

PROPOSTA DI TUBO ROENTGEN
CON ANODO ANULARE E DIAFRAMMA FENESTRATO
PER L'AUMENTO
DEL TASSO DI ASSORBIMENTO IN PROFONDITÀ
DELLE RADIAZIONI IN TERAPIA (*)

RENZO BOSSI

SUMMARIVM. — Auctor proponit rationem solvendi problema concentrationis radiationum X, adhibito tubo aliquo qui anodum toroidalem habet et diaphragma radiationes ipsas in fascem convergentem colligens. Tubi et diaphragmatis exemplum exhibetur.

Uno dei fini per i quali i radiologi si sono maggiormente battuti è quello di trasportare nelle profondità dei tessuti una dose percentuale alta di radiazioni, in rapporto alla dose che incide in superficie, il che impropriamente si suol dire migliorare il tasso di trasmissione in profondità. In realtà al radiologo non interessa migliorare detto tasso riferito alla radiazione, in quanto alte intensità di energia radiante raggiungano i piani profondi, ma aumentare la quantità di energia radiante *assorbita* in profondità, in relazione a quella assorbita in superficie. Gli effetti biologici della radiazione non sono infatti dovuti all'energia radiante che attraversa l'organismo, ma a quella

(*) Nota presentata dall'Accademico Pontificio S. E. Gustavo Colonnetti il 17 luglio 1946.

che viene assorbita o degradata (attraverso ai fenomeni rispettivamente dell'assorbimento e diffusione), nè quest'ultima è sempre proporzionale alla prima. Sarebbe perciò più proprio parlare di tasso di energia assorbita o dose relativa di profondità (relative Tiefendosis).

Sino ad ora si è cercato di migliorare detto tasso variando la qualità o la forma dei fasci radianti; scopo della nostra ricerca è di migliorare ulteriormente il rapporto dell'energia assorbita modificando il focolaio di emissione dei tubi generatori di raggi X.

Non sarà fuor di luogo passare qui brevemente in rassegna quali sono le possibilità dei primi due gruppi di accorgimenti riguardanti qualità e forma dei fasci. Le modificazioni di qualità dei fasci hanno una finalità evidente finchè sono contenute in certi limiti: occorre anzitutto omogeneizzare il fascio policromatico che esce dall'ampolla, privandolo delle radiazioni troppo molli che verrebbero assorbite in totalità dagli strati superficiali. Questo scopo viene raggiunto con la filtrazione. L'omogeneità che noi richiediamo al fascio di radiazioni è relativa ai tessuti viventi: tale che la percentuale di radiazioni che viene assorbita in strati successivi sia sempre la stessa: le λ del fascio omogeneizzato devono pertanto essere comprese in valori tali (sempre piccoli) per cui il coefficiente di assorbimento del tessuto vivente per le varie λ che compongono il fascio, sia pressapoco uguale.

L'omogeneità può essere raggiunta nel campo di onde più o meno piccole: gamme di onde assai brevi comportano un maggiore assorbimento negli strati profondi di quanto non avvenga per onde più lunghe. Oltre un certo limite, però, essendo la quantità assorbita sempre più piccola e non crescendo in rapporto inverso la quantità diffusa, il vantaggio di usare brevi λ non è più sensibile, specie quando si usino grossi campi. A ciò si aggiunga che tutti i tentativi per avvicinare alle λ delle radiazioni γ quella dei raggi Roentgen sono subordinati all'aumento di potenza degli impianti radiologici, aumento di potenza che, quando ci si voglia portare ai milioni di Volta, importa tale mole, costo e complicatezza degli impianti, da renderne l'uso limitato a pochissimi Istituti altamente dotati e specializzati.

Ai fini pratici, essendo l'effetto biologico delle radiazioni indipendente dalla lunghezza d'onda delle stesse, è sufficiente usare tensioni massime al tubo di 180, 200 kV. Tensioni maggiori non compor-

tano un vantaggio che sia proporzionale alla mole ed al costo degli impianti.

È utile richiamare qui brevemente alcuni concetti fondamentali relativi alle misure Roentgen: l'unità internazionale r è la quantità di radiazione che libera, in un cm.³ di aria a 0° centigradi e a 76 cm. di pressione di colonna di mercurio, una quantità unitaria di elettricità. Essa deve intendersi perciò come unità di energia assorbita, relativa all'unità di volume e cioè al centimetro cubo. L'attività biologica delle radiazioni è in rapporto alla concentrazione del flusso Roentgen, e cioè all'illuminazione, relativamente all'assorbibilità delle radiazioni considerate. È perciò la dose per unità di volume, normalmente tradotta in r , ma che può anche essere espressa dalla differenza tra flusso entrante e flusso uscente, che determina gli effetti sulla sostanza vivente.

