804, The Bakerian lecture. *Experiments and calculations relative to physical optics* Philosophical Transactions of the Royal Society of London 94 1-16) in cui riprende e perfeziona gli esperimenti escogitati da “... *the ingenious and accurate Grimaldi* ...” sulla diffrazione della luce, tra cui (1801) quello della diffrazione di un fascio di luce attraverso due fenditure e oggi noto come "esperimento di Young".



Fig. 10: Thomas Young
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thomas_Young_\(scientist\).jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thomas_Young_(scientist).jpg)

I risultati sono inequivocabilmente riconducibili a fenomeni analoghi osservati negli studi sulla propagazione delle onde sonore: in questo modo Young inferirà un grave colpo alla teoria corpuscolare della natura della luce, fino a quel momento protagonista indiscussa (<http://l-esperimento-piu-bello-della-fisica.bo.imm.cnr.it/didattica/introstorica.html>).



9 | Fig. 11: Macedonio Melloni
(Ghirardi – Barchetta, 1830
ca. collezione privata)

3.2. Macedonio Melloni e Ottaviano Fabrizio Mossotti. Queste due illustri figure di scienziati sono accomunate dalla loro presenza come protagonisti nella storia del Risorgimento Italiano.

Macedonio Melloni (1798 – 1854). A Melloni si deve la dimostrazione che il "calore radiante", ossia la radiazione infrarossa, quella luminosa e quella ultravioletta possiedono la stessa natura di onde, differenti tra loro solo per la lunghezza d'onda, e ne studiò le proprietà di riflessione rifrazione e polarizzazione realizzando ingegnosi dispositivi sperimentali. Nel 1834 gli fu assegnata la Medaglia Rumford della Royal Society, della quale divenne membro straniero nel 1839.

(V. http://www.fisicamedica.it/museo_virtuale/02_sezioni/articoli/data/Ottaviano_Fabrizio_Mossotti_03-04-11.pdf).

Molto appropriatamente, nell'Anno Internazionale della Luce, nell'aprile 2015 la città di Parma dedicò allo scienziato la mostra "**Il calore e la luce invisibile**": *"Ideata e organizzata dal Sistema Museale dell'Università di Parma in collaborazione con il Dipartimento di Fisica e Scienze della Terra "Macedonio Melloni" e il Dipartimento di Fisica dell'Università di Napoli "Federico II", la mostra ha ricevuto il patrocinio del Comune di Parma e di numerose istituzioni scientifiche: la Società Italiana di Fisica, l'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), l'ASI, la Fondazione IDIS Città della Scienza di Napoli e l'Osservatorio Vesuviano dell'Istituto Nazionale di Geofisica e Vulcanologia"* (<http://www.primapagina.sif.it/article/261/il-calore-e-la-luce-invisibile#.VgujGHrtlBc>).

La presenza dell'Osservatorio Vesuviano tra i patrocinatori nasce dal fatto che il Melloni fu il primo direttore dell'Osservatorio Vesuviano, prima struttura in assoluto (a livello mondiale) ad occuparsi ad accurati e sistematici studi sismologici e vulcanologici. In questo Osservatorio Melloni compì importanti studi sul magnetismo di lave e rocce.



Fig. 12: Ottaviano Fabrizio Mossotti

(http://notes9.senato.it/web/senre_gno.nsf/4bee8c11a5b4a95ec1256ffc00512823/a855666563254ed3c1257069003186fe?OpenDocument)

Ottaviano Fabrizio Mossotti (1791 – 1863) si occupò di astronomia, elaborando un metodo per determinare le orbite dei corpi celesti sulla base di quattro osservazioni. Rivestì numerosi incarichi di insegnamento universitario, e, durante un periodo di esilio in Argentina, a Buenos Aires, fondò una scuola di Fisica e realizzò lo storico osservatorio astronomico e meteorologico presso il convento di Santo Domingo, fornendo un impulso fondamentale allo sviluppo dell'Astronomia e della meteorologia argentina.

(<http://historiadelastronomia.wordpress.com/documentos/santo-domingo/>).

Tra le numerose cariche scientifiche e politiche da lui rivestite vi fu anche quella di Senatore del Regno di Sardegna. Oltre ad

importanti studi di ottica e di astronomia, elaborò un modello delle interazioni molecolari, il quale, pur presupponendo ancora l'esistenza dell'etere per la propagazione delle onde luminose, fu in grado di spiegare vari fenomeni e in particolare le proprietà dei dielettrici, con riferimento anche al loro indice di rifrazione. Il modello, ripreso da Rudolf Clausius, è a tutt'oggi noto con il nome di "equazione (o legge) di Clausius Mossotti", (https://it.wikipedia.org/wiki/Ottaviano_Fabrizio_Mossotti); l'equazione fornisce uno strumento matematico fondamentale per la comprensione delle proprietà ottiche della materia. I suoi studi sulle proprietà dei dielettrici trovarono impiego anche in neurobiologia.

(V. anche http://www.fisicamedica.it/museo_virtuale/02_sezioni/articoli/data/Macedonio_Melloni_02_11.pdf)

3.4. L'esperimento di Michelson e Morley. Nel 1865 James Clerk Maxwell unifica in quattro leggi fondamentali le modalità di interazione tra campi elettrici e magnetici: ormai quello della natura e della propagazione della luce è universalmente riconosciuto come un fenomeno ondulatorio di natura elettromagnetica. Resta il mistero del mezzo attraverso cui si propaga: era ben noto da tempo che le onde acustiche si propagavano mediante mezzi elastici, solidi, liquidi o gassosi che fossero. Per spiegare la propagazione delle onde luminose che raggiungevano la terra attraversando il cosiddetto vuoto cosmico, si doveva supporre la presenza di un mezzo che permeava tutto l'universo, con particolari caratteristiche di elasticità e trasparenza in risposta alla sollecitazione elettromagnetica delle onde luminose. A questo mezzo era stato dato il nome di "etere luminifero", fin dai tempi più antichi, ma, per spiegare le modalità di propagazione della luce, questo mezzo doveva essere dotato di caratteristiche difficilmente conciliabili con le conoscenze dell'epoca.

La terra nel suo moto orbitale attorno al sole si muove con una velocità di 30km/s, per cui doveva essere investita da un "vento d'etere" non percepibile dai nostri sensi, ma che avrebbe dovuto influenzare la velocità di propagazione della luce su due direzioni, una parallela ed una ortogonale al moto della terra. A questo proposito nel 1887 **Albert Abraham Michelson** (1852 – 1931) e **Edward W. Morley** (1838 – 1923) tentarono di misurare con un sofisticato interferometro l'influenza del vento d'etere sul percorso di due raggi di luce ortogonali. Per quanto fosse condotto con il massimo rigore e la massima accuratezza, il totale insuccesso di questo esperimento, che può ben essere definito cruciale, ha rappresentato uno dei momenti più importanti della storia della Fisica: non solo segnò una volta per tutte la fine delle teorie sull'etere luminifero, ma pose le basi per la teoria della relatività di **Albert Einstein** (1879 – 1955). La conoscenza sulla natura e sulle caratteristiche della propagazione della luce subirono quindi alcune sconvolgenti modificazioni:

- a) La velocità della luce è indipendente dal moto relativo della sorgente e dell'osservatore.

- b) Nessuna entità che sia dotata di massa può muoversi a velocità superiore a quella della luce nel vuoto

3.5. Risputa la teoria corpuscolare. Gli studi sull'emissione radiante di un corpo riscaldato in funzione della temperatura furono introdotti da Gustav Kirchhoff nel 1862, escogitando un corpo ideale, da lui definito “*corpo nero*” (V. https://it.wikipedia.org/wiki/Corpo_nero). Una prima interpretazione sull'andamento dello spettro di emissione del corpo nero ideale in equilibrio con l'ambiente, partendo dalle equazioni di Maxwell e dalle leggi di Stefan-Boltzmann e di Wien, fu enunciata mediante la legge nota come “*legge dell'irraggiamento di Rayleigh-Jeans*”. Tuttavia, mentre questa legge spiegava bene la distribuzione statistica delle energie emesse dal corpo nero in funzione della temperatura sotto forma di onde elettromagnetiche alle basse frequenze, nell'ambito delle alte frequenze si rivelava divergente e completamente errata: se fosse stata realistica, avrebbe condotto alla cosiddetta “catastrofe dell'ultravioletto”, comportando una emissione di energie di intensità infinita alle alte frequenze.

La soluzione fu proposta da **Max Planck** (1858 – 1947) nel 1900, formulando una ipotesi che poteva nascere solamente da una mente geniale: gli scambi di energia nei fenomeni di emissione e di assorbimento delle radiazioni elettromagnetiche avvengono non già in forma continua, come sosteneva la teoria elettromagnetica classica bensì in forma discreta e proporzionale alla loro frequenza di oscillazione, secondo un valore costante di proporzionalità: quello che verrà poi chiamato “costante di Planck”. Semplicemente trasformando l'integrale nella formula della legge in una sommatoria di elementi discreti Planck fornirà la soluzione al problema interpretando alla perfezione i dati sperimentali. Nel 1901 completerà la sua ipotesi affermando che gli atomi



Fig. 13: Louis De Broglie (1929)
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Broglie_Big.jpg

assorbono ed emettono energia radiante in modo discontinuo, per quanti di energia, cioè quantità di energia finite e discrete. In tal modo anche l'energia può essere concettualmente rappresentata, come la materia, sotto forma granulare. Nascono così i concetti di “*quanto di energia*” e di “*fotone*” che trovarono un degno complemento nello studio dell'effetto fotoelettrico (1905) da parte di Einstein. Risale a questo studio la definizione di doppia natura onda-corpuscolo della luce (come aveva già ipotizzato Grimaldi ...). Lo studio dell'effetto fotoelettrico frutterà ad Einstein il premio Nobel per la Fisica nel 1921, mentre la quantizzazione dell'energia dei livelli elettronici negli atomi e nei fotoni troverà un adeguato complemento nel modello atomico di **Niels Bohr** (1885 – 1962) del 1913, che fruttò anche per lui il premio Nobel per la Fisica nel 1922.

3.6. Ma le onde ... La rivincita del sistema ondulatorio prese tuttavia una piega inattesa nel 1924, quando un giovane francese (dalle lontane nobili origini piemontesi), **Louis-Victor Pierre Raymond De Broglie** (1892 – 1987) presentò una tesi di dottorato con il titolo "*Recherches sur la Théorie des Quanta*". In questo suo lavoro De Broglie presentò una ipotesi estremamente ardua: anche la materia manifesta un doppio aspetto corpuscolo – ondulatorio, e le particelle materiali possono anch'esse venire descritte, e trattate, come pacchetti o quanti di energia ondulatoria. Le sue ipotesi furono immediatamente appoggiate da Einstein, e trovarono una conferma sperimentale con gli esperimenti sulla diffrazione degli elettroni di Davisson, Germer e Thomson. Gli sviluppi successivi confluiranno nelle teorie e nei metodi della meccanica ondulatoria e della meccanica quantistica.

Nel 1961 **Claus Jönsson** dell'Università di Tubinga eseguì per la prima volta l'esperimento della diffrazione di un fascio di elettroni nel passaggio attraverso una doppia fenditura, in analogia all'esperimento di Young per la luce, rilevando anche in questo caso le classiche frange di interferenza. Insieme ad altre considerazioni, questo effetto ha motivato Niels Bohr ad introdurre il *principio di complementarità*, secondo il quale i due aspetti, corpuscolare e ondulatorio, non possono essere osservati contemporaneamente in quanto escludentisi a vicenda: in sostanza il comportamento corpuscolare od ondulatorio delle particelle è determinato dal tipo di esperimento con cui vengono osservate (https://it.wikipedia.org/wiki/Esperimento_della_doppia_fenditura).

Ad ulteriore controprova del comportamento ondulatorio secondo le leggi della meccanica quantistica delle particelle elementari, nel 1976 un gruppo di ricercatori italiani (**Pier Giorgio Merli, Gian Franco Missiroli e Giulio Pozzi**) realizzarono uno straordinario esperimento di **interferenza tra elettroni singoli**, fatti passare attraverso le due fenditure **uno alla volta**. Concepito negli anni '20 del secolo scorso come esperimento mentale era stato ritenuto a lungo irrealizzabile a causa delle notevoli difficoltà tecniche; nel 2002 è stato definito da un sondaggio della rivista *Physics World* "**l'esperimento di Fisica più bello di tutti i tempi**". E così sembra essere definitivamente dimostrato che anche la materia microscopica non segue comportamenti sostanzialmente diversi da quelli della luce (o è vero il viceversa?)

Per illustrare questo esperimento è stato realizzato uno specifico sito dedicato alla memoria di Pier Giorgi Merli, prematuramente scomparso (<http://l-esperimento-piu-bello-della-fisica.bo.imm.cnr.it/index.html>). Oltre alla descrizione dell'esperimento sul sito sono raccontate le motivazioni scientifiche ed umane che portarono questo gruppo di scienziati italiani a realizzarlo.

Ultimamente, in un recente articolo comparso su “Le Scienze” (marzo 2015), è stato presentato un esperimento (V. il link ad un video divulgativo in lingua inglese: http://www.lescienze.it/news/2015/03/02/video/video_onde_fotoni_esperimento-2505691/1/

) in cui risultano “fotografate contemporaneamente” le caratteristiche corpuscolari ed ondulatorie della luce. L'esperimento è stato condotto nel laboratorio LUMES, diretto da Fabrizio Carbone, del Politecnico di Ginevra in Svizzera. Sembrerebbe così inconfutabilmente contraddetto il principio di complementarità enunciato da Bohr.

4. Conclusioni.

Conclusioni? In realtà non è possibile trarre conclusioni e nemmeno questo era lo scopo di questa breve rassegna: abbiamo cercato di illustrare alcune tappe che ci sono sembrate significative, o anche solo poco conosciute, nell'evoluzione delle conoscenze sulla natura della luce, con qualche riferimento necessario anche sulla struttura della materia. Non tutti i grandi protagonisti della entusiasmante avventura dello studio sulla natura e sulle proprietà della luce sono stati citati, ma in una semplice rassegna come questa è inevitabile dover operare delle scelte, magari anche opinabili, ma indispensabili, senza con questo voler sminuire il ruolo dei molti nomi eccellenti che qui sono stati esclusi.

Volendo comunque trarre qualche conclusione, probabilmente una risposta l'abbiamo già: la natura della luce e della materia rappresenta una realtà sfuggente, interconnessa, che si rivela a noi per qualche aspetto, ma che alla fine può risultare ingannatrice per la nostra sensibilità e capacità di intuizione. Si lascia studiare, questo sì, ci stimola con le sue difficoltà di comprenderne l'intima essenza, ma alla fine, proprio quando ci sembra di averla in pugno, riesce anche a disilluderci nel rivelarsi, in fondo, afferrabile solo in parte.

Attualmente la velocità della luce nel vuoto, assieme alla costante di Planck e alla carica dell'elettrone, rientra nel novero delle costanti fondamentali della Fisica; non è forse privo di significato che, nella descrizione della Genesi, la luce fosse creata nel "primo giorno", la prima 'entità' a venire creata: "Poi Dio disse: 'Sia la luce!' e la luce fu. E Dio vide che la luce era buona ..." (Genesi, 1: 3,4). Il posto di "prima donna" nello studio della natura le spetta quindi di diritto, sotto ogni aspetto.

Intervista al socio onorario AIFM

Roberta Breschi

A cura del Dott. Nicola Caretto

Dirigente Fisico Sanitario, Direzione Sanitaria Aziendale, Azienda USL Roma C Via Primo Carnera,
1 – 00142 Roma caretto.nicola@aslrmc.it

Nell'ambito della rubrica "interviste" della rivista Fisica in Medicina abbiamo ritenuto interessante confrontarci con la dott.ssa Roberta Breschi, che da sempre si è dimostrata una valida professionista e "attivista" nel nostro settore, con una caparbia nel mettere sul tavolo della discussione le sue idee e nel supportare tanti di noi che tutti le riconoscono. Ella ha subito accolto il nostro invito con molto entusiasmo e per questo la ringraziamo. L'auspicio è quello che tale intervista possa stimolare ognuno di noi a ragionare con convinzione su chi siamo e dove stiamo andando affinché il mondo della Fisica medica e sanitaria sia sempre di più un riferimento indispensabile per tutti gli ambiti in cui vive e opera.

Breve CV della dott.ssa Roberta Breschi. Laurea in Fisica 1961. Tesi sperimentale in Fisica Sanitaria presso INFN Frascati (RM). Fisico medico SSR Lazio dal 1961 al 2002. Settori di attività: radiazioni ionizzanti e non ionizzanti. RM. Dispositivi medici. Ultrasuoni. Laser. Rumore e vibrazioni. Informatica medica. Collaudi. Docente di Fisica presso scuole di specializzazione e scuole regionali universitarie professioni sanitarie non mediche: infermieri, TSRM, fisioterapisti, massoterapisti, tecnici emodialisi, nutrizionisti. Componente di varie commissioni Ministero Salute e Regione Lazio. Presidente INPRAT. Socio AIRP. Socio onorario AIFM dal 2011. Per contatti: roberta.breschi@gmail.com.

NC. Gentile dottoressa ormai sono alcuni anni che è andata in pensione, Le manca il mondo della Fisica medica_sanitaria?

RB. La sua domanda richiede una riflessione. Personalmente dopo essere andata in pensione ho continuato ad interessarmi della Fisica medica_sanitaria. Il mondo ha una dimensione molto vasta e ogni giorno che passa offre tanti stimoli per apprendere cose nuove, comunicare con altre persone su svariati argomenti. Ho dovuto studiare e imparare molte cose per svolgere la professione di Fisico sanitario dirigente del SSN dal 1961 al 2002 con qualifica di Direttore dal 1971. Questa esperienza

fa parte della mia vita vissuta per oltre quaranta anni e spesso ho sottratto ore ad altri miei personali interessi e soprattutto alla famiglia, che mi è stata di grande sostegno sia nel percorso lavorativo che a tutt'oggi. Seguo con attenzione i progressi della tecnologia. Mi chiedo spesso cosa farei o come agirei se fossi ancora in attività visto le numerose esigenze emergenti che richiedono soluzione di problemi di Fisica connessi all'impiego di nuove tecnologie e attenzione ai relativi rischi; certamente ancora oggi non trascuro nessuna occasione per consigliare o agire come dovuto dalla nostra deontologia professionale, se esplicitamente richiestomi, oppure comunque al fine di prevenire situazioni di rischio. Vi ringrazio per quanto state facendo. Ascoltare le vostre esperienze mi fa crescere e mi consente di superare almeno in parte i limiti della mia conoscenza. Posso affermare che la Fisica medica_sanitaria ha costituito e costituisce una consistente parte della mia vita.

NC. Da come tutti noi La conosciamo, è stata sempre una determinata costruttrice di aggregazione dei Fisici in termini di professionalità condivise e di definizione concordata di percorsi organizzativi e gestionali; mi sbaglio?

