

P o z d n e e v, D.B., M i c h e i č e v, V.V.,  
K o p y t k i n, Ju.V.

Lehrstuhl für Stoffaufbau der N.I. Lobatschewskij-Universi-  
tät Gor'kij und onkologische Gesundheitsfürsorge des Gebie-  
tes Gor'kij

B E R E C H N U N G   D E R   E L E K T R O N E N E N E R -  
G I E S P E K T R E N   I N   H E T E R O G E N E N E N   G E -  
W E B S Ä Q U I V A L E N T E N   M E D I E N   M I T   H I L -  
F E   D E R   M O N T E - C A R L O - M E T H O D E

in: Medicinskaja radiologija. Moskva, 17 (1972), Nr 5,  
S. 50 - 61.

УДК 615.649.52.015.3

Russ.: РАСЧЕТ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ СПЕКТРОВ ЭЛЕКТРОНОВ  
В ГЕТЕРОГЕННЫХ ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНЫХ СРЕДАХ  
МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

Rasčet energetičeskich spektrov elektronov v getero-  
gennyh tkaneëkvivalentnyh sredach metodom Monte-  
Karlo.

Summary

Peculiarities common to procedures employed in estimating by the Monte-Carlo method of the depth energy spectra in heterogenous tissue-equivalent media are described. Quantitative characteristics for normal incidence of an electron beam carrying an energy of 5 and 18 MeV on phantoms consisting of flat layers of the fatty, muscle, bony and pulmonary tissues are reported.

(50)

In breitem Umfang werden Elektronenbeschleuniger immer mehr in der medizinischen Praxis verwendet. Dies macht es notwendig, die Eigenschaften des Elektronenfeldes innerhalb der bestrahlten gewebsäquivalenten Medien detailliert zu kennen (Vaeth). Genaue quantitative Angaben über die räumliche und

spektrale Verteilung der Elektronen in Geweben machen es möglich, die vielfältigen Aufgaben der medizinischen Radiologie zu lösen.

(51) Es gibt einige Methoden zur Auffindung der Spektren in Abhängigkeit von der Eindringtiefe der Elektronen: Berechnung durch die Momentenmethode (B.Ja. Narkevič und I.E. Konstantinov, Spencer und Coyne), experimentelle Messung der Spektren (B.Ja. Narkevič und I.E. Konstantinov) und ein von V.F. Baranov vorgeschlagenes und auf die Verwendung von Absorptionskurven, welches durch empirische Formeln beschrieben werden, beruhendes Rechenverfahren und das Auffinden der Spektren durch die Monte-Carlo-Methode (A.M. Ljubomirov und D.B. Pozdneev).

Es sei jedoch bemerkt, daß wir die Momentenmethode nur für unendliche homogene, isotrope Medien anwenden. Was das Experiment betrifft, so ist es infolge der schwachen Durchdringungsfähigkeit der Elektronen praktisch unmöglich, einen spektrometrischen Elektronendetektor herzustellen, der volle Absorption mit hoher räumlicher Auflösungsfähigkeit und isotroper Winkelcharakteristik besitzt (B.Ja. Narkevič und I.E. Konstantinov).