Al radiologo però non interessa solo la dose per unità di volume, ma anche la quantità complessiva di radiazioni che viene assorbita nel corpo del paziente e che, per forza di cose, va a colpire anche i tessuti sani portandovi alterazioni biologiche che sono dannose e che occorre contenere nel limite minimo. In altre parole non è desiderabile l'assorbimento di radiazioni Roentgen al di fuori del focolaio che si desidera irradiare.

Quest'ultimo concetto di dose-volume (Raumdosis: Chaoul) può essere espresso in $r - \text{cm}^2$ o, più comodamente in $r - \text{litro}$ ed è calcolabile con complesse formule matematiche. Ma un'idea chiara noi possiamo formarci di quello che è la dose di volume, immaginando un fascio radiante conico che colpisca un corpo di un dato spessore.

La parte del corpo irradiata ha forma di un tronco di cono che noi possiamo dividere in tanti strati ciascuno di spessore unitario. Considerando per semplicità una dose uniforme in ciascun punto di ogni strato e misurando il numero di r ricevuto per ogni cm.³ dei vari strati, potremo ricavare la dose di volume moltiplicando la dose in r di ogni strato per il volume stesso e sommando poi tutti i valori.

Ne deriva che radiazioni che erroneamente vengono dette avere le stesse intensità in quanto forniscono lo stesso numero di r in superficie, possono dare una dose di volume assai diversa a seconda della loro forza di penetrazione (strato emivalente). In realtà, radiazioni assai penetranti e radiazioni molli che forniscano lo stesso numero di r in

superficie, sono di assai diversa intensità. Le prime infatti, dopo aver subito in superficie un assorbimento pari alle seconde, sono in grado di portare agli strati profondi una quantità di radiazioni percentualmente sempre più alta in rapporto a quella trasportata da un fascio di raggi molli. In altre parole le radiazioni più dure, possedendo un'energia maggiore ed essendo pertanto meno assorbibili devono essere più intense per fornire lo stesso numero di r : la dose infatti non è altro che quella parte dell'irradiazione che viene assorbita.

La cosiddetta gammaterapia nel campo delle radiazioni Roentgen, oltre a non modificare sostanzialmente la dose relativa di profondità, richiederà pertanto una intensità di radiazione assai maggiore che la normale terapia profonda. In ogni caso la terapia profonda verrà fatta a costo di alte dosi di volume, maggiore ancora quando vengono usate altissime tensioni.

Non possiamo evitare di fare qui un'osservazione: si ha l'impressione che fino ad oggi il concetto di dose-volume sia stato piuttosto trascurato dai radiologi, il che è anche spiegabile con la mancanza di un'unità che traduca la dose totalmente assorbita. A ciò non serve infatti l'unità r : dire, ad esempio, che ad un corpo sono stati somministrati un certo numero di r con una determinata qualità di radiazioni, su un campo rispettivamente di 200 e di 400 cm.², muta sostanzialmente il quadro dell'irradiazione, non soltanto per il tasso di energia assorbita in profondità, che sarà nel secondo caso lievemente superiore, ma anche per la dose-litro assorbita complessivamente dal paziente che sarà nel secondo caso ben due volte maggiore.

Accorgimenti che sfruttano la forma e ripartizione dei fasci permettono di migliorare ulteriormente la dose relativa di profondità: il primo accorgimento vantaggiosamente usato è di limitare al minimo la divergenza dei raggi, allontanando il tubo quanto più è possibile dalla pelle, relativamente al rendimento del tubo stesso che rapidamente decresce in proporzione inversa al quadrato della distanza. Con tale accorgimento, la densità del flusso nel corpo irradiato, via via che ci si allontana dai tessuti superficiali, sarà maggiore che usando radiazioni più divergenti, perchè il fascio primitivo sarà meno disperso. La dose assorbita per unità di volume risulterà quindi più grande.