RB. Non si sbaglia. Ho dovuto superare molti ostacoli nei vari ambiti di attività in cui mi sono cimentata. Nel proporre nuove attività lavorative ho cercato di valutare altre esperienze affinché il meglio riguardasse tutti i Fisici che hanno operato e operano in campo sanitario. Ho compreso che oltre la determinazione occorrono perseveranza, ascolto, rispetto degli altri. La conoscenza approfondita delle esperienze proprie ed altrui anche di quelle che hanno portato a decisioni non sempre condivisibili, da non sostenere se e in quanto non appropriate per lo sviluppo e la crescita del ruolo "sanitario" della Fisica medica, sono da valutare per poterle evitare nel futuro. Invero tutte le esperienze vissute da chi ha lavorato nel settore con più o meno successo, considerate le varie condizioni ambientali, spesso avverse e spesso oggetto di critica, qualche volta anche eccessiva, possono essere utilizzate a buon fine se si impara a non perseverare negli stessi "cosiddetti errori" di comportamento. I Fisici sono persone caratterizzate da percorsi formativi specialmente indirizzati alla sperimentazione ed alla ricerca; queste prerogative sono state e debbono essere salvaguardate sia in termini di professionalità che di autonomia organizzativa e gestionale; questo percorso richiede molto impegno coordinato e condiviso a tutti i livelli: associativo, aziendale, regionale e nazionale. La legislazione ha legittimato per i Fisici del ruolo sanitario autonomia e responsabilità, ma è stata necessaria molta perseveranza e spirito combattivo per raggiungere certi risultati che oggi appaiono scontati; risultati ottenuti in quanto poche persone di buona volontà si sono unite e d'accordo hanno perseguito uno scopo condiviso in libertà intellettuale e spirituale. Oggi il numero dei Fisici medici del ruolo sanitario è notevolmente aumentato, ci sono numerose difficoltà da superare ma occorre continuare "uniti dalla nostra missione". E' nostro obbligo pretendere rispetto e considerazione per

questa professione infungibile preposta ad un servizio di pubblica necessità ed utilità. Per ottenere rispetto ed autonomia occorre credere in quello che si è ed in quello che si vuole fare.

NC. Il rapporto con Le altre figure professionali come lo percepisce? Al di là della centralità della normativa vigente, si è riusciti nelle strutture sanitarie e non solo a operare costruttivamente cercando di valorizzare la nostra figura professionale?

RB. Un rapporto efficace con le altre figure professionali è quello descritto negli anni dalla normativa vigente, da intraprendere senza perplessità o dubbi. E' utile iniziare un rapporto di lavoro ricordando e cercando di descrivere la legittimità di quanto riteniamo doveroso fare nell'interesse del soggetto o dei soggetti interessati dei quali, insieme ad altri professionisti, dobbiamo prenderci cura. Collaborare con modalità interdisciplinare e multidisciplinare, ciascuno con precisi compiti e responsabilità, è utile per chiunque in ogni attività lavorativa.

Al secondo quesito rispondo che molti stimano i Fisici medici_sanitari anche se pochi ne conoscono tutte le qualità e le peculiarità. A scuola colui che non conosce la matematica dice a priori che è difficile. Quando impara a capire che è fatta di regole semplici diventa bravo e viene promosso. A volte si diverte ad usarla e ne comprende il valore. Speriamo altrettanto avvenga per i Fisici medici_sanitari. Deve essere nostro impegno etico far capire che la nostra missione può essere di sostegno sia per un risparmio oculato sia per migliorare la qualità dei servizi prestati al cittadino.

Per questo bisognerebbe arricchire la propria cultura con lo studio e l'applicazione delle leggi della Fisica alle regole dell'economia: "econoFisica" dove i beni primari siano la qualità di vita e la salute del cittadino. Brutalmente un cittadino sano costa alla società meno di un cittadino malato o bisognoso di cure. Occorre che le cure mediche siano appropriate e che ai Fisici medici si richiedano responsabilità ed impegno routinario per garantire sicurezza e appropriatezza tecnologica nelle pratiche cliniche e collaborazione per l'abbattimento dei rischi e degli degli eventi avversi. Speriamo che questa logica sia compresa ed attuata con il sostegno anche del legislatore.

NC. Lei conosce molto bene la realtà laziale. Come è cambiata nel corso degli ultimi anni e che giudizio da degli Atti di Organizzazione aziendale di recente pubblicazione?

RB. La realtà laziale della sanità è allarmante. La razionalizzazione della spesa viene spesso utilizzata come espressione di una politica di fatto disinteressata ai diritti dei cittadini, come possibili utenti, e dei lavoratori come persone da rispettare, contrastando di fatto con il dettato costituzionale. I lavoratori della sanità in questa situazione spesso si demotivano, tendono a dimenticare i loro doveri e a lavorare secondo le regole di nicchia di potere per garantire la propria sussistenza. Questo lo dico come cittadina che necessariamente viene in contatto con le strutture sanitarie, non come Fisico sanitario.

Come Fisico medico_sanitario ho consapevolezza di una situazione deterioratasi nel tempo delle strutture di Fisica sanitaria che, se non ha determinato disaffezione dei Fisici medici per il proprio lavoro, è solo per la loro buona volontà, pazienza ed intelligenza. I medici e gli esercenti dovrebbero essere più attenti a non sottovalutare le potenzialità di tali professionisti. Per quanto riguarda gli Atti aziendali del Lazio ritengo che siano molto descrittivi, troppo diversificati, poco concreti e nel tempo poco utili per una vera razionalizzazione della spesa sanitaria con risultati a favore dei cittadini e della loro salute. Speriamo che siano rivalutati ed applicati in una dimensione etica di salvaguardia dei diritti di tutti i cittadini, diritti sanciti dalla costituzione sia per il lavoro sia per la salute.

Penso che se i Fisici medici del ruolo sanitario dimostreranno la propria estraneità rispetto a scelte e proposte non in linea con reali esigenze di assistenza e proporranno insieme di comune accordo soluzioni possibili di salvaguardia affinché si possa contribuire con efficacia a ristrutturazioni aziendali intelligenti e razionali ed essere gratificati per l'impegno profuso. Occorre però non perdere tempo prezioso nel contattare i responsabili regionali che in buona fede cercano, forse anche loro tra molte difficoltà, di realizzare percorsi e soluzioni adeguate. Per questo dobbiamo essere uniti e corretti nei rapporti interpersonali.

NC. Da socio onorario dell'AIFM, come vede lo stato di salute della nostra Associazione e quali cambiamenti vedrebbe positivi per la definizione di nuove strategie di sviluppo della nostra professionalità e dei Servizi in cui siamo o potremmo essere inquadrati?

RB. Lo stato di salute della nostra associazione potrebbe migliorare se tutti i soci si mostrassero più attivi, più critici, un po' meno preoccupati di esprimere il loro pensiero e di formulare in maniera trasparente un loro contributo per le iniziative da intraprendere. Inoltre occorrerebbe un maggior interesse a livello nazionale e di coordinamento regionale per la soluzione di problemi comuni a tutti i soci o di un solo socio. Come socio onorario ho continuato ad agire illustrando il mio pensiero a chi ha avuto negli anni il dovere di condurre a buon fine alcune iniziative per il riconoscimento della professione di Fisico medico_sanitario. Ritengo di dover continuare. Per il futuro spero che i soci onorari trovino il modo di operare più intensamente insieme su argomenti impegnativi che difficilmente possono essere portati avanti da poche persone. Come proboviro ho riscontrato poco interesse per impegnare i soci eletti come probiviri per un sostegno in caso di serie difficoltà dei soci AIFM o dell'Associazione. Lavorando insieme si possono trovare soluzioni semplici ai problemi che via via si presentano e aiutare i singoli in difficoltà e la stessa Associazione. Le responsabilità di condurre l'associazione sono ovviamente dei rappresentanti delegati per elezione ma un consiglio in più si può sempre chiedere e può essere utile.

Per quanto riguarda le attività di Fisica medica_sanitaria ritengo che sia necessario organizzarle in un Servizio di Fisica medica_sanitaria autonomo, centralizzato presso le direzioni aziendali con

sezioni operative strutturate e distribuite in ospedali e distretti con i compiti previsti dalla legislazione ospedaliera. Invero già allora, anno 1969, il legislatore con lungimiranza aveva riconosciuto necessarie e indispensabili le attività e le responsabilità autonome dei Fisici in considerazione dello sviluppo tecnologico che si sarebbe proposto in tempi brevi per diagnosi, cura e riabilitazione; attualmente è importante anche prendersi cura della prevenzione da agenti fisici di rischio oltre che per i pazienti, anche per lavoratori e popolazione con interventi di monitoraggio programmati sia per le condizioni ambientali che lavorative.

NC. Molto spesso i nostri Colleghi sono chiamati ad operare in realtà difficili, in pochi o addirittura da soli. Quale consigli si sentirebbe di dare, affinché si abbiano degli strumenti efficaci di approccio alle organizzazioni sanitarie e di valorizzazione e sviluppo delle nostre competenze tecnico-scientifiche?

Gli strumenti efficaci per l'approccio con le organizzazioni sanitarie sono quelli stabiliti dalla legge. Per legittimare la propria funzione in ambito aziendale il Dirigente Fisico Sanitario ha l'obbligo di legge, come tutti gli altri dirigenti, di valutare le necessità strutturali, di personale, di strumentazione utili per lo svolgimento dei compiti di Fisica medica_sanitaria nessuno escluso. Le competenze tecnico scientifiche da sviluppare prioritariamente sono quelle necessarie per le particolari esigenze aziendali. Occorre peraltro formulare le proprie esigenze formative e di aggiornamento specifico, come richiesto ai soci ogni anno dall'AIFM, e valutare quali altre esperienze formative possono aiutare la crescita professionale e manageriale dei Fisici medici_sanitari per coniugare

Rubrica: uno sguardo sull'estero

P. Mancosu

Durante lo scorso ESTRO 2015 di Barcellona, Alberto Torresin, Direttore della struttura complessa di Fisica Sanitaria di Niguarda a Milano ha parlato a nome di EFOMP nel simposio ESTRO-EFOMP-AAPM. È stata l'occasione per chiedergli di condividere la sua visione riguardo alla internazionalizzazione del nostro lavoro di Fisici Medici.

Nella tua carriera hai partecipato attivamente a numerosi comitati scientifici nazionali ed internazionali (IOMP, EIBIR, EFOMP, ECR, ESMRMB, ESTRO, AIFM, AIFB, etc.). Che cosa ha caratterizzato questo tuo interesse per il confronto e la condivisione?

Sicuramente confrontarsi con altre realtà ed esperienze nazionali ed internazionali mi ha aiutato ad ampliare le mie conoscenze nel campo della fisica medica e mi ha fatto crescere professionalmente. In questo ritengo che tutti siamo cresciuti professionalmente e scientificamente grazie alla disponibilità di diversi colleghi che ci hanno insegnato un mestiere, ci hanno trasmesso delle passioni, delle curiosità sulle applicazioni della fisica in medicina. Ora è tempo per noi di dedicare parte del nostro tempo a condividere le conoscenze che abbiamo, essere promotori di scambi interdisciplinari fra fisici che vogliono meglio comprendere le tecnologia in uso in medicina.

Purtroppo, nonostante l'esperienza di fisica medica italiana abbia una grande maturità sia tecnologica che scientifica, non viene completamente percepita a livello di Comunità Europea. Un motivo di questo è la comunicazione in lingua inglese che da sempre è un nostro tallone d'Achille.

Di cosa si occupa l'Educational and Training commitee dell'EFOMP del quale sei il chairman?

Questo comitato si occupa di identificare i contenuti della formazione dei MPE (n.d.r. *Medical Physics Expert*) e di promuovere corsi con particolare attenzione a rendere incisiva la scuola di

Praga di EFOMP per la formazione dell'MPE. Inoltre con il comitato ci occupiamo di fornire i CPD (n.d.r. *Continuing Professional Development*) per i paese che non hanno un accreditamento nazionale. Infine si propongono i *Policy Statement* sui problemi della formazione e si collabora con le diverse società scientifiche europee (ECR-ESR, ESTRO, EANM,...) attraverso attività comuni di formazione dell'MPE.

Tra i compiti della formazione in *Medical Physics* è da leggere la mia partecipazione, come unico rappresentante fisico (nominato da EFOMP), nel *Program Planning Committee* dell'ECR, congresso europeo di radiologia dove lavorano molti fisici nell'ambito della diagnostica per immagini.

Cosa ti porti dietro dall'esperienza all'EFOMP?

L'esperienza in EFOMP iniziata nel 2009, come Chairperson del Scientific Committee (fino al 2013), mi ha permesso di vedere i problemi complessi nella loro essenzialità e collocarli in un contesto più oggettivo. Attraverso l'esperienza di EFOMP ho costruito importanti legami internazionali che sono diventati indispensabili per il lavoro quotidiano della struttura complessa in cui lavoro.

Queste esperienze di cooperazione con le diverse società scientifiche dell'area radiologica (ESR-ECR, ESMRMB, ESTRO, EANM) mi hanno profondamente convinto che dobbiamo lavorare nella direzione di creare un'unica "casa dei Fisici Medici" in Europa. A tal proposito, si può prendere come esempio le positive esperienze di AIFM e AAPM che, in Italia e negli Stati Uniti, sono il riferimento delle problematiche di fisica in medicina per le altre associazioni mediche (RSNA, ASTRO, SBMMI).

EFOMP è spesso l'unico referente a livello europeo delle problematiche di Fisica Medica, ma se non è supportata dalle realtà nazionali, la capacità di impatto rischia di essere poco significativa. Pensiamo alla redazione delle nuove BSS (n.d.r. Basic Safety Standard): senza EFOMP e il prezioso lavoro di pochi fisici, la Direttiva avrebbe avuto un minor impatto nel lavoro della fisica applicata alla medicina.

Partendo dalla tua esperienza, come è possibile internazionalizzare le nostre collaborazioni lavorative e scientifiche?

Secondo me occorre fare molta attenzione alle novità scientifiche e tecnologiche che vengono introdotte nel campo della Fisica Medica. Solo attraverso contatti internazionali con i centri che lavorano nei settori della nostra vita professionale è possibile coglierne a pieno la novità e il possibile impatto nella clinica. Ritengo che la qualità della nostra professione possa avere grande giovamento dalla partecipazione a contesti internazionale e a gruppi di lavoro tematici che operano nelle diverse società scientifiche. In questi ultimi anni ho lavorato in EFOMP per la costituzione di alcuni gruppo di lavoro; recentemente, si è completata la stesura del gruppo di lavoro sulla mammografia (con la redazione di linee guida a disposizione della comunità internazionale <http://www.efomp.org/index.php/scientific-guidance-and-protocols>), si sta lavorando sulla CBCT, su linee guida internazionali in MRI e nel comitato DICOM WG28. In tali attività il contributo di fisici italiani è stato essenziale; ad esempio Gisella Gennari è stata la *leader* scientifica del gruppo mammo anche grazie a importanti lavori svolti insieme ad altri colleghi in Italia e Annalisa Trianni è la Chairperson del DICOM WG28 allo stesso livello del rappresentante dell'AAPM.

Ritengo infine che la comunità di Fisica Medica italiana ospedaliera sia tra le migliori in Europa considerando che abbiamo pochissime (anche se significative) collaborazioni di fisici medici universitari coinvolti in temi di punta dalla Medical Physics. Abbiamo delle eccellenze culturali e scientifiche (se pensi alla Scuola P.Caldirola, ai report AIFM, etc) le quali sono poco rilevanti a livello europeo per "limiti di comunicazione linguistica".

Che suggerimento puoi dare ai giovani Fisici Medici per aumentare il bagaglio culturale e scientifico personale in ambito internazionale?

Occorre partecipare alle conferenze internazionali, iscriversi a presentazioni web sui diversi temi della fisica medica realizzate da società scientifiche e società del settore. Occorre inoltre imparare a

scrivere in inglese le proprie attività professionali e scientifiche. Infine, occorre attivarsi in scambi e contatti internazionali con colleghi che lavorano nel nostro stesso settore professionale e scientifico e spingere le nostre strutture a partecipare a progetti consorziati di ricerca. Queste sono opportunità di miglioramento di qualità del nostro lavoro e di apertura di nuove opportunità di lavoro per i giovani Fisici Medici.

LA PUBBLICAZIONE DEL DOCUMENTO CONTENENTE LE NUOVE INDICAZIONI OPERATIVE DELL'INAIL PER LA GESTIONE DELLA SICUREZZA E DELLA QUALITÀ IN RISONANZA MAGNETICA

Francesco Campanella (fr.campanella@inail.it)

INAIL - Dipartimento di Medicina, Epidemiologia, Igiene del Lavoro ed Ambientale, Roma
Responsabile della Sezione Tecnico Scientifica di Supporto Tecnico al SSN in materia di Radiazioni

PREMESSA

In Italia, l'installazione e l'uso delle apparecchiature diagnostiche a Risonanza Magnetica (RM) sono regolati da un quadro normativo ormai vetusto, nel quale l'atto più recente è rappresentato dal D.P.R. 542/1994 con il quale sono stati codificati gli standard di sicurezza ancora vigenti.

Il profondo mutamento dovuto all'evoluzione scientifica e tecnologica che ha caratterizzato negli ultimi venti anni la diagnostica per immagini a scopo medico con tomografia RM (in particolare, utilizzando campi statici di induzione magnetica sempre più elevati, a cui si associano radiofrequenze e gradienti sempre più spinti che danno vita ogni giorno ad apparecchiature via via più sofisticate e performanti), si è purtroppo accompagnato ad un'inopportuna stasi normativa relativamente alle modalità di installazione e gestione in sicurezza dei tomografi, creando così una situazione dicotomica che ha generato livelli di rischio non sempre codificati, problematiche di carattere gestionale ed operativo piuttosto significative e un'inadeguatezza - anche solo parziale - delle soluzioni precedentemente adottate.

Nel 2004 l'ISPESL (ora INAIL, Dipartimento di Medicina, Epidemiologia, Igiene del Lavoro ed Ambientale) ritenne opportuno scrivere le prime "Indicazioni operative: procedure autorizzative e gestionali relative all'installazione ed uso di apparecchiature diagnostiche a risonanza magnetica", che hanno rappresentato il primo tentativo di standardizzare l'approccio alla materia. A distanza di dieci anni è parso doveroso elaborare per le medesime un aggiornamento, che tenesse conto dei profondi cambiamenti sopra introdotti e che si ponesse quale strumento utile per la comunità scientifica di settore, al fine di ispirare approcci gestionali e strategie prevenzionistiche più moderni - sempre nel rispetto degli standard sanciti nel 1994 - e finalmente bene allineati con gli attuali contesti operativi e, possibilmente, anche con quelli prossimi venturi.

Al centro dell'attenzione delle "Indicazioni Operative" 2015 – pubblicate on line dall'INAIL l'8 settembre u.s.

(<http://www.inail.it/internet/default/INAILcomunica/p/ListaPubblicazioni/index.html>) - come già avvenuto un decennio fa nelle precedenti Indicazioni operative, sono i ruoli e i compiti delle due figure professionali codificate negli standard come responsabili della sicurezza: il Medico Responsabile dell'attività dell'impianto (MR) e l'Esperto Responsabile della sicurezza (ER). È in particolare a loro e alle strutture sanitarie ove svolgono la loro attività che si rivolge la presente pubblicazione, proponendo una concezione di gestione complessiva, che affronta aspetti fortemente operativi, con l'obiettivo di rappresentare un valido ed efficace modello operativo di confronto senza tentare di imporre uno standard univoco.

Le "Indicazioni Operative" 2015 rappresentano quindi la logica evoluzione di quelle del 2004, arricchite e maturate non solo alla luce della intensa attività ispettiva svolta in questo decennio, ma anche e soprattutto grazie all'impegno profuso nelle attività di studio e di ricerca che l'INAIL ha sempre sostenuto ed incoraggiato, così fornendo lo stato dell'arte relativo alle conoscenze di tutte le problematiche di sicurezza ad oggi note per un tomografo di risonanza magnetica, con particolare attenzione alla progettazione dei siti RM e degli impianti di sicurezza ad esso asserviti.

Per tutto quanto non esplicitamente trattato nel presente documento, si rimanda a quanto già statuito con le Indicazioni operative del 2004 e con le successive pubblicazioni monografiche INAIL puntualmente richiamate nel testo.