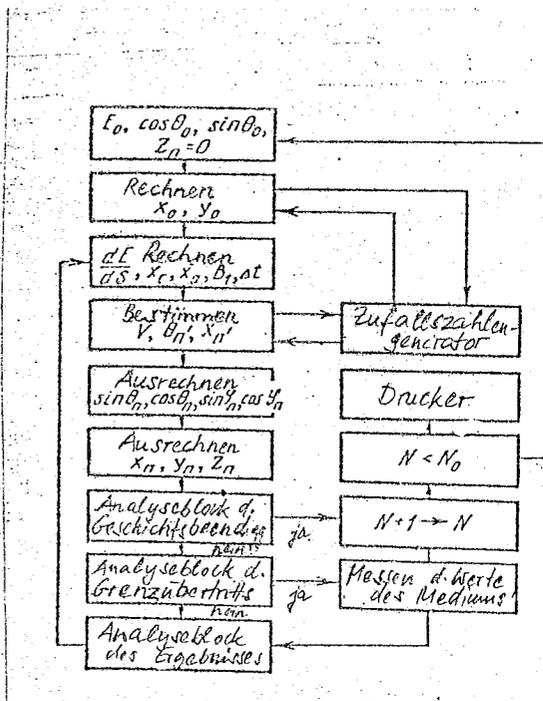


Abb. 1. Blockschaltbild des Rechenprogramms

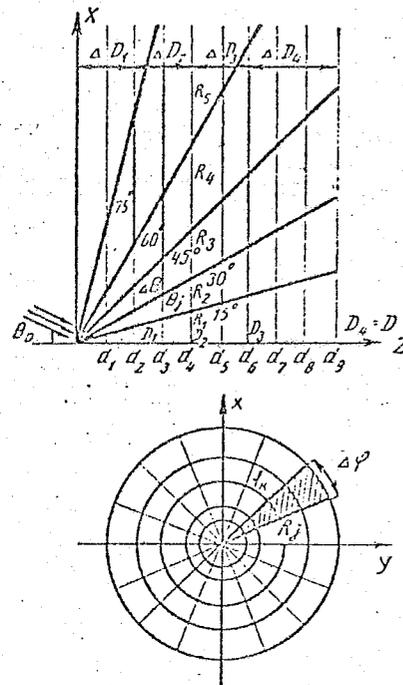


Abb. 2. Geometrie des untersuchten Mediums

Die experimentelle Messung des wahren Elektronenspektrums im Medium, das bestrahlt wird, ist mit großen Fehlern verbunden.

In der Arbeit von A.M. Ljubomirov und D.B. Pozdneev wurde aufgezeigt, daß es zweckmäßig ist, die Monte-Carlo-Methode zur Berechnung der räumlichen und spektralen Verteilungen der Elektronen innerhalb eines homogenen gewebsäquivalenten Mediums anzuwenden. Darin wurden auch quantitative Angaben für Wasser angeführt.

Von großem praktischem Interesse sind Aufgaben für ein aus mehreren Komponenten bestehendes gewebsähnliches Medium. In der vorliegenden Arbeit wird eine Methode zur Berechnung der Elektronenspektren innerhalb eines derartigen Mediums mit Hilfe der Monte-Carlo-Methode in einem modernen elektronischen Digitalrechner beschrieben; es werden quantitative Ergebnisse angeführt.

Die Berechnung wurde mittels statistischer Versuche nach dem von Berger vorgeschlagenen Schema ausgeführt, wobei der Weg logarithmisch in Intervalle unterteilt, und für die Energieverluste die Näherung der kontinuierlichen Abbremsung angenommen wurde.

Das Blockschaltbild für das Programm ist in Abb. 1 dargestellt.

Das Programm hat 3 Hauptteile: die Vorbereitung, das Durchspielen der Elektronenschicksale und die Analyse der aus der Summe der Elektronenschicksale gewonnenen Information.

(52)

In der Aufgabe wurden Elektronenbündel mit der Anfangsenergie  $E_0$  und dem Bündeldurchmesser  $2R_0$  untersucht, die auf die Oberfläche einer ebenen Platte unter dem Winkel  $\theta_0$  bezüglich der Oberflächennormale fallen (Abb. 2). Die Angaben über den Zustand von Fett-, Muskel-, Knochen- und Lungengewebe wurden der Monographie von M. Tjubiana und Koautoren entnommen.

Halten wir einige Besonderheiten im Programm des Durchspielens der Elektronengeschichten fest.

Die Energieverluste in  $(n + 1)$  Schritten wurden nach der Berger-Formel errechnet:

$$\Delta E_{n+1} = E_{n+1} - kE_{n+1}, \quad (1)$$

wobei  $k$  folgendermaßen gewählt wurde: innerhalb einer homogenen Schicht  $k_0 = 0,9576$ , an der Grenze  $k_1 = 0,9786$  oder  $k_2 = 0,9892$  (die Schrittzahl wurde um jeweils das 2 oder 4fache vergrößert).