Un altro accorgimento sfrutta non più le radiazioni primitive ma quelle secondarie generate in ogni punto del corpo del paziente, per

degradazione delle radiazioni primitive. Dette radiazioni che si propagano in ogni direzione, vanno ad aggiungersi alle radiazioni primitive che colpiscono la zona da irradiare, situata al centro del campo. È ovvio che potremo accrescere la quantità delle radiazioni secondarie senza mutare la dose superficiale accrescendo la massa irradiata, ingrandendo quindi il campo di irradiazione. Crescerà conseguentemente, come già si è detto la dose litro.

Esistono dei limiti oltre i quali l'ingrandimento del campo non è più vantaggioso: le radiazioni secondarie, di λ piuttosto grande, sono infatti facilmente assorbibili, e, per poter essere utilizzate nella zona che interessa, devono essere originate non molto lontano da essa.

Altro accorgimento utile alla metodica roentgenterapica è la moltiplicazione delle porte d'entrata, il che porta alla convergenza dei vari fasci nella zona profonda che interessa. Con ciò si ottiene una migliore ripartizione spaziale e si evita un forte carico su un volume limitato di tessuti sani. Detto artificio può essere ancora migliorato usando la cosiddetta terapia rotatoria: ruotando cioè il tubo o il paziente, talchè la zona interessata sia il fulcro del movimento rotatorio.

Ciò può essere ottenuto a spese di impianti estremamente complessi e costosi: in ogni caso, pur diluendo notevolmente la dose sulla cute e la dose unitaria che viene assorbita dai tessuti sani, la dose-volume totale assorbita dal paziente è la stessa che si usasse un campo unico e fisso con limitatore analogo. La terapia rotatoria può essere applicata solo in Centri altamente dotati, mentre correntemente si usa aumentare il numero delle porte d'entrata: in media tre campi.

Riassumendo, possiamo, con i sistemi fino ad ora sfruttati, migliorare il tasso di energia assorbita in profondità sia uniformando il fascio radiante con l'uso di filtri, sia aumentando la penetrazione delle radiazioni, sia usando forti distanze focali, sia impiegando grandi campi. Una maggiore diluizione di radiazioni nei tessuti sani si ottiene moltiplicando le porte d'entrata o con la terapia rotatoria.

Detti accorgimenti non possono essere spinti oltre ad un certo limite sia per la complicatezza e costosità degli impianti Roentgen ad altissime tensioni, e degli impianti per terapia rotatoria, sia per la diminuzione di rendimento del tubo quando si impieghino forti distanze focali, sia per la dannosità dei grandi campi in relazione alle forti dosi litro assorbite dal paziente.

* * *

Un deciso miglioramento della tecnica roentgenerapica potrebbe essere raggiunta qualora noi disponessimo di un fascio di radiazioni convergente. Potremmo in tal modo concentrare in profondità le radiazioni del fascio primario. Detta idea non è nuova: il LENZI, riprendendo le esperienze del fisico PIERUCCI, ha sperimentato speciali collettori, costruiti con cristalli di mica o di grafite, che funzionano come una lente astigmatica e prevede vantaggi notevoli per il terapeuta, qualora questi possa disporre di radiazioni convergenti, che concentrino l'energia Roentgen in una ristretta zona - ed in quella sola - spazialmente ben definita, risparmiando così i tessuti circostanti. Le sue esperienze, che durano da anni, non hanno ancora portato a risultati pratici a causa delle forti difficoltà incontrate.

Noi crediamo tuttavia che lo stesso scopo potrebbe essere raggiunto mediante una radicale modificazione del sistema generatore e convogliatore delle radiazioni X, le cui basi teoriche formano appunto l'oggetto di questo lavoro ⁽¹⁾.

Il LENZI stesso cita un progetto di VON WIESER, ripreso dal MARAGLIANO, di un tubo formato di un grosso anticadoto concavo, accoppiato ad un limitatore costituito da un cilindro di piombo perforato da numerosi canalicoli, diretti in modo tale da assicurare il passaggio di fasci convergenti in un dato punto e solo in questo, cilindro che eventualmente potrebbe essere rotante, secondo la proposta di MARAGLIANO.