L'auspicio degli autori è che il risultato finale possa consentire di sistematizzare un patrimonio di esperienza e di condivisione al quale l'intera comunità scientifica ha in tanti anni contribuito, nella convinzione che la sicurezza non debba essere percepita come un ostacolo da superare per lo svolgimento della propria attività, ma piuttosto come parte integrante di una strategia propedeutica allo svolgimento dell'attività stessa, utile, se correttamente perseguita, a facilitarne l'intera gestione.

L'obiettivo della pubblicazione dell'Istituto è quello di trasmettere non solo conoscenze tecniche e procedure operative, ma anche una conoscenza di più ampio spettro, indirizzandosi, oltre che ai responsabili della sicurezza sopra introdotti - quali principali attori in questo contesto - , a tutti i soggetti direttamente o indirettamente coinvolti nella gestione e nell'utilizzo delle apparecchiature dai datori di lavoro, alla direzione sanitaria, ai medici radiologi, ai medici specialisti non radiologi, fisici medici, ingegneri clinici, medici competenti e anche, a completamento, alle unità di personale afferenti all'Organo di vigilanza locale.

E' auspicabile inoltre che le indicazioni ivi riportate possano essere di ausilio ai Dipartimenti di Prevenzione delle Aziende Sanitarie Locali, i quali, in sinergia con l'INAIL, svolgono ai sensi dell'art.7 del già citato D.P.R. 542/1994 e dell'art.9 comma 6 lettera i) del D.Lgs. 81/2008 e s.m.i.

quelle attività di vigilanza e di controllo sulle quali l'INAIL intende perpetuare e rinnovare, anche con questo documento, il proprio impegno, al fine di vedere sempre garantita, sull'intero territorio nazionale, una uniforme e univoca applicazione degli standard di sicurezza normativamente vigenti.

INDICE DEL DOCUMENTO

Al fine di supportare il lettore nell'individuare le basi razionali che hanno ispirato il documento INAIL 2015, di seguito vengono pedissequamente riportate le voci relative all'Indice del documento medesimo.

INTRODUZIONE

PROCEDURE PER L'INSTALLAZIONE DI TOMOGRAFI A RISONANZA MAGNETICA

PROGETTAZIONE DI UN SITO DI RISONANZA MAGNETICA

Il sito RM

Caratteristiche e requisiti degli impianti di sicurezza

Garanzia di qualità e verifiche delle condizioni di sicurezza

REGOLAMENTO DI SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Protocollo di sicurezza

Misure di sicurezza per i lavoratori

Misure di sicurezza per i pazienti

Misure di sicurezza per i volontari sani

Misure per la sicurezza dei visitatori e degli eventuali accompagnatori

I RESPONSABILI DELLA SICUREZZA

Medico Responsabile dell'Attività dell'Impianto

Esperto Responsabile della Sicurezza

GLI ALTRI ATTORI DELLA PREVENZIONE IN RISONANZA MAGNETICA

Il Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione

Il Medico Competente

LA PET-RM

Percorso del paziente

Percorso dell'operatore

BIBLIOGRAFIA

GLOSSARIO

RIFERIMENTI NORMATIVI

APPENDICE 1

Valori-soglia di campo magnetico al di sopra dei quali si possono verificare malfunzionamenti di apparecchiature biomedicali e di supporto di dati

APPENDICE 2

Limite di esposizione per i lavoratori

APPENDICE 3

Limiti di esposizione dei pazienti, dei volontari sani e degli accompagnatori ai campi magnetici ed elettromagnetici utilizzati durante l'esame RM

APPENDICE 4

Anamnesi e consensi

ALLEGATO 1

Comunicazione di avvenuta installazione

ALLEGATO 2

Istituzione della nuova Sezione tecnico-scientifica di supporto tecnico al Servizio Sanitario Nazionale in materia di radiazioni

ALLEGATO 3

Gestione della banca dati delle installazioni RM

INTRODUZIONE ALLA LETTURA DEL DOCUMENTO

La presenza, all'interno di una struttura sanitaria, di apparecchiature diagnostiche a Risonanza Magnetica (RM) determina l'esistenza di una serie di rischi legati alle caratteristiche strutturali e tecnologiche dell'impianto stesso.

In particolare i rischi sono dovuti alla presenza di:

- un campo magnetico statico di intensità elevata sempre attivo (tranne che nei magneti resistivi);
- fluidi criogenici pressurizzati, nel caso di magneti superconduttori;
- un campo elettromagnetico a radiofrequenza (RF), con frequenza dipendente dall'intensità del campo magnetico statico, attivato nel momento di esecuzione degli esami;
- gradienti di campo magnetico necessari per la codifica spaziale del segnale RM, attivati durante le sequenze di acquisizione.

I potenziali scenari di rischio legati all'utilizzo di apparecchiature RM riguardano, pertanto, diverse categorie di persone coinvolte direttamente o indirettamente dall'attività diagnostica:

- i **pazienti**, ovvero i fruitori della diagnosi RM;
- le diverse tipologie di **lavoratori** che prestano servizio presso il sito RM, ovvero operatori sanitari, addetti alle pulizie, operatori della manutenzione, addetti al rabbocco dell'elio;
- i **visitatori**, ovvero persone che, a vario titolo, possono trovarsi ad accedere al sito RM e all'interno delle zone di rischio come, ad esempio, eventuali accompagnatori dei pazienti, ma anche il personale della struttura sanitaria che si trovi ad accedere al sito RM per particolari motivi (audit interni, verifiche ispettive, verifiche di qualità, iniziative di formazione, ecc.);
- i **gruppi critici di popolazione**, ovvero tutti coloro che all'interno e all'esterno della struttura sanitaria (aree limitrofe) possono essere, anche inconsapevolmente, interessati dalla presenza del tomografo RM, con particolare riferimento alla presenza di magneti superconduttori.

Il quadro normativo di riferimento vigente ha permesso di inquadrare, gestire e - ove possibile - prevenire i rischi specifici sopra evidenziati, nonché dettare delle regole di comportamento rivolte sia agli operatori direttamente interessati sia a tutti gli altri soggetti che indirettamente possono trovarsi coinvolti, consapevolmente o anche in modo inconsapevole.

In Italia, dopo una prima fase di sperimentazione normativa e conseguentemente gestionale, avviata con il D.M. 29/11/1985, la risonanza magnetica a scopo medico ha avuto un grande impulso fra il 1991 e il 1993, allorquando vennero emanati i DD.MM. 02/08/1991 e 03/08/1993, i cui contenuti, rispettivamente degli allegati 1 e 4 ed A e B, rappresentano i primi, e ad oggi i soli, standard di

sicurezza (requisiti minimi strutturali, tecnologici e organizzativi) così definiti dall'art. 2 del successivo D.P.R. 542/1994.

La definizione di “standard di sicurezza” ha un significato molto incisivo a livello normativo ovvero gli stessi rappresentano di fatto elementi imprescindibili ed indifferibili da garantire in via continuativa e permanente all'interno del sito RM, senza eccezione alcuna.

Nella Tabella 1 vengono riportati, per i vari riferimenti normativi specifici e sopra richiamati, gli articoli vigenti e quelli abrogati alla data di stampa della presente pubblicazione.

Tabella 1 - RIFERIMENTI NORMATIVI SPECIFICI IN RM		
Decreti	Articoli e allegati vigenti	Articoli abrogati
D.M. 29/11/1985	1, 2	3, 4, 5
D.M. 02/08/1991	Articolo 7, allegati da 1 a 6	1, 2, 3, 4, 5 e 6
D.M. 03/08/1993	Articoli 2, 4, 5, allegati A e B	1 e 3
D.P.R. 542/1994	Tutti gli articoli	-

Sebbene dal 1994 ad oggi sia profondamente mutato il contesto operativo nel quale la diagnostica RM si colloca all'interno delle strutture sanitarie, tali riferimenti normativi sono di fatto rimasti immutati e oggi non sono più così allineati con l'evoluzione tecnologica di settore. L'utilizzo di campi magnetici statici, campi elettromagnetici a radiofrequenza (RF) e gradienti di intensità sempre più elevati, a cui si associa la presenza di quantità sempre più elevate di elio liquido in caso di realizzazione di magneti superconduttori a medio ed alto campo, ma anche l'adozione dei sistemi di controcampo per il contenimento della Zona Controllata, rappresentano solo alcuni esempi dell'evoluzione tecnologica che ha connotato in questi anni il settore della RM portando ad una evoluzione dei fattori di rischio.

La complessità della situazione è amplificata ulteriormente dalla dicotomia fra il contesto normativo italiano e quello europeo, essendo quest'ultimo basato esclusivamente sul recepimento delle Direttive comunitarie applicabili e sull'adozione delle norme di buona tecnica internazionali riconosciute, contrariamente a quanto accade in Italia. Nel nostro Paese, infatti, esiste un sistema di riferimento (“standard di sicurezza”) molto rigido, cautelativo e dettagliato, tipicamente più restrittivo del modello europeo, che si accompagna alla definizione di un regime autorizzativo estremamente puntuale che, essendo stato codificato 20 anni fa, non tiene conto dei recenti sviluppi della tecnologia RM. Ciò premesso, e nonostante appaia quindi necessario intraprendere al più presto un rapido percorso di aggiornamento normativo, è opportuno evidenziare come l'Italia sia - nel contesto mondiale - un polo di avanguardia per quanto concerne la prevenzione degli incidenti e degli eventi anomali in RM, anche rispetto a Paesi molto sviluppati - in primis gli Stati Uniti - che

solo adesso stanno intraprendendo un percorso per la creazione di un sistema di prevenzione e protezione formalmente codificato all'interno di un sistema di regole che abbia valore di legge..

LE PRINCIPALI NOVITA' INTRODOTTE

Al fine di mettere in evidenza schematicamente i principali elementi di novità introdotti nelle indicazioni operative INAIL del 2015 rispetto alle precedenti ISPEL del 2004, di seguito sono riportati a tal riguardo i punti salienti:

- **La strutturazione del sito RM:** ottimizzazione degli spazi, procedure di gestione e labeling.
- Caratteristiche e requisiti degli impianti di sicurezza: il percorso dalla progettazione alla certificazione con particolare riferimento alla realizzazione e verifica del tubo di quench.
- **Il Regolamento di Sicurezza:** base razionale, obiettivi principali ed emergenze.
- **I Responsabili della Sicurezza:** il ruolo del Medico Radiologo, del Fisico Medico e delle altre professionalità da coinvolgere nel "safety team".
- **Il ruolo degli altri attori della prevenzione in risonanza magnetica:** il caso particolare del Medico Competente e del Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione.
- **La PET RM:** esigenze strutturali, identificazioni del percorso paziente e del percorso operatore, criteri di conciliazione fra i requisiti minimi della radioprotezione e le condizioni previste dalla normativa di riferimento per la risonanza magnetica.
- **Anamnesi e consensi:** si dedica al tema "anamnesi e consensi" in RM una lunga ed articolata appendice (la n.4), che è stata fra l'altro recepita integralmente dalla SIRM nel suo documento sui CONSENSI disponibile al link sotto indicato
http://www.sirm.org/component/docman/cat_view/78-documenti-di-riferimento?Itemid=135 .

E' in tal senso acclarato quindi in via definitiva, fra gli altri, che in calce al questionario anamnesi va apposto esclusivamente la firma del medico responsabile della prestazione diagnostica, essendo quella del paziente inserita al di sotto della formulazione del consenso informato, che va stampato auspicabilmente in modalità fronte retro rispetto al questionario stesso.

- **La Comunicazione di avvenuta installazione:** come prepararla al meglio evitando quelle lacune, errori ed omissioni che, sulla base di una approfondita analisi statistica condotta dall'Istituto, sono state individuate come quelle più frequentemente riscontrate negli ultimi anni.

Rapporto ISTISAN 15/9

Dispositivi cardiaci impiantabili attivi e risonanza magnetica: aspetti tecnologici, inquadramento normativo e modelli organizzativi

Antonella del Vecchio

Questo rapporto pubblicato nel mese di maggio 2015 dall'Istituto Superiore di Sanità, costituisce il tentativo di allineare la normativa italiana ormai più che obsoleta, alle direttive europee, mediante un documento che possa avere anche valenza medico-legale. Al di là della legge, infatti, si può provare che le prestazioni sanitarie sono svolte in modo corretto, qualora si dimostri che sono conformi alle indicazioni di linee guida e/o protocolli redatti in conformità alle più aggiornate indicazioni scientifiche. Sebbene quindi le linee guida delle società scientifiche non abbiano valenza normativa, tuttavia, rappresentando lo stato dell'arte ed il consenso della comunità scientifica, hanno valore nella valutazione delle decisioni cliniche.

In Italia il DM 2 agosto 1991, anteriore all'entrata in vigore delle Direttive Europee, vieta esplicitamente l'esecuzione di esami MRI in pazienti portatori di un qualsiasi tipo di dispositivo elettronico impiantato, affermando che :

“debbono essere esclusi da analisi RM persone portatrici di pacemaker cardiaco; altre protesi dotate di circuiti elettronici; preparati metallici intracranici o comunque posizionati in prossimità di strutture anatomiche vitali; clips vascolari o schegge in materiale ferromagnetico”.

La necessità di una normativa specifica o di un documento che la sostituisca diventa inderogabile: da una parte gli esami RM, grazie all'affinamento della tecnologia, si stanno ponendo come le indagini diagnostiche d'elezione per molte patologie e distretti anatomici; dall'altra l'incremento del numero di impianti di dispositivi cardiaci attivi e di pazienti che necessitano di tali impianti, rende necessaria la possibilità di estendere la possibilità di utilizzo di questa tecnica diagnostica.

Il problema di rendere compatibili RM ed impianti cardiaci è stato affrontato sia dalla comunità scientifica che dalle ditte produttrici che sono arrivate infine alla realizzazione di impianti PM/ICD ed elettrocateri detti MR-conditional, cioè compatibili con la RM in determinate condizioni di

utilizzo. I produttori sono tenuti a riportare nelle istruzioni che accompagnano il dispositivo, le condizioni nelle quali l'esecuzione di esami non comporta rischi per il paziente. Bisogna sottolineare che l'impianto è definito MR-compatibile solo se l'intero sistema (generatore di impulsi ed elettrocateri) lo è. Combinazioni di generatori e cateteri diverse da quelle etichettate come MR-compatibili, anche se i singoli componenti appartengono a sistemi MR-compatibili, non possono essere considerate tali.

Anche per i PM/ICD/ILR convenzionali (dispositivi per i quali il rischio associato all'esecuzione di esami in RM non è stato stimato dai fabbricanti), sebbene siano sempre stati ritenuti una controindicazione assoluta all'esecuzione degli esami RM, molti lavori scientifici hanno dimostrato che questa controindicazione deve essere considerata solo relativa e valutata di volta in volta tenendo in considerazione il rapporto rischio-beneficio per il paziente.

Linee guida per l'esecuzione di esami di RM in pazienti con dispositivi MR-compatibili

Gli esami RM in pazienti con dispositivi MR-compatibili devono essere preparati ed eseguiti attenendosi scrupolosamente alle indicazioni fornite dai fabbricanti che devono definire un insieme di condizioni d'utilizzo per i propri impianti che possono differire a seconda della ditta produttrice. Il rapporto ISTISAN suddivide tutte queste condizioni in 3 gruppi di cui si riassume il contenuto: condizioni relative al pacemaker/defibrillatore; condizioni relative allo scanner; condizioni relative al paziente ed alla struttura clinica.

1. Condizioni relative al pacemaker/defibrillatore

La documentazione che accompagna il dispositivo deve includere : le istruzioni per l'uso, il manuale utente, le brochure ed il materiale promozionale. I produttori devono inoltre indicare :

- tempo dall'impianto : tempo minimo prima del quale non è opportuno eseguire esami.
- regione dell'impianto : regioni di impianto ammesse in base ai risultati delle prove e valutazioni.
- soglia di stimolazione: la soglia massima ammissibile,
- impedenza elettrocateri : i rischi associati ai cateteri vengono valutati e minimizzati dai fabbricanti nel caso di cateteri integri. L'integrità viene garantita dal rispetto dei range di impedenza definiti dal fabbricante. Inoltre, anche in caso di catetere integro, un'impedenza di contatto al di fuori dei range ammessi potrebbe aumentare il rischio di una perdita di cattura durante l'esame dovuta al temporaneo riscaldamento della punta del catetere.
- programmazione : i PM/ICD MR-compatibile richiedono una programmazione specifica prima dell'esecuzione dell'esame, con modalità differenti per i vari fabbricanti.

L'attivazione della modalità specifica può avvenire attraverso il programmatore stesso oppure in modo automatico, e/o può richiedere l'intervento di un operatore sanitario o del paziente stesso.

- modalità di stimolazione : può essere lasciata al personale medico la scelta fra diverse strategie di stimolazione fra quelle ammesse. La decisione si basa sulla condizione clinica del paziente.
- polarità di stimolazione : Le correnti indotte sul catetere dipendono dalla polarità di stimolazione. In genere viene automaticamente impostata dalla modalità MR-compatibile, nella configurazione che il fabbricante ritiene idonea.

Esistono check-list riassuntive specifiche per ogni singolo modello predisposte dai fabbricanti al fine di agevolare il personale medico nel controllo e che possono inoltre prevedere distinzioni per ciò che è di pertinenza del radiologo e del cardiologo. Prima dell'esecuzione dell'esame è assolutamente necessario verificare che il sistema MR-compatibile sia in modalità MRI. È opportuno che tale verifica sia effettuata da un cardiologo con competenza di elettrostimolazione che, in caso di verifica negativa, deve informare il radiologo responsabile.

2. Condizioni relative alla apparecchiatura di risonanza magnetica

I PM/ICD/ILR vengono valutati e certificati per :

- specifiche tipologie di scanner e di bobine,
- specifici valori del campo magnetico statico (quindi non è possibile estendere le indicazioni d'uso a campi statici differenti, anche se minori),
- intensità del campo a radiofrequenza e massimo SAR ammesso (indicato nella documentazione di accompagnamento del dispositivo),
- massimo valore di intensità di variazione dei campi di gradiente (indicato nella documentazione di accompagnamento del dispositivo),
- durata dell'esame (alcuni fabbricanti pongono condizioni sulla durata massima della scansione e/o sul minimo intervallo temporale prima di eseguire nuovamente un esame RM),
- distretti anatomici (il fabbricante riporta le eventuali limitazioni in termini di posizionamento del FOV, oppure in termini di aree di inclusione o esclusione),
- intensità di variazione dei campi di gradiente (il limite è indicato dal fabbricante del PM/ICD/ILR. Il valore massimo dell'intensità di variazione dei campi di gradiente generata dallo scanner è indicato dal fabbricante dello scanner e nella maggior parte dei casi non supera il limite imposto per i PM/ICD/ILR)

3. Condizioni relative al paziente e alla struttura clinica

Prima dell'esecuzione degli esami devono essere valutati :

- Presenza di altri impianti / cateteri abbandonati : la presenza di altri impianti rappresenta un rischio non valutato ed è generalmente una controindicazione segnalata dai fabbricanti.
- Altre condizioni relative al paziente possono riguardare la statura corporea o la presenza di stati febbrili. Il fabbricante può aver individuato particolari condizioni fisiche del paziente che aumentano i rischi associati all'esame.
- Monitoraggio del paziente durante l'esame : i parametri vitali del paziente devono essere costantemente monitorati.
- Carrello di rianimazione : devono essere disponibili le dotazioni tipiche e personale qualificato per eseguire le manovre di rianimazione.

A questo punto il Rapporto ISTISAN suggerisce **possibili modelli organizzativi**.

Gli standard di sicurezza richiedono una struttura clinica dotata di opportune attrezzature, adeguate competenze professionali ed una attenta pianificazione.

È opportuno che la struttura clinica comprenda una unità di elettrofisiologia/elettrostimolazione, possieda competenze di ingegneria clinica e fisica medica, e sia in grado di gestire complicazioni cardiorespiratorie.

Sarebbe auspicabile che le strutture che intendono organizzare questo tipo di servizio identifichino e formino le risorse umane allo scopo dedicate, dotandosi di procedure specifiche e prevedendo sessioni di RM dedicate ai portatori di PM/ICD/ILR.

È opportuno che le strutture cliniche predispongano un addendum specifico al consenso informato per i portatori di PM/ICD/ILR MR-compatibile. Tale addendum deve informare il paziente che esiste un decreto ministeriale (DM 2 agosto 1991) che impone di escludere “da analisi RM persone portatrici di pacemaker cardiaco; altre protesi dotate di circuiti elettronici” e che il dispositivo PM/ICD/ILR impiantato nel paziente è stato certificato essere compatibile con esami di RM in determinate condizioni.

Il Regolamento di Sicurezza, che è il documento organizzativo delle attività all'interno del sito RM, dovrebbe essere aggiornato con disposizioni specifiche relativamente all'esecuzione di esami RM in pazienti con impianti MR-compatibili. Gli elementi essenziali del percorso decisionale e operativo dovrebbero essere:

- 1) Identificazione del paziente, prenotazione e programmazione dell'esame

la possibilità di eseguire l'esame RM deve essere accertata prima della prenotazione dell'esame stesso. I centri di prenotazioni dovrebbero prevedere un percorso/modalità di valutazione specifica attraverso l'identificazione di una struttura o di un referente in grado di verificare se sussistono le condizioni per eseguire l'esame. Le condizioni da verificare preliminarmente alla prenotazione dell'esame includono:

- Presenza di un sistema (generatore e cateteri) MR-compatibile;
- Assenza di altri dispositivi impiantati e/o abbandonati;
- Compatibilità del sistema MR-compatibile con la specifica apparecchiatura RM presente nella struttura;
- Altre condizioni relative alla zona dell'impianto ed alla data d'impianto, da identificare nella documentazione specifica del sistema MR-compatibile. Il radiologo, in qualità di medico responsabile della prestazione diagnostica, si deve coordinare con il cardiologo con competenza in elettrostimolazione, con il medico radiologo responsabile dell'attività dell'impianto, con il fisico medico esperto responsabile della sicurezza, con l'ingegnere clinico, ciascuno per le proprie competenze, acquisendo la rispettiva documentazione e garantendone la tracciabilità.

2) Firma del consenso informato

3) Programmazione del dispositivo : prima dell'esecuzione dell'esame è assolutamente necessario verificare che il sistema RM compatibile sia nella modalità appropriata indicata dal fabbricante (modalità MRI). È opportuno che tale verifica sia effettuata da un cardiologo con competenza di elettrostimolazione.

4) Esecuzione dell'esame

Il medico responsabile della prestazione diagnostica deve verificare che la scansione rispetti le condizioni specifiche del sistema MR-compatibile, in termini di:

- Configurazione delle bobine di trasmissione e ricezione
- SAR
- Intensità di variazione dei campi di gradiente
- Zone di esclusione
- Durata della scansione

Durante l'esecuzione dell'esame devono essere costantemente controllati i parametri vitali del paziente. È opportuno garantire la tracciabilità delle informazioni relative all'esame RM (SAR, gradienti, durata, ecc.), mediante l'archiviazione del report generato dallo scanner, anche nella documentazione clinica da consegnare al paziente.

5) Controllo post-scansione

Dopo l'esecuzione dell'esame è necessario verificare che sia ripristinata la modalità di stimolazione appropriata per il paziente e che il sistema MR-compatibile non abbia subito modificazioni in seguito all'esposizione ai campi EM generati durante la scansione. È importante che un cardiologo con esperienza di elettrostimolazione verifichi la corretta modalità di ripristino e di verifica dei parametri post-scansione, per ogni specifico impianto.

Esecuzione di esami RM in pazienti con dispositivi convenzionali

La presenza di un impianto convenzionale rappresenta un'importante controindicazione all'esecuzione degli esami. Tuttavia soprattutto per alcuni pazienti per i quali l'esame RM potrebbe avere un'importanza clinica fondamentale, è possibile effettuare un'analisi rischio beneficio prima di prendere una decisione.

Il livello di rischio dipende da molteplici fattori quali la tipologia del sistema impiantato, la zona e la data d'impianto, la dipendenza del paziente dal dispositivo e la conoscenza sul comportamento di quel particolare dispositivo in Risonanza Magnetica.

Ovviamente la stima dei rischi non è semplice; sono richieste competenze mediche fisiche e ingegneristiche per valutare i fattori che possono influenzare il livello di rischio per il paziente. Ogni caso deve essere valutato singolarmente coinvolgendo per quanto riguarda l'aspetto medico sia il radiologo responsabile della prestazione diagnostica, sia un cardiologo con esperienza in elettrostimolazione.

Anche in questo caso il Rapporto ISTISAN suggerisce **possibili modelli organizzativi**.

Oltre a quanto già riportato nel paragrafo precedente, nel caso si decida di procedere con l'esame, i passi da seguire sono elencati di seguito:

1) Valutazione rischio/beneficio e giustificazione dell'esame

Il radiologo in qualità di medico responsabile della prestazione diagnostica si deve coordinare con il cardiologo con competenza in elettrostimolazione, con il radiologo medico responsabile dell'attività dell'impianto, con il fisico medico esperto responsabile della sicurezza e con l'ingegnere clinico, ciascuno per le proprie competenze, acquisendo la rispettiva documentazione e garantendone la tracciabilità.

2) Consenso informato

Il paziente deve essere informato, in forma scritta, che esiste un decreto ministeriale (DM 2 agosto 1991) che impone di escludere "da analisi RM persone portatrici di pacemaker cardiaco e di altre protesi dotate di circuiti elettronici e che esistono dei rischi associati all'esecuzione dell'esame, evidenziando la possibilità di insorgenza di aritmie pericolose e l'eventualità di un danneggiamento

permanente del dispositivo tale da richiederne la sostituzione. Il consenso informato deve contenere il riferimento al fatto che nel caso specifico l'esame di RM comporta benefici diagnostici non ottenibili con metodiche alternative.

3) Esecuzione dell'esame

Durante l'esecuzione dell'esame devono essere costantemente controllati i parametri vitali del paziente, al termine è necessario verificare il corretto funzionamento del dispositivo, con particolare attenzione all'eventuale reset del dispositivo e a variazioni delle soglie di pacing e sensing

Novità ICRP e ICRU

di Nuccia Canevarollo



ICRP Pubblicazione 128 – *Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals : A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances.*

Il report fornisce un compendio delle attuali informazioni legate alle dosi da radiazioni a pazienti , insieme ai modelli biocinetici, ai dati dei coefficienti di dose agli organi e delle dosi assorbite dai tessuti, nonché le dosi efficaci, in seguito a somministrazione dei principali radiofarmaci, il tutto sulla base della Pubblicazione 60 dell'ICRP. Questi dati erano stati già compilati nelle Pubblicazioni 53 (del 1987), 80 (del 1998) e 105 (del 2008), con relativi emendamenti e correzioni. Nel report ci sono però informazioni nuove sul cloruro di rubidio marcato con Rb82 (radiofarmaco impiegato nella PET), sullo ioduro con I123, I 124, I 125, e I 131, sull' FPCIT marcato con I123 (più noto come Datscan, impiegato negli studi SPECT della malattia di Parkinson) .

I coefficienti di dose pubblicati nel report saranno superati dai valori calcolati usando i nuovi fantocci di riferimento per adulto e pediatrico dell'ICRU/ICRP e la metodologia indicata nella Pubblicazione 103 (ICRP 2007). I dati riportati nel report si intendono per applicazioni di diagnostica medico-nucleare e non per applicazioni terapeutiche.

ICRP Pubblicazione 129 – *Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)*

L'obiettivo di questa pubblicazione è di offrire una guida di radioprotezione nella nuova tecnologia della tomografia Cone Beam (CBCT). Le pubblicazioni 87 e 102 hanno trattato della problematica della dose paziente nella CT e nella CT multidetettore. La nuova applicazione CBCT e gli aspetti di radioprotezione associati sono sostanzialmente differenti. L'idea che la CBCT comporti livelli di dose più bassi era vera solo nelle prime applicazioni, ma ora essa è applicata ampiamente da specialisti che hanno poca o nessuna formazione di radioprotezione. La pubblicazione rivolge le sue raccomandazioni sulla gestione della dose a differenti *stakeholder* e copre vari aspetti quali i principi di radioprotezione, la formazione e il controllo di qualità.

E' bene che siano ampiamente disponibili e diffusi consigli sull'uso appropriato della tecnica, sottolineando l'importanza dell'ottimizzazione della protezione, in particolare con l'uso di nuove caratteristiche delle apparecchiature. I produttori dovrebbero standardizzare la visualizzazione delle dosi in modo da facilitare l'ottimizzazione e il confronto delle performance. Sfide ulteriori alla radioprotezione si presentano quando nella stessa procedura CBCT si usa sia la fluoroscopia che la tomografia. Si devono stabilire metodi standardizzati per tracciare e registrare le dosi al paziente durante queste procedure.

Le raccomandazioni della pubblicazione potranno evolvere in futuro con l'evoluzione delle apparecchiature e delle applicazioni. Come per precedenti pubblicazioni, la Commissione auspica che i professionisti delle immagini, i fisici medici, i produttori useranno le linee guida per implementare il principio di ottimizzazione della protezione di pazienti e operatori con l'obiettivo di mantenere le esposizioni *as low as reasonably achievable*, tenendo conto dei fattori economici e sociali e consistenti con il risultato medico necessario.



*International Commission on
Radiation Units and Measurements, Inc.*

Coming Soon

Measurement and Reporting of Radon Exposures

Si anticipano in questa rubrica solamente i due obiettivi del report in preparazione, il cui abstract verrà riportato ad avvenuta pubblicazione.

Il primo obiettivo è di offrire le informazioni su come misurare il radon, coprendo le tecniche di misura di radon in aria e acqua, con i sistemi di rivelazione disponibili e le più appropriate strategie di misura in funzione dell'obiettivo della campagna di misura.

Il secondo obiettivo è come interpretare e riportare i risultati delle misure, le incertezze associate, e le stime dosimetriche che ne risultano.

Le Scuole di Specializzazione in Fisica Medica

Domenico Lizio*

* Rappresentante Nazionale Specializzandi AIFM

La formazione dei futuri fisici medici è un punto essenziale per la nostra Associazione. Nell'ultimo anno, le scuole di specializzazione in fisica medica hanno subito un'importante riforma sulla durata legale, comportando l'instaurazione di un nuovo piano di studi ridotto a tre anni anziché quattro. Con ciò si è voluto anticipare l'immissione di neo specialisti sul mercato del lavoro pur garantendo la bontà della loro preparazione. Infatti il Decreto Ministeriale 68 del 04 Febbraio 2015, emanato dal Ministero dell'Istruzione Università e Ricerca (MIUR) in concerto con il Ministero della Salute (MS), modifica il precedente DM del 1° Agosto 2005 inserendo anche la Scuola di Specializzazione di Fisica Medica (non medica) tra le altre specialità mediche destinarie al riassetto così da uguagliare la durata legale alle corrispondenti scuole di specializzazione europee. Ad oggi, le scuole hanno attivato il nuovo piano di studi consentendo agli studenti, individuati dal DM 68/2015, di poter optare per la riduzione di un anno della durata del loro percorso formativo.

L'ingresso della nostra scuola insieme alle scuole ad accesso medico, faceva ben sperare sulla equiparazione in toto degli specializzandi non medici ai medici ed in particolare, sulla possibilità di ottenere dei contratti di formazione, forti dell'ultima sentenza del Consiglio di Stato del 17 Dicembre 2013. Quest'ultima, come ricordiamo, aveva ordinato il MS, di concerto con il MIUR e con il Ministero dell'Economia e delle Finanze (MEF), di assumere le determinazioni di cui agli articoli 8 della Legge n. 401 del 29 dicembre 2000, e 35 del Decreto Legislativo n. 368 17 Agosto 1999 (riconoscimento delle borse di studio e individuazione del contingente globale degli specializzandi, rispettivamente) entro il termine di 90 giorni, nominando contestualmente un commissario ad acta il Sottosegretario di Stato alla Presidenza del Consiglio dei Ministri o suo delegato. A giugno del 2015, dopo un anno e mezzo dalla sentenza, il commissario ad acta decreta la determinazione del contingente globale di specialisti biologi, chimici, e fisici (n. 3 posti) da formare per tipologia di specializzazione (art. 35 D.Lgs 368/1999) relativamente alla regione Veneto (regione di appartenenza dei ricorrenti). Però, considerato che l'applicazione dell'art. 8 della Legge 401/2000, nella parte in cui fa riferimento alla ripartizione annuale delle borse di studio nell'ambito delle risorse già previste, ha, fra le altre implicazioni, anche quella di imporre, per salvaguardare i saldi di finanza pubblica, una limitazione alle possibilità formative degli aspiranti ai corsi e, volendo garantire l'accesso ai corsi da parte degli aspiranti specializzandi, la Conferenza dei Servizi, indetta dal Commissario, ha ritenuto di escludere il riconoscimento di una borsa di studio, in ragione del fatto che la Sentenza fa comunque salva ogni valutazione di merito da parte delle

Amministrazioni Statali coinvolte. In poche parole, si determina il fabbisogno formativo ma non si dà atto al riconoscimento di una borsa di studio per via di mancanza di risorse finanziarie salvo valutazioni aggiuntive da parte delle Amministrazioni coinvolte (MIUR, MS, MEF, singole Università). A tal riguardo il MIUR fa notare che una eventuale decisione di destinare risorse del Fondo sanitario alla formazione specialistica dei non medici finalizzate all'assunzione di tali figure nell'ambito del Sistema Sanitario Regionale, a discapito della formazione dei medici specialisti, non può spettare al MIUR poiché andrebbe ad incidere su aspetti assunzionali di stretta pertinenza del SSN e non già sul Sistema Universitario.

Da ciò si intuisce come si è rimasti bloccati in mezzo al guado. Probabilmente il MEF e il MS dovranno esprimersi a riguardo. Ma tutto tace.

Parallelamente ai lavori del Commissario ad acta, il 7 Maggio 2015 viene sancito dalla Conferenza Stato-Regioni l' "Accordo per la determinazione del fabbisogno di medici specialisti da formare per il triennio accademico 2014/2017 e del fabbisogno di specialisti non medici". Dalle tabelle allegate allo schema di accordo, si evince un fabbisogno di 89 fisici per l'A.A. 2014/15, 89 per l'A.A. 2015/16 e infine di 88 fisici per l'A.A. 2016/17. Con tale accordo si ottempera all'art. 35 comma 1, del DLgs 368/1999 prevedendo, entro il 30 giugno del terzo anno del precedente triennio di previsione, che il MS di concerto con il MIUR e MEF, sentita la Conferenza Stato-Regioni, determini il numero globale degli specialisti da formare annualmente per ciascuna tipologia di specializzazione.

Fin qui, tutto sembra far sperare nell'immediata pubblicazione dei bandi di accesso alle scuole e con numeri maggiori rispetto agli scorsi anni (89 specializzandi rispetto ai, mediamente, 52 l'anno).

Ed invece, purtroppo, tutto rimane fermo in attesa di una nota ministeriale che consenta di emanare i bandi. Ciò è dovuto, principalmente, al recupero di risorse finanziarie al fine di procedere con la stipula dei contratti di formazione. Inoltre, si è in una fase di studio sui costi di eventuali ricorsi che potranno venire alla luce.

Inoltre, l'annoso problema bandi per i non medici è entrato, anche, a far parte della sensibilità dei Rettori delle Università italiane, che si sono ritrovati costretti a negare possibili volontà autonome di bandire poiché responsabili di qualsiasi eventuale provvedimento. Per cui, durante l'ultima Conferenza dei Rettori delle Università Italiane (CRUI) si è deciso di nominare il Rettore dell'Università di Palermo intermediario con il Ministro.

In questa situazione di stallo, ci si avvia rapidamente alla scadenza dell'Anno Accademico 2014/'15 (31 ottobre 2015) che comporterà il secondo ed inevitabile blocco all'accesso delle scuole e, di conseguenza, all'addio degli 89 posti previsti dall'Accordo Conferenza Stato-Regioni per l'anno in corso! Tradotto, significa che per gli anni 2017 e 2018 non ci saranno neo specialisti in fisica medica.

Si attende una svolta per consentire ai laureati in fisica di poter accedere alle scuole di specializzazione, dunque, per formare nuovi fisici medici.

ABSTRACT

Comparative Analysis of Cadmium Zincum Telluride Cameras dedicated to Myocardial Perfusion SPECT. A Phantom Study.

LIZIO Domenico

Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Università degli Studi di Torino
Azienda Ospedaliera Universitaria “Maggiore della Carità” – Novara

INTRODUCTION. Single photon emission computed tomography (SPECT) myocardial perfusion imaging (MPI) remains an accepted standard for the detection and quantification of significant myocardial ischaemia and has been shown to be a strong prognostic indicator of the risk for adverse cardiac events.

The information provided by MPI can diagnose coronary disease with high sensitivity, stratify risk, guide patient management, and control costs. However, there is growing concern regarding the radiation burden of MPI can be as high as 40 mSv. Moreover, a SPECT MPI examination can be a lengthy procedure, requiring also a presence in a Medicine Nuclear department for 2-4 hours, these concerns may have contributed in some practice settings to question the use of MPI and substitution of other testing modalities such as echocardiography or can CT angiography.

Conventional Anger SPECT (A-SPECT) cameras typically have 2 large thallium-doped sodium-iodide (NaI(Tl)) crystal detectors that are coupled to arrays of photomultiplier vacuum tubes and are used with low-energy, high-resolution collimators. These traditional cameras detect less than 0.02% of photons.

Recently, two direct-conversion cadmium-zinc-telluride (CZT) detector cameras have become available: the D-SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea Israel) and Discovery 530c (D530c, GE Healthcare, Haifa Israel). These systems enhance the sensitivity of count detection enabling the reduction of scan times and/or tracer activity by using very different technologies: 9 mobile columns of CZT detectors with wide parallel-hole collimators for D-SPECT and 19 fixed CZT detectors with multipinhole collimators for the D530c.

Several studies have been published since CZT cameras were implemented in the clinical practice.

The aim of this work of thesis was to characterize the relative performances of the above mentioned CZT cameras over a wide range of acquisition count statistics, using an anthropomorphic phantom and selected physical figures of merit for the image evaluation. The application of attenuation correction was also studied with the D530c.

MATERIAL AND METHODS. For each camera, two sets (with and without a simulated transmural defect (TD)) of scans were acquired starting from the in-vivo standard count statistics in the left ventricle (LV). Other two acquisitions corresponding to 150% and 50% of the reference count statistics were acquired.

The flow-chart of the phantom study protocol at each center is summarized in Figure 1. After phantom acquisitions and image reconstruction, image quality evaluation and statistical analysis were performed at a core laboratory.