Detto progetto presta il fianco a obiezioni che, forse, spiegano le ragioni per cui non è mai stato portato a termine: le grandi dimensioni che è necessario dare allo specchio anticatodico, unitamente alla piccola distanza focale necessaria per ottenere un fascio di radiazioni sufficientemente convergente su un fuoco di una certa estensione, sono due requisiti incompatibili uno con l'altro. Dovendo infatti il catodo incandescente essere posto al centro geometrico della callotta sferica costituita dall'anticadoto, e dovendo essa callotta se di grandi dimensioni, avere una curvatura assai grande, il catodo dovrà essere posto a tale distanza dall'anticadoto da rendere necessaria la costruzione di un tubo così esteso in altezza da vietare l'impiego di brevi

(1) Proprietà intellettuale dello scrivente: brevetto n. 4500 del 12 giugno 1946.

distanze focali a meno di ridurre la callotta a piccole dimensioni. In tal caso, però le radiazioni, su un fuoco esteso qual'è quello richiesto dalla roentgenterapia profonda, avrebbero un decorso solo debolmente convergente. La natura del diaframma poi, è tale da consentire la convergenza dei fasci soltanto ad una distanza fissa dal diaframma stesso.

Secondo il nostro progetto, invece, il tubo radiogeno presenta un anticatodo nastriforme, incurvato così da costituire un circolo chiuso, a foggia di anello, e un catodo pure anulare, concentrico ad esso. La superficie anticatodica è verticale. Le radiazioni emergenti da ogni punto dell'anticatodo vengono diaframmate da una lamina di piombo fenestrata, sottostante al tubo. La finestra è di forma anulare, di diametro inferiore a quello dell'anticatodo ed è attraversata da una serie di lamine radiali di piombo, di numero e dimensioni convenienti che la suddividono in camere separate. Tali lamine radiali hanno la funzione di permettere il passaggio delle radiazioni provenienti dalla superficie anticatodica e contenute in piani verticali, mentre assorbono le irradiazioni più inclinate. Le radiazioni contenute in un piano verticale, ma fortemente oblique, che tenderebbero ad uscire dalla camera diametralmente opposta della finestra schermante, sono arrestate da un corto limitatore cilindrico, entro il quale la finestra stessa è racchiusa. (fig. 1 e 2).

Si realizza così la possibilità di irradiare la cute con un numero altissimo (teoricamente infinito) di campi convergenti in un fuoco situato al disotto della cute stessa. La zona di sovrapposizione dei fasci componenti il nostro sistema avrà la forma di due coni contrapposti, aventi base comune. Supponendo i fasci di forma lamellare il fuoco sarà concentrato su una linea verticale che unisce i due apici dei coni, passando per il centro della base. Il fuoco infatti verrebbe a ricevere radiazioni da tutti i punti dell'anticatodo, mentre ogni punto compreso in altra zona dei coni, riceverebbe radiazioni solo da due punti diametralmente opposti dell'anello anticatodico.

In realtà il fuoco sarà una larga stria cilindrica, e non una linea, vuoi perchè l'anticatodo non è, in sezione, un punto, vuoi perchè le concamerazioni della finestra schermante lasciano in realtà uscire un fascio radiante esteso nelle tre dimensioni.

Le radiazioni X che fuoriescono da un settore della finestra illumineranno una sezione qualsiasi dei coni, per esempio la base, secondo una striscia passante per il centro della sezione, completamente sovrapposta alla striscia di illuminazione inviata dal settore controlate-

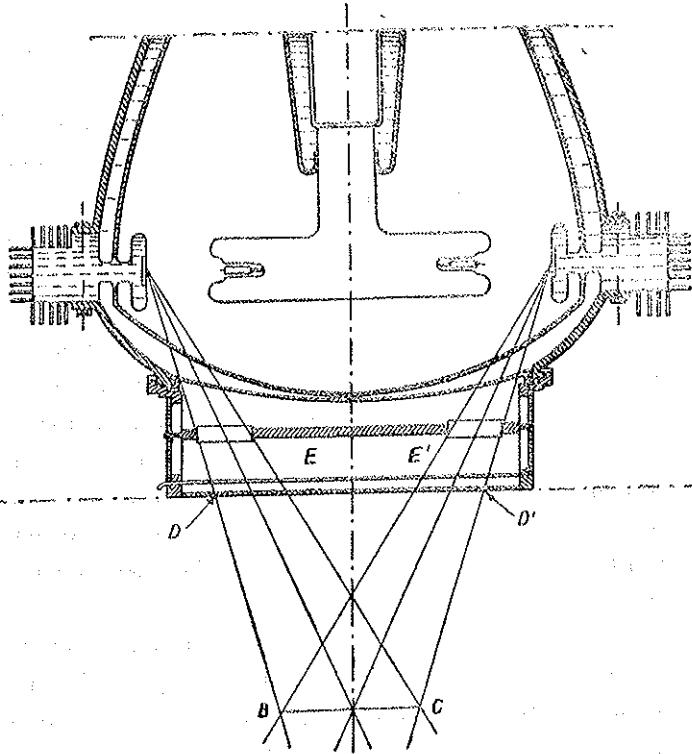


FIG. 1.