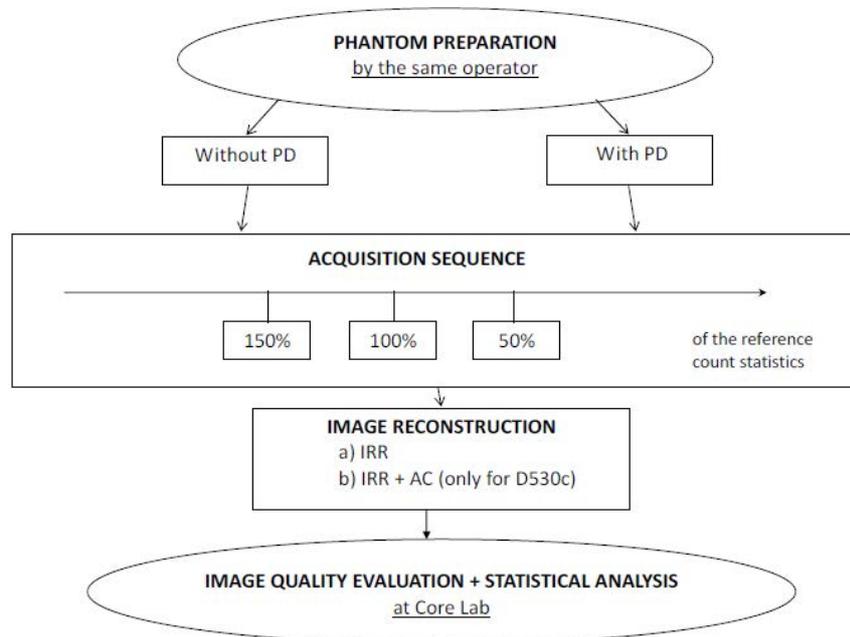


Figure 1. Flow-chart of the phantom study protocol. TD, transmural defect; IRR = Iterative Reconstruction with resolution recovery; AC attenuation correction.

After reconstruction, all image sets were sent to a core laboratory for processing using the following five physical figures of merit, associated to images quality in cardiac SPECT:

1. LV wall thickness;
2. Sharpness index;
3. Contrast between LV wall and inner chamber;
4. Contrast-to noise ratio
5. TD contrast with LV wall.

RESULTS. D-SPECT showed a lower LV wall thickness, a superior contrast between LV wall and the inner cavity and an inferior sharpness than D530c. No significant differences were found in terms of TD contrast or CNR. No significant differences were observed in CNR when moving from the reference level of count statistics down to 50% or up to 150% of the counts acquired on the LV.

An example of the reconstructed image sets (best short axis slices for TD phantom) for the two cameras and a relative level of count statistics of 100% and of 50%, is reported in Figure 2.

The detailed comparison between the statistical results for the five physical indexes used in this study to evaluate image quality in relation to scanner/software combination and relative level of count statistics are reported in Table 1

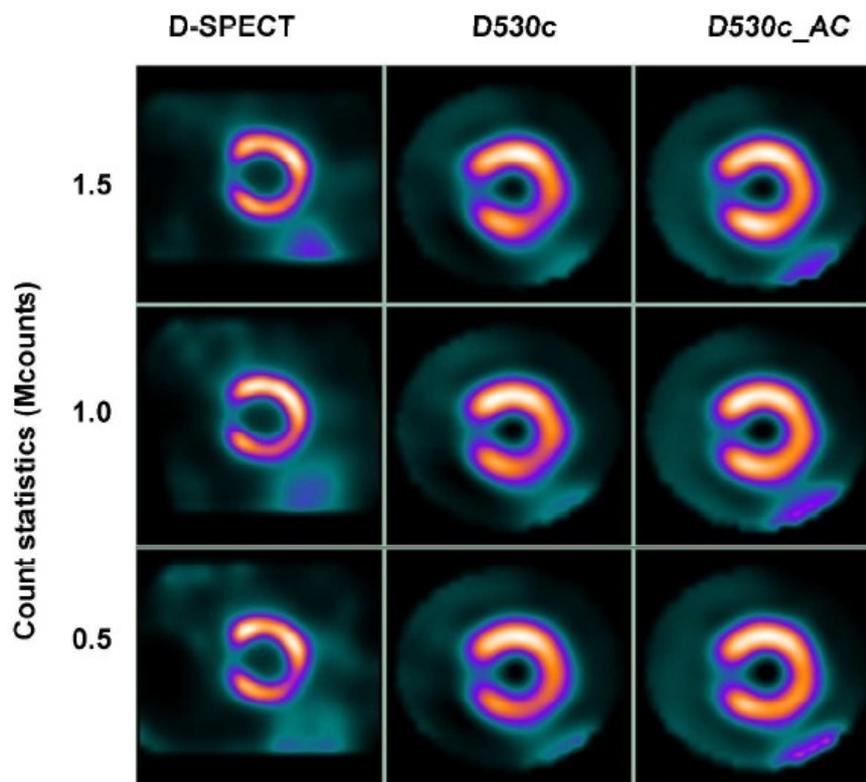


Figure 2. The transaxial slices of the TD phantom acquired with the D_SPECT (left column), the D530c (central column) and D530C_AC (right column) for count statistics of 1.5, (upper row), 1 (central row) and 0.5 Mcounts (lower row), are shown.

Main Effect	Description	Thickness of	Sharpness	C_{IC} (%)	CNR	C_{TD} (%)
		LV wall (mm)	Index (cm^{-1})			
Scanner/ software	D-SPECT	13.6±0.7	0.56±0.02	80.9±3.2	4.4 ± 0.9	59.3 ± 4.6
	Discovery 530c	19.6±1.3	0.66±0.04	83.9±5.8	4.5 ± 0.7	55.8 ± 5.9
	Discovery 530c-AC	19.6±1.1	0.69±0.01	84.5±3.5	4.8 ± 0.8	56.1 ± 2.8
<i>ANOVA: p value</i>		< 0.0001*	< 0.0001*	0.25	0.41	0.11
Study count statistics	1.5 Mcounts	17.6 ± 2.9	0.63±0.06	78.5 ± 5.7	5.0 ± 0.7	57.9 ± 4.4
	1.0 Mcounts	17.7 ± 3.1	0.63±0.07	79.6 ± 5.2	4.5 ± 0.7	57.7 ± 4.8
	0.5 Mcounts	17.5 ± 3.1	0.64±0.05	80.5 ± 5.1	4.2 ± 0.9	56.1 ± 5.3
<i>ANOVA: p value</i>		0.67	0.62	0.59	0.018*	0.57

Table 1. Results for the five physical indexes used in this study to evaluate image quality in relations to scanner/software combinations and count statistics.

CONCLUSIONS. The two analyzed SPECT systems, although based on the same detectors (semiconductor CZT detectors), are inherently different in both the geometry of data acquisition as well as in the image reconstruction algorithms.

In clinical conditions and using the reconstruction parameters currently recommended for the clinical routine, our results show that these different characteristics lead to significantly different results, mainly in the LV wall thickness. No significant differences were found in the contrast between the myocardial wall and the inner cavity or the contrast on the transmural defect. The application of the attenuation correction to the D530C system, does not lead to any improvement in any of the figures of merit considered. However, these results were obtained with a phantom whose dimensions reproduce a patient with normal weight, and do not necessarily apply to overweight or obese patients.

The lack of significant differences in the considered parameters along the range of count statistics explored, combined with the increased sensitivity of these systems (4 fold for the D530c to 7 fold for the D-SPECT) in comparison to a conventional Anger camera, seems to indicate that there is still the possibility for a further reduction in the injected activity and/or the acquisition time, in order to improve patients' comfort and contain both patients' and operators' radiation exposure.

BIBLIOGRAPHY

- BOCHER M, BLEVIS IM, TSUKERMAN L, SHREM Y, KOVALSKI G, VOLOKH L. A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37:1887–1902.
- GAMBHIR SS, BERMAN DS, ZIFFER J, NAGLER M, SANDLER M, PATTON J, *et al.* A novel high-sensitivity rapid acquisition single-photon cardiac imaging camera. *J Nucl Med*. 2009;50:635–643.
- HERZOG BA, BUECHEL RR, KATZ R, BRUECKNER M, HUSMANN L, BURGER IA, *et al.* Nuclear myocardial perfusion imaging with a cadmium-zinc-telluride detector technique: optimized protocol for scan time reduction. *J Nucl Med* 2010, 51:46–51.
- DUVALL WL, SWEENEY JM, CROFT LB, BARGHASH MH, KULKARNI NK, GUMA KA, *et al.* Comparison of high efficiency CZT SPECT MPI to coronary angiography. *J Nucl Cardiol*. 2011;18:595–604.
- BUECHEL RR, HERZOG BA, HUSMANN L, BURGER IA, PAZHENKOTTIL AP, TREYER V, *et al.* Ultrafast nuclear myocardial perfusion imaging on a new gamma camera with semiconductor detector technique: first clinical validation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37:773–778.
- IMBERT L, POUSSIER S, FRANKEN PR, SONGY B, VERGER A, MOREL O, *et al.* Compared performances of high sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *J Nucl Med* 2012;53:1898-1903.
- PATTON JA, SLOMKA PJ, GERMANO G, BERMAN DS. Recent technologic advances in nuclear cardiology. *J Nucl Cardiol*. 2007;14:501–513.

ABSTRACT

IMPLEMENTAZIONE DELL'IMRT DELLA MAMMELLA CON METODO STEP AND SHOOT PRESSO IL PRESIDIO OSPEDALIERO SAN GIOVANNI ANTICA SEDE

Laura Gianusso

Direttore: Prof. Roberto Cirio

Università degli Studi di Torino

Relatore: Dr. Ugo Nastasi

Scuola di Specializzazione in Fisica Medica (A.A. 2013-2014)

Azienda Ospedaliera Città della Salute e della Scienza di Torino, Presidio San Giovanni Antica Sede

INTRODUZIONE. Il tumore alla mammella è il più frequente nelle donne [1] e il suo trattamento è uno dei più comuni in radioterapia. L'incidenza di questo tipo di patologia presso il Presidio ospedaliero San Giovanni Antica Sede di Torino è del 49% con circa 500 pazienti all'anno.

La tecnica d'irradiazione è sempre stata di grande interesse, sia per la forma complessa del tessuto mammario sia per la presenza di strutture critiche adiacenti, tanto che, pur rimanendo valide le tecniche convenzionali, le modalità di trattamento radioterapico sono sempre in evoluzione per i casi più complicati.

Il trattamento convenzionale consiste nell'irradiare la mammella con due fasci di fotoni tangenti, uno entrante medialmente, con il lato più profondo in vicinanza della linea mediale dello sterno, e l'altro opposto al primo. Al fine di omogeneizzare la distribuzione di dose nel target o PTV (Planning Target Volume) si usano filtri a cuneo che compensano la curvatura del contorno. Tuttavia, non è raro trovare delle disomogeneità, che in qualche caso possono arrivare anche al 20%, la cui riduzione può essere raggiunta con tecniche di trattamento più evolute come la radioterapia ad intensità modulata (IMRT). In questo lavoro di tesi, è stata implementata clinicamente la tecnica IMRT statica, di tipo 'step and shoot' per la terapia della mammella avendo come obiettivi:

1. l'esecuzione di un piano di cura che riuscisse ad erogare la dose di prescrizione al volume bersaglio e al tempo stesso a risparmiare il più possibile gli OARs e i tessuti sani circostanti;

2. l'individuazione di una tecnica IMRT che fosse il giusto compromesso tra gli obiettivi dosimetrici suddetti e il tempo di esecuzione del trattamento;
3. il confronto tra la tecnica IMRT 'Inverse Planning' e la tecnica 'Forward Planning'.

MATERIALI E METODI. La radioterapia ad intensità modulata (IMRT) è una tecnica avanzata di terapia conformazionale che, variando spazialmente e/o temporalmente la fluena dei fasci radianti, permette di modellare tridimensionalmente le distribuzioni di dose per adattarle a volumi tumorali di forma complessa. Con essa si riesce ad ottenere, in generale, una migliore copertura del target e/o un miglior risparmio dei tessuti sani, rispetto alle tecniche convenzionali. Le modalità di realizzazione dell'IMRT, tutte basate sull'utilizzo del collimatore multi-lamellare (MLC) per modulare la fluena, sono molteplici e vengono comunemente suddivise in tecniche di tipo statico e rotazionale, prendendo come riferimento il movimento dello stativo durante l'erogazione. Per questo progetto è stato utilizzato un acceleratore Elekta Precise in grado di erogare trattamenti statici di tipo 'step and shoot' (le lamelle si muovono solo quando il fascio è 'off' creando una sequenza di segmenti d'irradiazione).

Per quanto riguarda le pianificazioni IMRT sono possibili due metodi:

1. 'Forward Planning' (FP);
2. 'Inverse Planning' (IP).

Nel FP la modalità di irradiazione viene definita manualmente dal fisico procedendo per tentativi successivi fino a quando la distribuzione di dose non risulta ottimale. In quella inversa, invece, il fisico sceglie solo la modalità d'irradiazione e gli obiettivi clinici espressi in forma di priorità; quindi il Treatment Planning System (TPS) calcola la fluena e cerca di ottimizzare la segmentazione dei fasci, con lo scopo di arrivare alla soluzione che meglio soddisfa gli obiettivi prefissati. L'IMRT FP, dopo i campi con cuneo, è la forma più semplice di intensità modulata e, nella mammella, consiste nell'aggiungere ai due campi tangenti, uno o due segmenti, i cosiddetti 'field in field' (FF), la cui geometria e peso viene ottimizzata dall'esecutore del piano di cura in modo da risparmiare gli OARs e ridurre al massimo i punti caldi [2,3]. Quando la geometria del volume bersaglio è complessa, per ottenere una conformazione ottimale al target è necessario introdurre un maggior numero di segmenti e la pianificazione diretta diventa estremamente complicata. In questi casi si ricorre alla pianificazione inversa che può essere eseguita in forma ibrida o come IMRT-*pura*.

Nell'IMRT-*ibrida*, la fase di ottimizzazione è preceduta da due campi tangenti aperti (calcolati in 3DCRT) che vengono usati come 'pre-treated' nell'IMRT IP [4]. Nell'IMRT-*pura* invece la pianificazione è totalmente inversa.

Nell'Ospedale San Giovanni antica sede di Torino, il trattamento con FF era già in uso nella pratica clinica dal 2006 mentre non si disponeva ancora nella routine dell'IMRT IP per la mammella. Questo lavoro era perciò finalizzato all'implementazione clinica di tale modalità di trattamento.

La tecnica FF, viene utilizzata in alternativa ai due campi tangenti quando questi non danno risultati accettabili e nella maggioranza dei casi, fornisce una soddisfacente conformazione della dose al target e il rispetto dei constraints agli OARs. L'inverse planning è stata sviluppato solo per quei casi in cui anche la tecnica FF fallisce. I criteri di selezione per le pazienti candidate all'IMRT IP sono:

- torace con sterno rientrato (pectus excavatum);
- conformazione anatomica particolare della paziente che comporta un'eccessiva irradiazione degli OARs;
- mammella voluminosa;
- linfonodi mammari interni e mediastinici coinvolti dalla malattia;

I piani di cura sono stati eseguiti con il TPS Oncentra Masterplan (Nucletron).

La tecnica IMRT è stata implementata sia per il trattamento esclusivo della mammella sia per quello dei linfonodi. Per la terapia esclusiva della mammella, senza linfonodi coinvolti dalla malattia, i piani di cura sono stati eseguiti usando 4 tecniche:

1. IMRT 'Forward Planning';
2. IMRT 'Inverse Planning-Ibrida';
3. IMRT 'Inverse Planning-pura' con 4 campi (2 mediali e 2 laterali);
4. IMRT 'Inverse Planning-pura' con 5 campi (2 mediali + 2 laterali + 1 anteriore).

Per il piano di cura che prevedeva anche l'irradiazione dei linfonodi mediastinici e sovraclaveari, abbiamo usato una tecnica IMRT pura a 6 campi, che è stata confrontata con quella tradizionale a pianificazione diretta.

RISULTATI E DISCUSSIONE. Nel periodo Dicembre 2014 - Giugno 2015 sono state selezionate 5 pazienti per le quali sono stati eseguiti piani di cura 'Inverse Planning'. Dei casi studiati 4 sono per il trattamento di mammella e letto operatorio mentre un caso riguardava l'irradiazione della mammella destra + linfonodi sovraclaveari e mediastinici.

Per ogni piano di cura abbiamo calcolato l'indice globale di conformazione (Conformality Number CN) per valutare la conformazione della dose attorno al PTV:

$$CN = \frac{V_{t,ri}}{V_{ri}} \cdot \frac{V_{t,ri}}{V_t},$$

dove $V_{t,ri}$ è il volume di target coperto dall'isodose di riferimento; V_{ri} il volume racchiuso dall'isodose di riferimento e V_t il volume di target.

Per confrontare le 4 tecniche studiate per il trattamento esclusivo della mammella, abbiamo associato un peso ai valori di CN ottenuti per ciascun piano di ciascuna paziente: 4 per il valore più alto, 1 per quello più basso (valori riportati negli istogrammi sottostanti per i PTVs). Dai grafici ottenuti risulta che tutte le tecniche IP sono migliori della FP sia nella mammella che nel Boost perché hanno un punteggio complessivo del CN più alto. Per quanto concerne gli OARs i risultati sono riportati nella tabella 1.

Per il trattamento di mammella+linfonodi mediastinici e sovraclaveari i maggiori vantaggi dell'IP sono riscontrabili nella $V_{95\%}$ ricevuta dai linfonodi mediastinici con 82.4% nell'IP contro 32.9% nel FP e nel netto risparmio del polmone omolaterale ($V_{20}=32.6\%$ contro 52.2% nel FP).

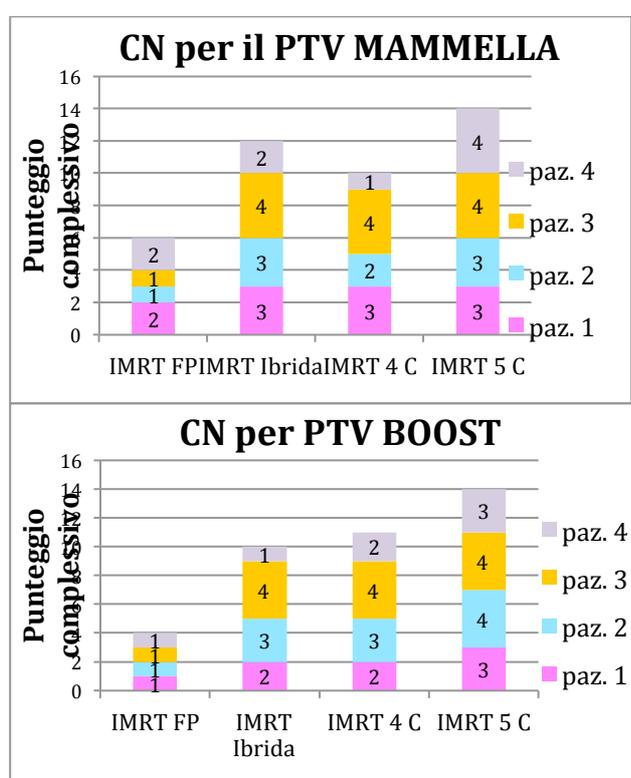


Figura 1. Istogrammi riassuntivi degli indici CN calcolati per il PTV mammella e per il PTV letto operatorio.

OAR	IMRT FP	IMRT IBRIDA	IMRT 4 CAMPI	IMRT 5 CAMPI
POLMONE OML $V_{20Gy} (<20\%)$	15.1	16.0	16.2	19.1
CUORE $V_{5Gy} (<20\%)$	10.4	24.6	25.4	24.7
$V_{10Gy} (<15\%)$	6.4	10.7	9.4	7.8
$V_{20Gy} (<10\%)$	4.7	4.3	4.2	3.8
$V_{30Gy} (<5\%)$	3.6	2.4	2.2	1.7
POLMONE CTL $V_{5\% DOSE}$	0.4	0.4	0.3	23.7
MAMMELLA CTL $V_{5\% DOSE}$	1.7	0.8	0.7	1.0

Tabella 1. Confronto delle caratteristiche dosimetriche (valori medi) per le varie tecniche per il trattamento esclusivo della mammella.