Schema costruttivo del tubo ed accessori e decorso di due fasci contrapposti.

rile della finestra e parzialmente sovrapposta a quelle contigue. Detta striscia ha un'illuminazione uniforme: la somma delle distanze di ogni suo punto dai due fuochi contrapposti, è infatti pressapoco uguale. La sovrapposizione di tutte le striscie su quel piano determinerà però una maggiore illuminazione al centro, che rappresenta la sezione della striscia cilindrica focale. Rende chiaramente l'idea il seguente esempio: una moneta messa di spigolo su un tavolo e vista dall'alto presenta

uniformità di tono sul contorno semicircolare che possiamo scorgere, e che a noi appare rettilineo. Ma se diamo alla moneta movimento di trottola, potremo scorgere un cerchio concentrico ben distinto e una zona circostante sfumata sempre più man mano che ci si avvicina alla circonferenza.

In realtà abbiamo fino ad ora considerato solo le radiazioni primarie che costituiscono una parte soltanto delle radiazioni che giun-

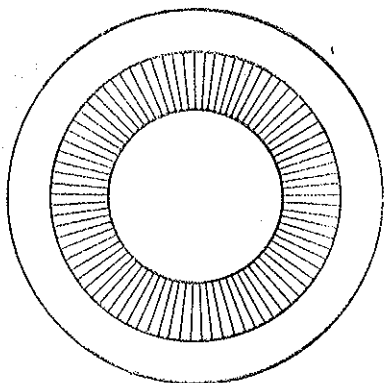


FIG. 2.

Pianta della finestra schermante.

gono in profondità, (per esempio: a una profondità di 10 cm. dalla cute ritroviamo solo il 20 % delle radiazioni del fascio primario generato da un apparecchio a tensione costante di 180 kV, filtro un mm. Cu., distanza focale 60 cm., mentre tenendo conto delle radiazioni secondarie la dose relativa di profondità è, a 10 cm. del 40 %).

Le radiazioni secondarie che si propagano in ogni senso verranno a colmare in parte la sproporzione di dose fra centro e periferia della zona di sovrapposizione dei fasci. Solo con l'esperimento sarà possibile stabilire esattamente la ripartizione delle dosi nei due coni di sovrapposizione. È tuttavia prevedibile che concentrando le radiazioni in un volume assai piccolo, la dose alle varie altezze del cono, sarà praticamente uniforme. Un maggior carico centrale si avrà invece concentrando i raggi su focolai più grandi. Usando i comuni accorgimenti

della metodica roentgenterapica è presumibile che si possano raggiungere dosi uniformi: basterà, nelle sedute successive, mettere a fuoco punti sempre diversi, e usare due campi contrapposti.

È d'altra parte probabile che la possibilità di creare una zona centrale di maggior carico di dose possa, in determinate eventualità della pratica terapeutica, costituire un non trascurabile vantaggio.

Si realizzerebbe infatti, in queste condizioni, una situazione assai prossima a quella che si produce con l'infissione di preparati radiferi nella compagine dei tessuti neoplastici.

Con questo metodo il focolaio di irradiazione (radium) viene portato al centro della massa patologica, dove si ha, così, il massimo di carico di dose, e si aggredisce il tumore dal centro verso la periferia, anzichè dalla periferia verso il centro come avviene nella normale radioterapia e nella radiumterapia di superficie.

E i risultati pratici, quali ne possano essere le spiegazioni teoriche fisico-biologiche su cui non è qui il caso di intrattenerci, dimostrano come, nei casi in cui la pratica dell'infissione è attuabile, siano frequentemente assai più favorevoli che non con gli altri metodi.

È difficile poter stabilire teoricamente il rendimento del sistema qualora si irradi un corpo dello stesso coefficiente di assorbimento dei tessuti organici, soprattutto per la pratica impossibilità di stabilire a priori l'entità delle radiazioni secondarie. È in ogni caso prevedibile una ben migliore utilizzazione delle stesse, condizionatamente alla forma del fascio radiante. Dette radiazioni, globalmente considerate, saranno generate infatti in punti più vicini al focolaio irradiato di quanto non sia in un fascio divergente avente le stesse caratteristiche e lo stesso flusso.