OAR	IMRT FP	IMRT 6 CAMPI
POLMONE OML V_{20Gy}	52.2	32.6

POLMONE CTL V5% DOSE	4.8	98.8
MAMMELLA CTL V_{10%} DOSE	1.2	1.7

Tabella 2. Confronto delle caratteristiche dosimetriche tra le tecniche per il trattamento della mammella + linfonodi sovraclavari e mediastinici.

CONCLUSIONI. Il lavoro svolto ha permesso di implementare clinicamente la tecnica IMRT ‘inverse planning’ per il trattamento della mammella presso il Presidio ospedaliero San Giovanni Antica Sede.

Malgrado il numero di pazienti arruolate sia ancora troppo basso per fornire dei risultati certi, si possono cominciare a trarre alcune conclusioni che, per essere confermate, avranno bisogno di una statistica più robusta e di un’analisi completa man mano che si procederà con il reclutamento di nuove pazienti. Dall’analisi dei dati risulta una migliore conformazione (CN) per le tecniche IMRT ‘Inverse Planning’, in particolare con la tecnica a 5 campi. Nel trattamento della mammella + linfonodi l’IMRT a 6 campi fornisce una copertura migliore sui linfonodi e un maggior risparmio del polmone omolaterale rispetto alla FP.

BIBLIOGRAFIA

- [1] ‘I numeri del cancro 2014’, AIRTUM e Associazione Italiana di Oncologia Medica (AIOM).
- [2] A. Morganti, ‘Forward planned intensity modulated radiotherapy (IMRT) for whole breast postoperative radiotherapy. Is it useful? When?’, Journal of Applied Clinical Med.Phys.Vol 12, No 2 (2011).
- [3] J.S.Herrich, ‘A comprehensive clinical 3D dosimetric analysis of Forward Planned IMRT and conventional wedge planned techniques for intact breast radiotherapy’, Med. Dosim. Vol.33:1,62-70 (2008).
- [4] A.Michalski, ‘A dosimetric comparison of 3D-CRT, IMRT ,and static tomotherapy with an SIB for large and small breast volumes’, Medical Dosimetry, 39(2014) 163-168.
- conventional wedge planned techniques for intact breast radiotherapy’, Med. Dosim. Vol.33:1,62-70 (2008).
- [4] A.Michalski, ‘A dosimetric comparison of 3D-CRT, IMRT ,and static tomotherapy with an SIB for large and small breast volumes’, Medical Dosimetry, 39(2014) 163-168.

Dosimetria dei campi di radiazione di piccola dimensione: confronto tra differenti metodiche sperimentali

Andrea Girardi

Università degli Studi di Torino, Scuola di Specializzazione in Fisica Medica
SSCVD Impiego delle Tecnologie ad Alta Complessità in Ambito Radioterapico
A.O.U. Città della Salute e della Scienza (To)

Introduzione: la radiochirurgia stereotassica (SRS) è una tecnica radioterapica che permette di trattare lesioni di piccole dimensioni (≤ 2 cm), come metastasi cerebrali, malformazioni arterio-venose e nevralgia del trigemino oppure; può essere realizzata con macchine dedicate (Leksell Gamma Knife, Cyber Knife) oppure con sistemi *linac-based*. Lo schema della SRS prevede l'erogazione di elevate dosi di radiazione al bersaglio in seduta singola, con lo scopo di provocare la necrosi delle cellule del volume. In secondo luogo, considerata la presenza di strutture sane adiacenti alla lesione e la dimensione ridotta di quest'ultima, il campo di radiazione deve essere di piccola dimensione e deve possedere un elevato gradiente di dose. Queste caratteristiche inducono però un'elevata difficoltà nella misura della dose, ed i rivelatori considerati d'elezione per la dosimetria in radioterapia, le camere a ionizzazione, possono fallire: infatti, la misura può essere inficiata da diversi effetti¹, connessi alla dimensione del volume attivo del rivelatore (effetto volume e occlusione del punto di vista della sorgente) ed al materiale di cui sono composti rivelatore ed elementi accessori (perturbazione della fluenza e dello spettro energetico). Un nuovo formalismo per la misura della dose in campi di piccola dimensione², introdotto nel 2008 congiuntamente da IAEA (International Atomic Energy Agency) ed AAPM (American Association of Physicists in Medicine), evidenzia come alcune tipologie di dosimetri passivi (pellicole radiocromiche e alanina) possano essere impiegati come riferimento. Lo scopo del presente lavoro è determinare gli output factors per l'acceleratore lineare Elekta Axesse, equipaggiato con un set di collimatori cilindrici di diametro variabile da 5 a 30 mm, utilizzando le pellicole Gafchromic EBT3, e derivare da questa misura i fattori correttivi per diversi rivelatori attivi (Exradin A16, Exradin A26, PTW microLion, Exradin W1 e PTW microDiamond), in accordo con le raccomandazioni internazionali.

Materiali e metodi: lo studio di Alfonso et al.² evidenzia come sia necessaria un'estensione dei protocolli inerenti la dosimetria di riferimento in radioterapia (IAEA TRS 398 ed AAPM TG 51), la quale deve necessariamente comprendere la misura della dose per campi di piccola dimensione. Il formalismo presentato, ed adottato nel presente lavoro, introduce tre tipologie di campi di radiazione:

- f_{ref} : campo di riferimento, definito nei protocolli IAEA ed AAPM (dimensione $10 \times 10 \text{ cm}^2$);
- f_{msr} : campo di riferimento macchina-specifico, è il campo che più si avvicina al campo di riferimento, nel caso in cui quest'ultimo non fosse realizzabile. Questa situazione si verifica per alcune tipologie di macchine, come Helical TomoTherapy, Cyber Knife e Leksell Gamma Knife. Per il linac utilizzato in questo studio, $f_{msr} = 10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$;
- f_{clin} : campo clinico, utilizzato per la terapia. In questo studio, è rappresentato dai campi generati con i collimatori cilindrici (diametro all'isocentro pari a 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25 e 30 mm).

I fattori di output sono definiti come:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \times k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}, \quad (1)$$

dove il primo fattore rappresenta il rapporto tra la misura realizzata nel campo clinico e quella nel campo macchina specifico, mentre il secondo rappresenta la correzione da applicare per ottenere il corretto valore di output. I pedici Q_{clin} e Q_{msr} indicano la diversa qualità del fascio. I fattori correttivi possono essere ottenuti sia realizzando una simulazione Monte Carlo che per confronto con dei dosimetri passivi di riferimento, come i film radiocromici. Le pellicole Gafchromic EBT3, sviluppate per dosimetria relativa e assoluta in ambito radioterapico, sono acqua equivalenti, autosviluppanti, possono essere digitalizzate con uno scanner, possiedono elevata risoluzione spaziale e se tagliate mantengono le caratteristiche dell'originale. Porzioni di film (dimensione $6 \times 5 \text{ cm}^2$) sono stati irradiati con il campo f_{msr} a livelli di dose crescente, nel range 0-7 Gy, in fantoccio Solid Water con Source-Surface Distance (SSD) = 100 cm e profondità (d) = 10 cm, per realizzare la curva di calibrazione, mentre, per la determinazione degli output factors, sono stati irradiati in geometria SSD = 90 cm e d = 10 cm con i campi f_{msr} e f_{clin} . Le pellicole sono state digitalizzate a 36 ore dall'irradiazione con risoluzione 72 dots per inch (dpi) utilizzando lo scanner Epson 10000XL. Un software in ambiente MATLAB è stato sviluppato *in-house* per la gestione delle immagini, sia per la generazione della curva di calibrazione che per la misura dei fattori di output. I rivelatori attivi utilizzati in questo studio possono essere raggruppati in tre categorie: microcamere a ionizzazione (Exradin A16, Exradin A26, PTW microLion), scintillatori plastici (Exradin W1) e

rivelatori a semiconduttore (PTW microDiamond). Le prime due microcamere sono composte da materiale aria equivalente e possiedono un volume attivo grande (7 e 15 mm³, rispettivamente per la camera Exradin A16 ed Exradin A26), mentre il volume attivo del rivelatore PTW microLion è piccolo (1.7 mm³) ed è riempito con iso-ottano ($\rho = 0.69 \text{ g/cm}^3$); la parete è costituita da grafite ($\rho = 1.85 \text{ g/cm}^3$). Lo scintillatore Exradin W1 possiede invece un piccolo volume attivo (3 mm³) ed è composto da fibre scintillanti acqua equivalenti. Infine, il rivelatore PTW microDiamond ha volume attivo molto piccolo (0.004 mm³) ad elevata densità (3.52 g/cm³). Gli output factors sono stati misurati irradiando i rivelatori con i campi f_{msr} e f_{clin} in fantoccio ad acqua PTW-MP3 (SSD = 90 cm, d = 10 cm) ed i risultati sono stati confrontati con la misura ottenuta utilizzando le pellicole per ricavare i fattori correttivi $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$.

Risultati: la misura degli output factors con lo scintillatore Exradin W1 ha fornito valori estremamente concordi con quelli ottenuti con le pellicole EBT3 ($\Delta_{max}=1.4\%$) ed in accordo con i dati disponibili in letteratura³. Le microcamere hanno dimostrato di possedere delle problematiche legate alla loro dimensione (effetto volume), sottostimando la dose in maniera importante per piccoli campi di radiazione. I risultati ottenuti con la camera a ionizzazione PTW microLion e con il rivelatore PTW microDiamond indicano, al contrario, una sovrastima della dose per piccoli campi di radiazione, dell'ordine del 5% e del 7.7 % per il campo di dimensione 5 mm, rispettivamente per microLion e microDiamond. L'effetto tende a diminuire con l'aumentare della dimensione di campo. I risultati per questi ultimi due rivelatori concordano in particolare con lo studio di Azangwe et al⁴. Gli output factors ottenuti con le pellicole Gafchromic ed i fattori correttivi per i rivelatori attivi ricavati per confronto sono riassunti nei grafici seguenti.

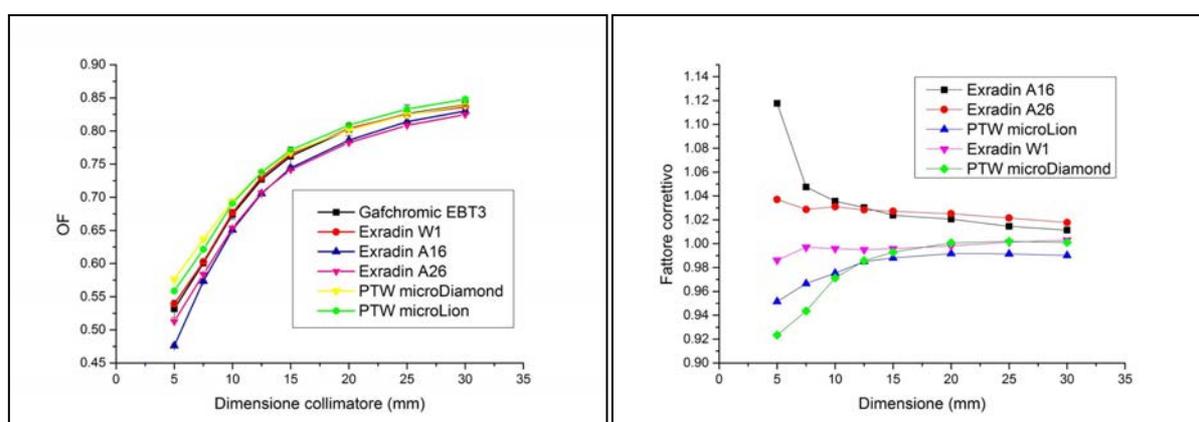


Fig. 1: output factors e fattori correttivi per i rivelatori impiegati nello studio.

Discussione: in questo lavoro di tesi gli output factors per l'acceleratore Elekta Axesse sono stati misurati con diversi rivelatori attivi ed i fattori correttivi sono stati ricavati per confronto con le pellicole Gafchromic EBT3. Dai risultati ottenuti, si può affermare che lo scintillatore Exradin W1 può essere impiegato per la dosimetria di campi piccoli in radioterapia senza l'utilizzo di fattori

correttivi, a differenza degli altri dosimetri impiegati, i quali necessitano tutti di correzioni, in particolare per campi di dimensione inferiore ad 1 cm. In futuro, in linea con le indicazioni di IAEA ad AAPM, è prevista l'implementazione di un metodo Monte Carlo, con lo scopo di determinare con accuratezza maggiore, e con minor incertezza, il valore della dose nel punto di misura.

Bibliografia

- ¹ I. J. Das, G.X. Ding, A. Ahnesjö, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Med.Phys.* 2008; 35(1): 206-15.
- ² R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M. Saiful Huq, W. Kilby, P. Kjäll, T. R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, S. Vatnitsky, A new formalism for reference dosimetry of small and non standard fields, 2008, *Med Phys* 35 (11), 5179-86.
- ³ P. Francescon, W. Kilby, N. Satariano, Monte Carlo simulated correction factors for output factor measurement with the CyberKnife system - results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation, *Phys Med Biol* 2014; 59 (6).
- ⁴ G. Azangwe, P. Grochowska, D. Georg, J. Izewska, J. Hopfgartner, W. Lechner, C. E. Andersen, A.R. Beierholm, J.Helt-Hansen, H. Mizuno, A. Fukumura, K.Yajima, C. Gouldstone, P. Sharpe, A. Meghzifene, H. Palmans, Detector to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams, *Med Phys* 2014;41(7): 072103.

ABSTRACT

“VALUTAZIONE DELLA DOSE GHIANDOLARE A SEGUITO DELL’INTRODUZIONE DELLA TOMOSINTESI DIGITALE NEL PROGETTO DI SCREENING MAMMOGRAFICO REGIONALE”

POPESCU Alina

Università degli Studi di Torino – Scuola di Specializzazione in FISICA MEDICA
Azienda Ospedaliera “Città della Salute e della Scienza”, Torino

Scopo: Il progetto “Proteus Donna” si inserisce nell’attuale *programma di screening mammografico* della Regione Piemonte che prevede l’esecuzione di una mammografia 2D e tomosintesi 3D in due proiezioni (cranio caudale, CC, e medio laterale obliqua, MLO), da svolgersi ogni due anni, proposta alle donne di età compresa tra i 50 ed i 69 anni, esteso su base volontaria alle fasce di età 45-48 e 70-75. Il progetto regionale “Proteus Donna” è una sperimentazione con durata limitata. La dose totale per l’acquisizione delle immagini 2D e tomosintesi 3D è maggiore di quella di una singola mammografia digitale 2D. In questa tesi si vuole verificare quale sia effettivamente la dose complessiva assorbita dalle donne randomizzate nel braccio tomosintesi + mammografia 2D rispetto a quella delle donne nel braccio di sola mammografia 2D e se la stessa sia al di sotto dei livelli di dose raccomandati dalle linee guida internazionali[6].

Materiali e Metodi: In questo studio abbiamo analizzato una serie di esami mammografici e di tomosintesi 3D eseguiti presso il Centro di Senologia per lo Screening della Città della Salute e della Scienza di Torino; abbiamo anche effettuato una valutazione delle dosi assorbite alla mammella nel caso della sola mammografia 2D e di mammografia 2D + tomosintesi 3D per le donne che hanno aderito al progetto “Proteus Donna”. L’AGD riportata dall’apparecchiatura nel file DICOM è stata confrontata con l’AGD da noi calcolata con un software appositamente creato a partire dai parametri di esposizione e dalle misure dosimetriche effettuate direttamente sulle apparecchiature impiegate. Per questo confronto sono state utilizzate le immagini di 400 pazienti che hanno eseguito sia l’esame di mammografia 2D sia di tomosintesi, e le immagini di 400 pazienti che hanno eseguito la sola mammografia 2D. Le immagini sono state scaricate mediante K-

PACS aziendale e analizzate con il programma IMAGE J. Per ogni donna sono stati registrati i dati anagrafici, lo spessore della mammella compressa (per entrambe le proiezioni, CC e MLO), i parametri di esposizione (kV, mAs, accoppiamento anodo/filtro) ed è stata calcolata la dose ghiandolare media (AGD) per ogni proiezione (CC e MLO), con il programma appositamente creato. Il documento di riferimento per la mammografia digitale che abbiamo seguito per le valutazioni dosimetriche è quello pubblicato da European Federation of Organisations for Medical Physics “EFOMP-Mammo Protocol”(2015). Le misure di dose in ingresso sono state effettuate sull'apparecchiatura in dotazione in Centro di Senologia per lo Screening (Hologic Selenia Dimension e FujiFilm Amulet). Lo strumento utilizzato per la misura della dose è stato la camera a ionizzazione per mammografia Radcal con rivelatore 20x6-6M, accuratezza $\pm 4\%$ a 30 kV_p e HVL = 0.5 mm Al, dose minima 0.3 μGy e dose massima 1.2 kGy misurata, dipendenza energetica $\pm 5\%$ tra 10 keV- 40 keV, volume 6 cm³, wall thickness 0.7 mg/cm², fissata sul piano di appoggio della mammella, con l'area sensibile a 5-6 cm di distanza dalla parete toracica e centrata lateralmente. Per ciascun fascio utilizzato in mammografia digitale con energie comprese tra 26 e 38 kV, ottenibili mediante la combinazione di anodo in W e filtri di Rh, Ag, Al abbiamo misurato i valori di ESAK.

Per calcolare il kerma in aria in ingresso è stata utilizzata la seguente espressione:

$$ESAK = A \cdot (kV_p)^n \quad (1)$$

Dall'equazione, passando ai logaritmi, si ottiene la relazione:

$$\log(ESAK) = \log(A) + n \cdot \log(kV_p) \quad (2)$$

Con una regressione lineare del tipo $y = a \cdot x + b$ abbiamo ricavato $\log(A)$ ed n come coefficienti del fit, questi essendo usati nell'equazione (1) per calcolare kerma in aria in ingresso per qualsiasi valore di kV impostata.

Per determinare i valori di HVL in unità di millimetri di alluminio per tutti gli spettri usati clinicamente abbiamo usato medesima camera a ionizzazione e spessori di Al ($s_1 = 0.3$ e $s_2 = 0.7$ mm) appoggiati sul compressore in modo di coprire interamente la superficie del dosimetro, schermato il rivelatore d'immagine (2mm di Pb).

Nel calcolo di HVL abbiamo utilizzato la formula:

$$HVL = a \cdot (kV)^2 + b \cdot (kV) + c \quad (3)$$

Dove a , b , c sono i parametri del fit polinomiale.

La dose in ingresso alla cute non costituisce una buona indicazione del rischio di insorgenza di tumore radio indotto poiché la cute non è un organo particolarmente radiosensibile. È possibile estrarre un'indicazione del rischio dalla stima della dose al tessuto ghiandolare che all'interno della mammella ha una distribuzione e percentuale diversa da donna a donna.

Per il calcolo della dose ghiandola media (AGD) il protocollo Europeo si riferisce ad un lavoro di Dance pubblicato nel 2000[11] e a questa pubblicazione ho fatto riferimento per i calcoli svolti nella tesi.

La dose ghiandola media può essere ricavata a partire dall'ESAK secondo la seguente espressione :

$$AGD = ESAK \cdot g \cdot c \cdot s \quad (4)$$

Dove g il fattore di conversione tra il kerma in aria incidente e la dose ghiandola media, c tiene conto della percentuale di ghiandola nella mammella e s dello spettro dei raggi X.