Per avere un'idea della possibilità del sistema, basta immaginare quale potrebbe essere il rendimento nell'aria. In tal caso vengono considerate solo le radiazioni primarie trascurando l'assorbimento dell'aria stessa: il flusso Roentgen che passi per un piano anulare corrispondente alle linee $D E$ e $E' D'$ della figura che ne rappresenta una sezione, taglierà analogamente un piano circolare più lontano il cui diametro sia $B C$.

Essendo detto piano circolare più piccolo del primo, la densità del flusso (illuminazione) passante per lo stesso, sarà in proporzione

inversa al rapporto tra le due superfici. Detto rapporto, del quale parleremo più a lungo tra poco, varia, nelle condizioni in cui vorrebbe impiegato il sistema per roentgenterapia profonda, da 2 a 5.

Riassumendo, mentre le radiazioni del fascio primario che rispondono alla legge del quadrato delle distanze, andranno nel nostro caso concentrandosi in profondità, sulla zona descritta, essendo i fasci molteplici e convergenti, le radiazioni secondarie verranno più vantaggiosamente impiegate che nei sistemi ora in uso per la favorevole ripartizione spaziale dei punti nei quali vengono generate rispetto alla zona che interessa irradiare.

Sostanzialmente viene realizzato un sistema analogo a quello delle irradiazioni con campi multipli o della terapia rotatoria, con il vantaggio, oltre che della maggior semplicità della metodica e minore complicatezza dell'impianto, relativamente alla terapia rotatoria, di poter efficacemente ridurre, a parità di dose di focolaio, la dose di superficie e la dose litro complessivamente assorbita dal corpo del paziente. Nella terapia rotatoria e nella terapia con campi multipli, infatti, mentre, come prima si è detto, le radiazioni che colpiscono i tessuti sani vengono diluite (ad esempio: basterà dare 2000 *r* su tre porte diverse anzichè darne 6000 su una sola, raggiungendo lo stesso scopo di fornire 3000 *r* di dose di focolaio essendo del 50 % il tasso di assorbimento in profondità), la dose litro è la stessa che se si usasse un campo unico delle stesse dimensioni. Naturalmente gli effetti sono meno gravi in relazione alla diluizione di cui si è parlato.

Col sistema in istudio, invece, nelle condizioni tecniche di impiego di cui si parlerà più oltre, il campo di ingresso delle radiazioni sarà di media grandezza ed il tasso di assorbimento in profondità nettamente superiore a quello ora ottenibile per le ragioni più sopra elencate e correlate al decorso dei raggi primari e alla utilizzazione dei secondari.

Essendo ad esempio il tasso di trasmissione dell'1,5 %, si potranno, nelle condizioni dell'esempio più sopra citato, fornire 3000 *r* sul focolaio con la stessa qualità di radiazioni, dando una dose litro tre volte inferiore (eventualmente ripartita in due o più campi di irradiazione). L'ideale dell'irradiazione si ha, secondo CHAOUX, quando il rapporto tra dose-volume del focolaio e la dose-volume totale è

uguale ad 1, il che si osserverebbe solo quando tutte le irradiazioni assorbite fossero concentrate nel focolaio. In realtà mentre la dose-volume del focolaio è il 25 % di quella totale nella plesio-roentgenterapia, esso scende al 3 % nella radiumterapia a contatto, all'1,6 % nella roentgenterapia rotatoria, e a meno del 0,1 % nella roentgenterapia su ampi campi.

Da quanto si è detto derivano i due fondamentali vantaggi del sistema:

possibilità di concentrare alte dosi di radiazioni in profondità con piccole dosi di superficie;

meno estesa e diffusa irradiazione del paziente.

A parità di irradiazione del paziente si raggiungeranno invece dosi di focolaio molto più grandi di quelle ora raggiungibili; ciò renderebbe possibile il trattamento di tumori ad alta radioresistenza situati profondamente, i quali, coi metodi attuali, non possono essere raggiunti da quantità sufficienti di radiazioni per pericolo di radiolesioni cutanee.

Ciò che soprattutto caratterizza il sistema in esame è la concentrazione in profondità dei raggi del fascio primario, concentrazione che avverrà in rapporto inverso a quello della superficie della porta cutanea rispetto a quella di un piano che coincida con le basi dei due coni di sovrapposizione. Detto rapporto è più grande se l'obliquità dei raggi centrali è maggiore. Sarà quindi realizzabile un miglior rapporto costruendo un tubo con un forte diametro dell'anello anticatodico, usando piccole distanze focali e riducendo al minimo, mediante una finestra adeguata, il volume dei due coni. Non è possibile, per ovvie ragioni, aumentare il diametro anticatodico o diminuire la distanza fuoco-pelle oltre un certo limite.