Al fine di rendere più veloce la stima della dose ghiandola medie nella pratica clinica, Dance (2000) [11] fornisce una tabulazione per g , c , s .

Per il calcolo della dose ghiandola media di ogni paziente abbiamo utilizzato un foglio Excel, i comandi macro usando una forma di scrittura *Visual basic for Application(VBA)*, i parametri di esposizione dell'esame mammografico (kV, mAs, l'accoppiamento anodo/filtro) ricavati dalle immagini DICOM con il programma IMAGE J e plugins SCAN HEADER, e i fattori di correzione c , g , e s che sono stati inseriti nel programma creato.

Risultati: La media delle differenze percentuali trovata tra ESAK calcolato e ESAK ricavato dalle immagini DICOM sono riportate nella seguente tabelle:

ESAK - PERCENTUALE SELENIA	DIFFERENZA (%) HOLOGIC	
	Media	Dev.st
Mammografia 2D	7.2	1.3
Tomosintesi	3.9	1.8

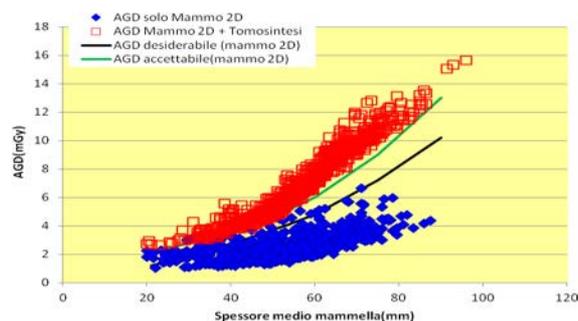
ESAK- PERCENTUALE FUJIFILM mammo 2D)	DIFFERENZA (%) per AMULET(solo mammo 2D)	
	Medi	Dev.st
18x24 cm²	32.4	0.3
24x30 cm²	35.4	0.6

Le dosi ghiandolari medie ottenute sono più alte di quelle che ci si aspettava di ottenere sull'apparecchio FujiFilm Amulet 18x24 cm² ma soprattutto sull'apparecchio FujiFilm Amulet 24 x30 cm² che nel futuro sarà ricalibrato. La media delle differenze percentuali trovata tra AGD calcolata e AGD ricavata dalle immagini DICOM sono riportate nella seguente tabella.

AGD - Differenza percentuale (%)		
	Media	Dev.st
<u>FujiFilm Amulet(18x24 cm²)</u>	10	9.4
<u>FujiFilm Amulet(24x30 cm²)</u>	15.9	9.9
<u>Hologic (la sola mammografia 2D)</u>	-7	5.2
<u>Hologic (solo tomosintesi)</u>	-3	6.3
<u>Hologic (mammografia 2D + tomosintesi)</u>	-5.5	5.3

Conclusioni: I valori di dose ghiandola per il campione che ha eseguito la mammografia 2D + la tomosintesi sono di molto superiori a quelli ottenuti per il campione che ha eseguito la sola mammografia 2D e, inoltre, superano i valori di dose accettabili riportati dalle linee guida

internazionali per tutti gli spessori di mammella (la media delle differenze percentuali è pari a $59.9 \pm 21.7\%$).



Il progetto Proteus Donna ha come scopo di confrontare nel futuro: il tasso dei cancri trovati nell'intervallo di due anni successivi allo screening nei due bracci di trattamento (tomosintesi + mammografia 2D vs mammografia 2D), la detection rate di carcinoma della mammella della tomosintesi + mammografia 2D e della sola mammografia 2D, il valore predittivo positivo dei test di screening proposti, il valore predittivo negativo dei test proposti mediante l'analisi dei cancri intervallo e dei cancri identificati allo screening successivo, correlare la performance dei due test di screening con le caratteristiche delle partecipanti allo studio, monitorare la mortalità dovuta alla carcinoma mammario nei due gruppi dello studio (per i prossimi 10 anni).

Bibliografia:

- [1] Dance D R ,1990, “ Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose”, Phys. Med. Biol. 35 1211–9
- [2] Dance D R, Hunt R A, Bakic P R, Maidment A D A, Sandborg M, Ullman G and Alm Carlsson G , 2005, “Breast dosimetry using a high-resolution voxel phantom Radiat. Prot. Dosim”, 114 359–63
- [3] Dance D R, Skinner C L, Young K C, Beckett J R and Kotre C J, 2000, “Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol”, Phys. Med. Biol. 45 3225–40
- [4] Dance D R, Young K C and van Engen R E, 2009, “Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols” , Phys. Med. Biol. 54 4361–72
- [5] Dance D R, Young K C and van Engen R E , 2010, “Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols”, Phys. Med. Biol. 56 (2011) 453–471
- [6] “European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis”, Four th edition, ISBN 978-92-79-32970-8, European Union, 2013.

Imaging optimization in nuclear medicine: dosimetry and treatment planning in trans-arterial radioembolization

A. Terulla

Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Università degli Studi di Torino
Ospedale S. Croce e Carle, Cuneo

Aim: The aim of this work was to estimate the errors associated to the pre-treatment dose calculation in trans-arterial radioembolization (TARE) in order to prescribe the optimal dose to the target and/or to the healthy liver.

Materials and methods: Three phantoms were filled with ^{99m}Tc : an uniformity phantom, a NEMA/IEC IQ body phantom with the usual six spheres and the same phantom but with three larger spheres. Acquisition and reconstruction parameters were varied except the reconstruction algorithm (OSEM) and the radius of rotation (30 cm).

The uniformity phantom was used to obtain calibration factors to convert voxels units in activity concentration in kBq/ml. The calibration factor were then tested into NEMA/IEC IQ body phantom. We evaluated noise and signal properties with different metrics to find out the “best protocol”.

The metrics used to quantify noise properties were background variability (BV) and image roughness (IR) evaluated in background and in hot spheres.

The metrics used to quantify the partial volume effect (PVE) were recovery coefficients (RC). Moreover we introduced a “global” metrics (RCm^2) to account for difference among actual and measured activity on all the hot spheres together.

We estimated accuracy and precision of absorbed dose evaluation with the best protocol, assuming identical ^{99m}Tc and ^{90}Y microspheres biodistributions, calculating mean absorbed dose and dose volume histograms (DVHs) into NEMA/IEC IQ body phantom.

Results: The calibration factors were calculated for each arrangement: with attenuation and scatter correction (CF_{ACSC}), with attenuation correction (CF_{AC}) and without correction (CF_{NC}). Calibration factor were quite different: $CF_{ACSC} = 0.13$, $CF_{AC}=0.17$ and $CF_{NC}=0.05$, demonstrating the importance of correction in SPECT quantification. They were reproducible in uniform areas giving difference between total activity in the phantom injected and measured of the order of 10%.

No significant differences were found for BV varying the acquisition and reconstruction parameters. Differently, image roughness increased with P, defined as the product of number of iterations and number of subsets in OSEM reconstruction algorithm. IR increased also if scatter correction was applied, possibly due to the lower number of counts used in reconstruction.

No significant difference was found for PVE metrics changing the acquisition parameters. Differently, varying reconstructing parameters, the contribution of PVE varied dramatically. Generally activity recovery in small spheres was better when increasing P, at cost of higher noise, but convergence was never reached.

A complete recovery of activity is reached only with volume higher than 360 cc and only with volume higher than 130 cc the recovery of activity is above 70%. However, quantification remains

affected by noise effects. IR is about 30% only when the total activity in phantom is above 500 MBq, while it was about 70% when the activity is about 120 MBq.

Conclusions: We set-up a protocol for ^{99m}Tc -SPECT, resulting in a compromise between recovery and noise. The acquisition parameters were set to step and shoot mode, 6° angular step, 60 projections and 30 s per projection, and a matrix size of 128×128 . The parameters used for OSEM reconstruction with Butterworth filter of 0.5 with cutoff of 10 and without post filter; number of iterations and subsets were both set to 8 ($P=64$). Both attenuation and scatter correction were used. Respect to dose calculation inside the phantom, we reached a degree of accuracy and precision under 30% in calculating the mean absorbed dose in volume above 130 cc when total activity in phantom is above 500 MBq.

DVHs computed from activity estimates in this study are corrupted by noise and PVEs. Development of more advanced regularization techniques that provide noise control and PVE compensation are needed to increase the accuracy of activity distributions used as inputs to voxel dosimetry.

VOIs	D (Gy)	diff. %
0,5	74	-67%
1,2	91	-60%
2,6	93	-59%
5,6	106	-53%
11,5	118	-47%
26,5	132	-42%
137,3	162	-28%
248,5	210	-7%
356,8	206	-9%
bkg	221	-2%

Fig.1 Mean absorbed dose evaluated in hot spheres and in background. Hot spheres volume ranges from 0.5 cc to 356.8 cc (diameter range 10-88 mm). Prescription dose was 225 Gy.

VOIs	IR	BV
0,5	19%	
1,2	15%	
2,6	23%	
5,6	26%	
11,5	25%	
26,5	26%	
137,3	30%	
248,5	26%	
356,8	24%	
bkg	29%	8%

Fig.2 Noise characteristics in hot spheres and in background. Hot spheres volume ranges from 0.5 cc to 356.8 cc (diameter range 10-88 mm). Total activity in phantoms was above 500 MBq.

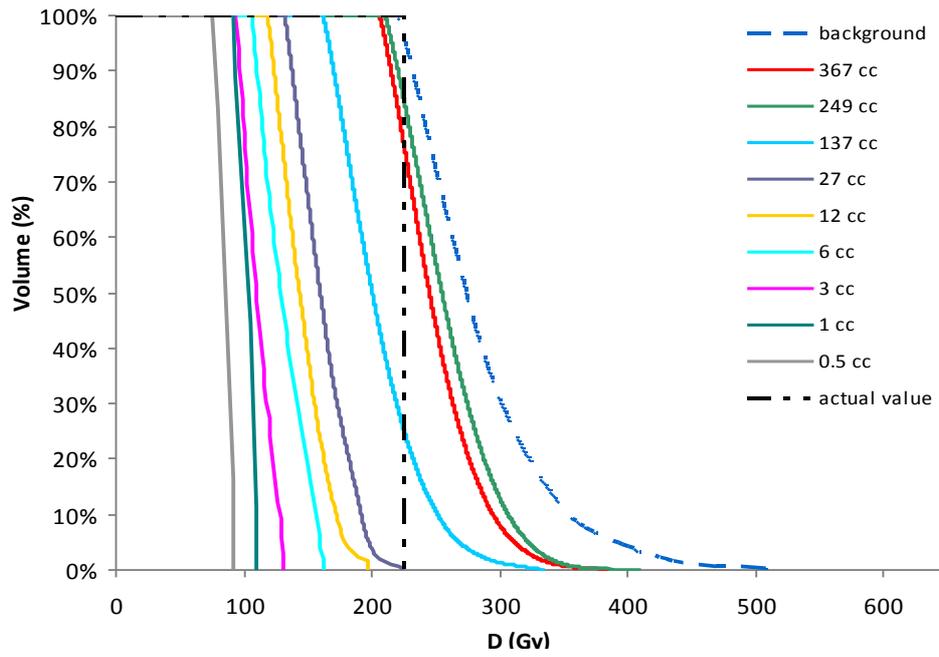


Fig.3 DVHs evaluated in hot spheres and in background. Hot spheres volume ranges from 0.5 cc to 356.8 cc (diameter range 10-88 mm). Prescription dose was 225 Gy. It should be an uniform dose distribution.

ABSTRACT

“COMMISSIONING DI UN FASCIO *FLATTENING FILTER FREE* PER TRATTAMENTI DI RADIOTERAPIA ABLATIVA STEREOTASSICA DEL POLMONE”

VALZANO Serena

Università degli Studi di Torino – Scuola di Specializzazione in FISICA MEDICA
Azienda Ospedaliera Universitaria “Maggiore della Carità”, Novara.

Scopo. Il *flattening filter*, per cinquant’anni, è stato considerato parte integrante della testata dell’acceleratore dei LIINAC. L’avanzamento negli anni di nuove tecniche di trattamento radioterapico ad alta focalizzazione di dose hanno stimolato l’interesse per acceleratori lineari che lavorino in modalità *flattening filter free* (FFF). Il lavoro di questa tesi si propone di descrivere dettagliatamente, quali sono i passaggi di modellizzazione del fascio FFF dell’acceleratore lineare Varian – Trilogy Tx nel TPS RayStation, che portano all’applicazione clinica in tecniche di trattamento stereotassico ablativo (SABR) di lesioni polmonari.

Materiali e Metodi. La modellizzazione del fascio FFF nel TPS RayStation, prevede misure di PDD per la determinazione dello spettro energetico, misure di Profili e Output Factor (OF) per la modellizzazione della sorgente del fascio. RayStation adotta un modello a tre sorgenti che modellizzano la componente di radiazione primaria, di radiazione diffusa e di contaminazione elettronica. Le applicazioni di elezione del fascio FFF sono circoscritte all’ambito della SABR, in particolare è stata studiata l’accuratezza dosimetrica del modello nei campi “piccoli”, con dimensioni inferiori ai 3 cm. Il modello dovrà essere accurato non solo nel calcolo della dose assoluta sull’asse del fascio (modellizzazione dello scatter della testata), ma in particolare nella regione di penombra, poiché la dose periferica, nelle tecniche SABR, è l’aspetto fondamentale che regola la tossicità degli OAR. Le misure di PDD, Profili e OF sono state eseguite in un fantoccio ad acqua, con un insieme di rivelatori con proprietà differenti: due camere a ionizzazione (CC13 e A16), due diodi (EDGE e SFD) e una fibra. Preliminarmente è stata fatta un’analisi del rivelatore più idoneo, ricavando per ciascun rivelatore la risoluzione spaziale e la dipendenza dall’energia. Sono stati valutati gli OF dei rivelatori a disposizione, perché non esiste un gold standard per le misure dei campi piccoli. In questo contesto abbiamo confrontato le misure ottenute con il fascio convenzionale FF, e indirettamente con le misure fatte su fascio 6 MV della A16 con il rivelatore a

diamante PTW, all'interno di un progetto multicentrico del "Gruppo Campi Piccoli" AIFM. La calibrazione del fascio in dose assoluta è stata fatta applicando il protocollo IAEA TSR 398. La validazione del modello del fascio FFF è stata fatta simulando diverse modalità di trattamento con coefficienti di complessità crescenti, su un fantoccio solido (fantoccio polmoni); per le verifiche dosimetriche è stato utilizzato il sistema di dosimetria 3D ArcCHECK (rivelatori costituito da 1386 diodi disposti a spirale lungo una corona circolare, con all'interno una cavità che può essere riempita con plug omogenei di PMMA o con densità differenti oppure con un inserto per introdurre la camera A16 e poter effettuare misure di dose all'isocentro) con il software 3DVH. Per ogni simulazione è stato calcolato un piano di cura, sia con il fascio FF che con il fascio FFF e sono stati fatti dei confronti, non solo sull'accuratezza del modello del fascio FFF, ma anche in termini di precisione ed accuratezza dell'FFF rispetto all'FF. Infine, è stato fatto un piano di cura su un paziente, con due lesioni polmonari, che ha eseguito un trattamento SABR con una prescrizione di 18 Gy per 3 fz (lesione destra) e 7.5 Gy per 5 fz (lesione sinistra). Il paziente è stato simulato con una 4DTC acquisendo 10 fasi coregistrate. Il trattamento è stato erogato con tecnica VMAT e fascio FF; per lo studio gli stessi piani sono stati riottimizzati con il fascio FFF. Sono state valutate le differenze di copertura del volume bersaglio e degli OAR tra le due tecniche e la differenza nei tempi di erogazione.

Risultati. Dall'analisi preliminare dei rivelatori è risultato che i diodi presentano le migliori prestazioni dal punto di vista della PSF, ma si nota comunque che l'effetto di volume parziale è maggiore dell'area sensibile del rivelatore. Dall'analisi della dipendenza dall'energia è emerso che il diodo EDGE mostra un'indipendenza dall'energia per campi piccoli e grandi, essendo schermato in ottone, schermo appunto il chip dalla componente spettrale a bassa energia del fascio. Dalle misure si evince che i rivelatori a stato solido sono entrambi adatti alla misura delle PDD, mostrando un'accuratezza dosimetrica al di sotto dell'1%; in particolare l'EDGE mostra sistematicamente lo 0.5% in meno rispetto alla CCC13 su tutti i campi analizzati, il diodo SFD (non essendo schermato) mostra una sotto risposta per il campo più piccolo e una sovra risposta per il campo più grande. La A16 mostra una sovrastima sistematica della dose che aumenta al crescere delle dimensioni del campo con un intervallo di confidenza al 95% dell'errore che eccede l'1%. Dalla PDD del campo 10cmx10cm è stato ricavato il valore del $TRP_{20,10}$ che è risultato essere 0.627 per il fascio FFF e 0.665 per il fascio FF, fattore dosimetrico significativo che indica una degradazione energetica del fascio FFF. I profili dei campi grandi, dal 4cmx4cm, mostrano un andamento sempre più a forma di cono; mentre per i campi piccoli abbiamo trovato dei profili sovrapponibili, con un leggero incremento della pendenza per il fascio FFF rispetto al fascio FF e valori di penombra minori (circa 1 mm) del fascio FFF rispetto all'FF. I valori degli OF per il fascio FFF mostrano una riduzione del 6% rispetto al fascio FF; mentre per il campo più piccolo si nota un

64

incremento del 5%. Inoltre il fascio FFF mostra una dipendenza dalle dimensioni del campo più contenuta rispetto al fascio FF. Il modello a tre sorgenti, usualmente implementato nella modellizzazione dei fasci tradizionali, adattato alle nuove esigenze di un fascio privo della componente principale di scatter, costituita dal filtro omogeneizzatore, è risultato efficace per il commissioning dei fasci FFF. L'andamento dello spettro energetico è spostato verso le basse energie, a conferma delle misure del $TPR_{20,10}$ e dell'assenza del filtro, che tra i vari effetti ha quello di indurire il fascio. I risultati del commissioning hanno evidenziato una differenza tra calcolato e misurato sono riportati in tabella:

Accordo tra misurato e calcolato			
Dim. campo (cm ²)	Regione alta dose basso gradiente	Regione Penombra	Regione Dose fall - off
C > 3x3	2%	4,5%	1,5%
3x3 < C < 1x1	2%	4,5%	1,5%
C < 1x1	5%	10%	3%

Le percentuale più alta si ha per campi molto piccoli, in particolare nella regione di penombra, dove la causa è dovuta alle condizioni di non equilibrio. L'accuratezza dosimetrica del fascio, valutata con ArcCHECK e 3DVH (parzialmente, per non aver ottenuto dei risultati consistenti con ArcCHECK) attraverso l'analisi gamma, hanno mostrato una percentuale di successo vicina al 100%; così come l'analisi gamma sul fantoccio polmoni ha superato i criteri minimi di accettabilità, ossia $\gamma(3/3) > 95\%$ e $\gamma(2/2) > 90\%$. Sul caso clinico, oltre alla valutazione dell'analisi gamma che ha mostrato lo stesso andamento, in particolare $\gamma(3/3) = 100\%$ e $\gamma(2/2) > 90\%$, è stato anche valutata la differenza in termini di distribuzione di dose e DVH che, però non ha mostrato delle differenze clinicamente significative. In termini di tempi di erogazione, a parità di UM, è stata mostrata una riduzione del 75%, a causa dell'aumento del dose rate (fino a 1400 UM/min); questo aspetto è fondamentale in termini di accuratezza del trattamento radioterapico.