Noi abbiamo studiato i rapporti per diametri anticatodici da 30 cm. a 20 cm., e distanze fuoco-pelle di 15 cm. e per coni di sovrapposizione, aventi un diametro della base dai 15 ai 5 cm.

Ne abbiamo ricavato i seguenti dati:

ponendo la base dei coni, ove i punti radianti dell'anticatodo convogliano tutte le loro radiazioni, alla profondità di 10 cm., abbiamo avuto: per diametri anticatodici di 30-25 e 20 cm. e campo profondo

(base dei coni) del diametro di 15 cm.: rapporti rispettivamente di 1,92- 1,61- 1,18; per gli stessi diametri anticatodici e campo profondo del diametro di 10 cm.: 2,9- 2,4- 1,9; e per campo profondo del diametro di 5 cm.: 5,8- 4,4- 3,8.

Allontanando il campo profondo dalla cute, si ha un rapporto più alto, avvicinandolo un rapporto inferiore. Ecco i rapporti dei diametri anticatodici di 30, 25 e 20 cm. e campo profondo del diametro di 15 cm. a 15 cm. di profondità: 2- 1,68- 1,29; mentre per campi profondi a 5 cm. di profondità si ottiene:

- per campo del diametro di 15 cm.: 1,58- 1,40- 1,12.
- per campo del diametro di 10 cm.: 2,25- 1,9- 1,55.
- per campo del diametro di 5 cm.: 4,4- 3,85- 3,55.

Avvicinando ulteriormente i coni si ha rapporto sempre più vicino a 1.

Anche la forma dei coni varia volta a volta: la forma ideale sarebbe quella che più è vicina alla sfera: l'altezza di un cono dovrebbe essere uguale al raggio della base. In realtà, il cono più lontano è, per effetto di proiezione, sempre più alto dell'altro.

I coni poi tendono ad allungarsi quanto più l'irradiazione è profonda ed a schiacciarsi quando più si opera vicino alla pelle, mentre l'altezza dei coni sarà ridotta se si usano anticatodi a grande diametro. Il diametro di 30 cm. dà, ad una profondità di 10 cm.: per campo di 15 cm. di diametro: altezza del cono superiore cm. 8,2; per campo di 10 cm. di diametro: altezza del cono superiore cm. 6,2; per campo di 5 cm. di diametro: altezza del cono superiore cm. 3,6. Mentre alla profondità di cm. 5 l'altezza del cono superiore è lievemente inferiore al raggio della base.

La porta cutanea è quasi sempre di forma anulare. Se l'apice del cono superiore tocca o supera la cute, sarà a forma di cerchio. La superficie del campo varia, negli esempi sopra citati, da 80 a 340 cm.². La ripartizione della dose sulla cute non può essere che lievemente disuniforme, essendo le parti periferiche dell'anello cutaneo più vicine all'anticatodo. Maggiore disuniformità si avrà quando l'apice del cono superiore tocca o supera la cute: il che accade quando si facciano sovrapporre le radiazioni su larga base ed a piccola profondità: si avrà in tal caso un sovraccarico di dose al centro del campo cutaneo.

Tecnicamente sarà cosa facile raggiungere lo scopo di « mettere a fuoco » il campo profondo: la superficie di sovrapposizione totale dei fasci radianti sarà condizionata infatti dalla forma della finestra, mentre variando l'altezza della stessa rispetto al fuoco di emissione essendo tenuta costante la distanza fuoco-pelle, varierà la profondità della zona di convergenza. Praticamente quindi lo scopo sarà raggiunto costruendo una serie di limitatori in ognuno dei quali sia contenuta una finestra scorrevole in senso verticale, di diverse dimensioni.

Una corsa di pochi centimetri consentirà una messa a fuoco alla profondità voluta su un'estensione di 10-15 cm. Si realizza così la possibilità di mettere accuratamente a fuoco, usando una tecnica perfetta, anche piccoli campi situati in profondità. Si opererà in ogni caso usando corti limitatori cilindrici, chiusi verso il basso da uno strato di sostanza plastica per arrestare le radiazioni secondarie emesse dai filtri che, per comodità di costruzione, dovranno essere situati al disotto della finestra, e quindi a breve distanza dalla cute.