Conclusioni. Il fascio FFF ha mostrato delle caratteristiche dosimetriche vantaggiose come l'indipendenza dello spettro energetico dalla distanza dall'asse centrale, la riduzione dello scatter nella testata (aspetto fondamentale dal punto di vista dosimetrico e radioprotezionistico) e minor variazione degli OF con le dimensioni del campo. La modellizzazione a tre sorgenti, presente nel TPS RayStation, anche se non è dedicata al fascio FFF, è risultata accurata. Le verifiche dosimetriche hanno mostrato che i piani con FFF superano i criteri di accuratezza dosimetrica richiesti per l'impiego clinico. La verifica sul caso clinico ha confermato i risultati in fantoccio, in termini di accuratezza dell'erogazione del fascio e di raggiungimento degli obiettivi di copertura dei volumi bersaglio e risparmio degli OAR; inoltre l'aspetto rivelante è l'alto guadagno in termini di tempo di trattamento con evidenti vantaggi clinici nell'accuratezza del trattamento radioterapico.

Questi dati suggeriscono nuove prospettive nel campo dell'ottimizzazione clinica della SABR polmonare attraverso l'impiego di tecniche di gating respiratorio abbinate all'uso del fascio FFF.

Bibliografia.

Therapy Physics Committee Task Group74: In air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams.

74, AAPM -. 11, s.l. : Medical Physics, Vol. 36.

S.D., Sharma. Unflattened photon beams from the standard flattening filter free accelerators for radiotherapy: advantages, limitations and challenges. *International Journal of Medical Physics.* 2011, Vol. 36.

Commissioning of Varian TrueBeam with flattening filter free: FFF design. Ting, J. Florida : MIMA Cancer Centre/Global Physics Solutions.

A three - source model for the calculation of head scatter factors. Y. Yang, L. Xing, A.L. Boye, Y. Song, and Y. Hu. s.l. : Medical Physics, 2002, Vol. 29.

The behavior of several micrionization chambers in small intensity modulated radiotherapy field. al., M. Stasi et. 10, s.l. : Medical Physics, 2004, Vol. 31.

Dosimetric properties of photon beam from a flattening filter free clinical accelerators. Vassiliev ON, Titt U, Ponish F, Kry F, Mohan R, Gillin MT. 1907-17, s.l. : Phys Med Biol, 2006, Vol. 51.

The characterization of unflattened photon beams from 6 MV linear accelerator. Cashmore, J. s.l. : Phys Med Biol, 2008, Vol. 53.

Dosimetric characteristic of 6 and 10 MV unflattened photon beams. G Kragl, S af Wetterstedt, B Knasesl, M Lind, P McCavana, T Knoobs, B McClean and D Georg. s.l. : Radioth Oncol, 2009, Vol. 93.

La pagina sindacale

a cura di **Gabriele Capelli**

Negli ultimi anni, a causa del blocco dei contratti nazionali, gli argomenti con contenuto tipicamente sindacale sono diminuiti. Non è diminuita invece l'attività sindacale sempre più impegnata ad affrontare le ricadute, sulla vita lavorativa quotidiana, causate dalle scelte politiche che a volte ritroviamo sotto la voce "spending review", accorpamenti di aziende, appropriatezza, responsabilità professionali ecc. ecc.

In questo numero del Notiziario si vuole richiamare l'attenzione dei colleghi su tre argomenti che a mio avviso ritengo utili e di interesse. I primi due sono argomenti attuali il terzo un richiamo utile ai colleghi impegnati nelle trattative sindacali come rappresentanti aziendali.

I Contratti Nazionali non sono ancora sbloccati definitivamente, ma in futuro si avvieranno trattative tra Sindacati e Governo per un rinnovo (non si sa quando e se i contenuti saranno solo giuridici o anche economici) .

In attesa di una riapertura dei tavoli di trattativa l'ultima legge di stabilità ha riportato in vigore le disposizioni normative ed economiche del contratto nazionale attualmente vigente (del 2010) e tra i vari effetti prodotti è positivo riscontrare che sono stati reintrodotti gli scatti dell'indennità di esclusività che riguarda coloro che hanno compiuto nell'ultimo lustro 5 o 15 anni di anzianità. «In pratica dal 1° gennaio 2015 scattano gli aumenti per tutti coloro che hanno diritto», spiega nelle news dell'ANAAO il vicesegretario **Anaao Assomed Giuseppe Montante**.

«Quanti gli anni scorsi si sono visti negare gli aumenti pur avendo superato le verifiche ad opera del collegi tecnici ad hoc al termine del 5° e 15° anno dovranno ora avere gli aumenti almeno dal gennaio 2015».

L'indennità ammonta a 2 mila euro annui in più per i dirigenti assunti da meno di 5 anni, 9 mila circa ai dipendenti assunti da più di 5 anni, 14 mila a quelli che hanno superato i 15 anni di servizio. «Nel 2010 - rievoca Montante - la legge 122 all'articolo 9 bloccò a tutto il 2014 i rinnovi contrattuali e gli stipendi dei dipendenti della PA inclusi i dirigenti ospedalieri: niente più scatti a meno di progressioni di carriera verticali, promozioni a direttore di struttura complessa. Ciò determinò il blocco anche dei fondi contrattuali ai quali si attingeva per finanziare le voci accessorie della retribuzione. Il blocco non è stato rinnovato dalla Legge di Stabilità 2015 e queste voci devono ritornare a pieno titolo nella busta paga».

Questa parte di stipendio legato all'esclusività di rapporto «non è automatica, ma bensì erogata previa verifica professionale di un collegio tecnico che deve avvenire per legge entro tre mesi dalla maturazione dei requisiti di 5 e 15 anni di anzianità».

La legge di stabilità ha fatto decadere l'articolo 9 della 122, facendo tornare in vigore le norme "positive". Ergo - **conclude Montante** - le aziende non hanno più alibi per tentare di non pagare l'esclusività che spetta almeno da gennaio 2015 a chi l'ha maturata, fatta salva la possibilità di adire ai giudici per recuperare gli arretrati maturati nel periodo compreso dal 2011 al 2014, ravvisandosi le condizioni di danno per falsa interpretazione della legge (falso ideologico) da parte delle aziende sanitarie».

La seconda notizia (negativa) è quella relativa alla richiesta di risarcimento avanzata da alcuni specializzandi non medici affinché fosse loro riconosciuto il risarcimento danni consistenti nella mancata erogazione della adeguata remunerazione per l'attività svolta nell'ambito dei corsi-tirocinio di specializzazione.

La richiesta è stata avanzata, come spiega il Dr. Alberto Spanò Responsabile Nazionale Settore Dirigenza Sanitaria ANAAO, per il tramite di una associazione consumatori *e non attraverso il Sindacato (ndr)*

I ricorrenti hanno chiesto l'applicabilità del diritto alla remunerazione e alle tutele previdenziali anche agli specializzandi laureati in discipline diverse da medicina.

Il Tribunale di Roma – II Sezione civile – con sentenza del 2 aprile 2015 ha rigettato totalmente le richieste sopraindicate, evidenziando:

- 1) il difetto di legittimazione attiva da parte dell'associazione consumatori (emerge infatti nella fattispecie una discrepanza tra l'interesse collettivo alla tutela della salute umana - di cui l'associazione consumatori è portatrice - e la situazione soggettiva di cui chiede tutela che riguarda invece diritti soggettivi di contenuti economici di singoli individui);
 - 2) l'estraneità della Banca d'Italia (pure convenuta in giudizio in riferimento alla domanda di condanna formulata nei confronti della Tesoreria generale dello Stato) a tutti i rapporti dedotti in giudizio;
 - 3) la remunerazione in favore dei soli medici specializzandi è conseguenza di un vincolo di fonte europea. Le direttive europee in materia si preoccupano infatti di assicurare uniformità di percorso formativo quale strumento del reciproco riconoscimento dei titoli di **medico e medico specialista** da parte di tutti gli Stati membri e di attuazione della piena libertà di stabilimento e di esercizio di
- 68

tali professioni nei paesi dell'Unione. Nessun vincolo di fonte europea deriva invece in tal senso per gli specializzandi non medici. Ne consegue l'esclusione di un giudizio da parte della Corte Costituzionale per una questione di legittimità costituzionale per dedotta violazione degli art. 3 e 36 della Costituzione;

4) la finalizzazione formativa dei corsi di specializzazione frequentati anche dai laureati non medici di per sé giustifica l'eventuale "arricchimento" che le Università possono conseguire per effetto della natura pratica delle attività svolte dagli specializzandi, per cui anche la domanda di indennizzo per arricchimento senza causa da parte delle Università è rigettata (diversamente qualsiasi corso educativo che consti anche di una formazione pratica implicherebbe un diritto al compenso per chi lo frequenta).

Speriamo che questa vicenda insegni ad affidare al Sindacato alcune tipologie di rivendicazioni.

Come ultima informazione riporto i contenuti di un articolo del Dr. Alberto Spanò Responsabile Nazionale Settore Dirigenza Sanitaria ANAAO dove si ricorda che l'istituzione dei dirigenti delle professioni sanitarie non comporta trasformazione di posti e trasferimento di fondi della dirigenza sanitaria.

In alcune realtà aziendali l'istituzione dei posti di dirigente delle professioni infermieristiche, tecniche e riabilitative è avvenuto specificamente trasformando unicamente posti della dirigenza sanitaria non medica.

“A tale proposito è importante rilevare che all'istituzione di posti di dirigente delle professioni sanitarie si provveda sulla base delle esigenze di ciascuna azienda sanitaria **mediante modifiche compensative della dotazione organica complessiva aziendale da effettuarsi nel rispetto delle relazioni sindacali**

(Sostanzialmente non con la trasformazione di posti di Dirigente sanitario, ma con riferimento a qualsiasi posto della dotazione organica complessiva e nel rispetto delle relazioni sindacali)

Tutto ciò premesso rende evidente che sono del tutto illegittimi quei provvedimenti volti allo spostamento di fondi di pertinenza della dirigenza sanitaria in conseguenza dell'istituzione di posti di dirigente delle professioni sanitarie.

E' opportuno inoltre evidenziare che le aziende sanitarie sono tenute, in via preliminare, a regolamentare le attribuzioni dei dirigenti di nuova istituzione e la disciplina, sul piano funzionale e

organizzativo, dei rapporti interni con le altre professionalità della dirigenza sanitaria, previa consultazione delle organizzazioni sindacali.”

Buon lavoro a tutti !

“I MEZZI DI CONTRASTO IN TC: CONCENTRAZIONE E RIDUZIONE DELLA DOSE”

a cura di Martina Ugolini

Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Università degli Studi di Milano

Il giorno 18 settembre 2015 si è tenuto a Genova presso l’NH Marina Hotel il convegno “I mezzi di contrasto in TC: concentrazione e riduzione della dose” organizzato dalla Società Italiana di Radiologia Medica. Il congresso ha visto la nutrita partecipazione di radiologi, fisici medici, farmacisti ospedalieri e tecnici. Il programma prevedeva tre sessioni di interventi di esperti del settore e una tavola rotonda di discussione.

La prima sessione verteva sostanzialmente su aspetti di farmaco-economia e ha sottolineato l’importanza di valutare, all’interno dell’intervento terapeutico, il rapporto vantaggi/costi e la sostenibilità in termini economici di nuovi farmaci e di nuove tecniche diagnostiche. A partire dal 2007, la Regione Liguria ha istituito una Centrale Regionale di Acquisto con lo scopo di migliorare e innovare la gestione degli approvvigionamenti del Servizio Sanitario regionale e ha formalizzato disposizioni che regolamentano gli appalti di gara per le forniture agli Enti Ospedalieri, ASL e IRCCS liguri. L’obiettivo di tali iniziative è quello di favorire l’interazione e la sinergia tra i vari settori (medico-radiologico, farmaceutico ed economico), al fine di fornire una maggiore informazione e di adottare politiche di spesa più mirate.

La seconda sessione era costituita dall’intervento tecnico della dott.ssa Laura Romanini del reparto di Radiologia Diagnostica degli Spedali civili di Brescia su “I mezzi di contrasto utilizzati in TC: caratteristiche, vantaggi, controindicazioni”. Posta come premessa il fatto che i mezzi di contrasto vanno considerati come farmaci a tutti gli effetti e quindi in quanto tali devono soddisfare i tre requisiti-base di efficacia, sicurezza e accuratezza, bisogna comunque considerare che la loro composizione chimica si presenta strutturalmente diversa a livello molecolare. Di conseguenza diverse saranno anche le caratteristiche chimico-fisiche di ogni singolo mezzo di contrasto, tanto che l’AIFA ha dichiarato che tali farmaci non sono equivalenti e pertanto non sono sovrapponibili. La scelta del mezzo di contrasto, interamente affidata al medico radiologo, deve dunque tener conto essenzialmente della condizione fisica del paziente (peso, età, sesso, ecc.), con particolare riguardo alla funzionalità renale e all’eventuale presenza di allergie. Dal momento che i tempi di reazione allergica possono variare da entro 1 ora (reazione acuta) a qualche settimana (reazioni tardive e ultra-tardive), si raccomanda di tenere il paziente in osservazione per almeno mezz’ora dopo la

somministrazione del mezzo di contrasto e di informarlo sull'eventuale comparsa di effetti collaterali successivi.

Gli interventi dell'ultima sessione riguardavano l'ottimizzazione della dose nelle indagini TC e la responsabilità del medico radiologo nell'utilizzo dei mezzi di contrasto. Dal momento che l'esame TC è il principale responsabile di erogazione di dose radiante alla popolazione per scopi medici, negli ultimi anni si è cercato di ottimizzare i protocolli al fine di ridurre le dosi al paziente. Tale pratica si rivela però positiva solo se consente di mantenere inalterata l'efficacia diagnostica, perché in caso contrario la mancata diagnosi potrebbe portare a conseguenze ancora peggiori. Si è anche ribadito il fatto che il medico radiologo è responsabile in prima persona di ogni singolo aspetto dell'esame TC con mezzo di contrasto, dalla scelta del mezzo stesso alla gestione delle eventuali emergenze, al comportamento di tutte le figure professionali che lo affiancano nelle operazioni, al funzionamento degli strumenti necessari.

La tavola rotonda da un lato ha ribadito la centralità del paziente, dall'altro ha sottolineato la difficoltà di approntare protocolli standard e condivisi.

Il convegno è stata l'occasione di approfondire gli aspetti tecnico-economici riguardanti la scelta del mezzo di contrasto da utilizzare nelle diverse indagini diagnostiche, di evidenziare le problematiche relative al singolo paziente e di delineare le responsabilità di ciascuna figura professionale coinvolta nell'intero processo diagnostico.

POINT/COUNTERPOINT: RUBRICA DI *MEDICAL PHYSICS*

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

L'MRI/CT è il futuro nella pianificazione radioterapica

Med. Phys. 41 (11), Novembre 2014

Il ruolo delle immagini di Risonanza Magnetica in Radioterapia diventa sempre più importante principalmente a causa delle loro caratteristiche: alto contrasto, alta capacità di visualizzare i tessuti molli e possibilità di ottenere informazioni funzionali che competono con quelle della PET/CT. Tutto questo insieme all'assenza di distorsione nelle immagini CT, conduce a pensare che la modalità combinata diventerà predominante. Il dibattito del mese avviene tra i sostenitori di questa tesi e coloro che la pensano all'opposto.

A favore dell'affermazione del titolo, interviene CK Glide-Hurst, Senior Staff Physicist presso l'unità di Radio-oncologia all'Henry Ford Health System, a Detroit nel Michigan, che afferma che negli ultimi vent'anni, la simulazione TC è stato il metodo primario nella pianificazione in Radioterapia. La TC infatti offre un'eccellente risoluzione spaziale, elevatissima affidabilità geometrica, tempi di esecuzione rapidi, accurata analisi delle densità elettroniche con conseguente precisione nel calcolo della dose rilasciata. Tutto questo senza dimenticare che con i moderni sistemi il risparmio di dose è giunto fino al 70%! L'unico vero punto debole della TC è il basso contrasto tissutale ma attraverso la combinazione MRI/CT anche questo limite viene superato. L'autrice continua il suo intervento passando in rassegna i limiti dell'uso di immagini di fusione ottenute da modalità CT e MRI distinte nonché quelli di utilizzare esclusivamente immagini MR, per concludere in linea con l'enunciato iniziale.

Per l'opinione opposta, scrive invece DA Low, Professore di Radio-oncologia e vice-Direttore di Fisica Medica nell'unità di Radio-oncologia dell'UCLA di Los Angeles in California. L'analisi che l'autore ci propone è di tipo innanzitutto economico: egli ricorda che il rimborso nel sistema attualmente in vigore negli Stati Uniti prevede una singola modalità di simulazione, pertanto il cambiamento previsto dal titolo condurrebbe inevitabilmente a un aggravio di spesa per i pagatori o un mancato rimborso per la struttura che eroga il trattamento. Il passaggio dalla

simulazione CT alla simulazione MR, che descrive meglio i tessuti molli, comporta la rinuncia a preziose informazioni. Come ultima considerazione l'autore scrive che l'introduzione delle immagini MR non ha sostanzialmente cambiato gli esiti dei trattamenti, ovvero il miglioramento in termini di sopravvivenza dei pazienti.

La radioterapia è un trattamento appropriato da considerare per i pazienti affetti da virus Ebola

Med. Phys. 42 (3), Marzo 2015

Il virus Ebola sta diffondendosi con grande rapidità nei paesi dell'Africa Occidentale, e i medici stanno urgentemente cercando modalità di trattamento dei pazienti infetti in modo da impedirne l'ulteriore diffusione. La situazione in Africa è disperata tanto che sono stati adottati anche trattamenti assolutamente non basati sull'evidenza. La proposta avanzata dal titolo è il tema del dibattito attuale.

A sostegno di quanto enunciato dal titolo interviene WF Ngwa, Faculty Medical Physicist alla Harvard Medical School e all'Università del Massachusetts. L'infezione da Ebola è caratterizzata da basso conteggio di globuli bianchi normali, febbre, affaticamento/debolezza, facilità di sanguinamento, dolorabilità generale. I sintomi sono sovrapponibili a quelli dei cancri del sangue quali leucemia e linfomi, spesso trattati con radioterapia. Inoltre si è dimostrato che la famiglia di virus cui Ebola appartiene è tra le più radiosensibili, e conseguentemente anche le cellule infette diventano estremamente radiosensibili. In conclusione un potenziale trattamento potrebbe essere la Total Body Irradiation (TBI), unita a somministrazioni/trasfusioni di cellule staminali ematiche; anche la radioimmunoterapia (RIT) potrebbe essere considerata.

Contro questa proposta interviene invece R Teboh, Fisico dell'unità di Radio-oncologia della Johns Hopkins University School of Medicine di Baltimora nel Maryland. Secondo il suo parere la necessità di limitare gli effetti collaterali porterebbe la dose somministrata a un livello non curativo. Inoltre nei paesi a basso e medio reddito sussiste un fortissimo bisogno di trattamenti di radioterapia per il cancro (si stima che nel 2020 il cancro in questi paesi crescerà al ritmo di 9.3 milioni di nuovi casi all'anno raggiungendo i due terzi della casistica mondiale), pertanto non sarebbe possibile stornare del tempo macchina a favore di un ipotetico trattamento di Ebola. Nel mondo abbiamo una media di circa 2 acceleratori per milione di abitanti: 8.6 nei paesi sviluppati contro 1.6 nei paesi in via di sviluppo. In aggiunta a tutte queste considerazioni l'autore ricorda che la WHO ha autorizzato l'uso di alcuni farmaci sperimentali pertanto il modo migliore di spendere risorse per questo tipo di malattia è quello di finanziare i test di sicurezza su questi farmaci.