Si prospettano indubbiamente difficoltà per la costruzione del nostro tubo Roentgen. Essendo infatti necessario contenere la distanza fuoco-pelle, in limiti assai piccoli, occorre limitare al minimo possibile la distanza tra piano anticatodico e parete inferiore del tubo. Essendo il diametro anticatodico di 30 cm., il tubo assumerebbe grandi dimensioni e la curvatura della parete opposta all'anticatodo dovrebbe pertanto essere così grande da compromettere la capacità di resistenza delle pareti stesse nel riguardo della pressione atmosferica.

Ad ovviare tale inconveniente si propone di ridurre le dimensioni del tubo conservando inalterato il diametro anticatodico, col portare l'anticatodo stesso a far corpo colle pareti del tubo collegate a terra.

Il tubo verrebbe così ad essere di dimensioni minori, e sarebbero consentite distanze focali di 15 cm. Il limitatore verrebbe, come nella figura, ad avere un'altezza di cm. $8\frac{1}{2}$ ai lati. Un grosso blocco anulare di rame verrebbe saldato all'anticatodo, colla funzione di convogliare all'esterno il calore prodotto. Altri particolari costruttivi possono essere desunti dallo schizzo di massima contenuto nella figura.

Essendo l'anticatodo collegato alla cuffia ed a terra, il raffreddamento per conduzione risulterà notevole; ed il tubo potrà anche fun-

zionare da autoraddrizzatore, consentendo così di racchiudere tubo e trasformatore in unico blocco.

Il carico unitario anodico sarà assai basso: assorbendo il tubo una potenza di 1500 Watt, e supponendo l'anticatodo alto 15 mm., ogni millimetro quadrato del fuoco, sopporterà poco più di 1 Watt al secondo, ove il carico specifico del tungsteno è di 200 Watt e la potenza normalmente assorbita da ogni millimetro quadrato di tungsteno nei tubi attualmente in uso è di 75 Watt al secondo, considerando una macchia focale di 20 mm² e funzionamento con corrente continua di 180 kV e 8 mA. Saranno raggiunte quindi condizioni ideali per evitare soprariscaldamenti dell'anticatodo.

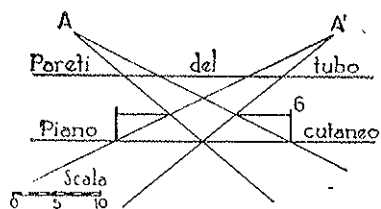


FIG. 3.

Schema del decorso delle radiazioni
nella plesioterapia.

L'illuminazione fornita in superficie sarà assai alta, in relazione alla piccola distanza focale (maggiore utilizzazione delle radiazioni X). Si realizzeranno quindi in campo tecnico innegabili vantaggi:

- durata pressochè illimitata del tubo per la notevole estensione della massa focale e scarso carico sull'unità di superficie.
- semplificazione dei sistemi di raffreddamento.
- economia di esercizio (a parità di potenza impiegata dal tubo si ha un'illuminazione oltre 6 volte maggiore che usando distanze focali di 60 cm., normalmente impiegate in terapia profonda).

Un'ultima interessante applicazione del tubo ad anticatodo anulare riguarda la roentgenterapia di vicinanza (plesioroentgenterapia) su ampi campi. Facendo incrociare totalmente i raggi dei punti focali opposti al disopra della superficie cutanea, mediante una finestra non più anulare, ma circolare (in tal caso non verrà usato il diaframma del tipo più sopra illustrato), si otterranno radiazioni fortemente di-

vergenti. Diminuendo l'altezza del cilindro limitatore fino a distanze focali minime, la divergenza verrà ancora aumentata, senza che pertanto si abbiano forti squilibri di dose fra centro e periferia del campo, quali si osserverebbero ponendo un normale anticatodo all'apice del cono superiore di sovrapposizione dei fasci del sistema in esame, anticatodo che nelle stesse condizioni, invierebbe sulla cute radiazioni della stessa divergenza (figura 3).

I notevoli vantaggi conseguibili nella terapia profonda e in quella superficiale, che fanno praticamente del tubo un tubo universale, giustificano sufficientemente il nostro intento, per quanto grandi possano essere le difficoltà costruttive.

Confidiamo di poter presto portare un definitivo contributo sperimentale alla nostra tesi, una volta in possesso del tubo.