Die Schrittlänge wurde nach der folgenden Formel errechnet:

$$\Delta S = E_{n+1} (1 - k) \left( \frac{d\bar{E}}{dS} \right)^{-1} \quad (2)$$

mit  $(d\bar{E}/dS)$  — mittlere Elektronenenergieverluste an Ionisierung und Bremsstrahlung.

Im Zusammenhang damit, daß in der vorliegenden Arbeit gewebesäquivalente Stoffe im Energieintervall  $0,1 \div 20 \text{ MeV}$  untersucht werden, wurde die Berechnung von  $(d\bar{E}/dS)$  nach den Formeln für die relativistischen Energien durchgeführt.

T a b e l l e 1

MITTLERE ENERGIEVERLÜSTE  $(d\bar{E}/dS)$  IN BIOLOGISCHEN GEWEBEN  
(in  $\text{MeV/cm}$ ).

Gewebe	$E_0$ (in MeV)					
	1	2	5	10	15	20
Fett	1,755	1,744	1,923	2,071	2,163	2,230
Muskeln	1,874	1,898	2,061	2,225	2,321	2,393
Knochen	2,575	2,613	2,844	3,071	3,210	3,312
Lunge	0,532	0,534	0,587	0,634	0,662	0,683
Wasser	1,885	1,910	2,070	2,250	—	2,410
M. Tjubiana und Ko.						

In Tab. 1 sind die Werte für  $(d\bar{E}/dS)$  angeführt, welche von uns für die verschiedenen Energien  $E_0$  und verschiedenen Gewebsarten errechnet wurden, verglichen mit den Werten für Wasser (M. Tjubiana und Koautoren).

Wenn  $\vec{U}(\theta_n, \varphi_n)$  und  $\vec{U}(\theta_{n+1}, \varphi_{n+1})$  — Bewegungsrichtungen der Teilchen zu Beginn und am Ende des Schrittes,  $\theta_n, \varphi_n$  — Koordinaten bezüglich der z-Achse,  $\theta_{n+1}^1, \varphi_{n+1}^1$  — Koordinaten bezüglich der mit der Bewegungsrichtung zu Beginn des Schrittes übereinstimmenden Achse sind, dann ist:

$$\cos \theta_{n+1} = \cos \theta_n \cos \theta_{n+1}^1 + \sin \theta_n \sin \theta_{n+1}^1 \cos \varphi_{n+1}^1 \quad (3a)$$

$$\sin(\varphi_{n+1} - \varphi_n) = \frac{\sin \varphi_{n+1}^1 \sin \theta_{n+1}^1}{\sin \theta_n} \quad (3b)$$

$$\cos(\varphi_{n+1} - \varphi_n) = \frac{\cos \theta_{n+1}^1 - \cos \theta_n \cos \theta_{n+1}}{\sin \theta_n \sin \theta_{n+1}} \quad (3c)$$

wobei  $|Z_{n+1}^1|$  bei azimuthaler Symmetrie nach folgender Formel errechnet wird:

$$|Z_{n+1}^1| = 2\pi\gamma, \quad (4)$$

mit  $\gamma$  — Zufallszahl, die gleich wahrscheinlich von 0 bis 1 verteilt ist, und  $|0_{n+1}^1|$  wird aus der Mollier-Verteilung errechnet.

(53)

Wenn die gewebsäquivalenten Medien eine komplizierte Zusammensetzung haben, dann muß die von Scott entwickelte Variante der Mollier-Theorie für komplizierte Stoffe angewandt werden, in der  $|0_{n+1}^1|$  in jedem Schritt nach folgender Formel durchgespielt wird:

$$\gamma = \int_0^{\sigma} \sigma d\sigma [e^{-\sigma^2} + D_1(2, 1, -\sigma^2)B^{-1} + D_2(3, 1, -\sigma^2)B^{-2}], \quad (5)$$

mit  $|D_1|$  und  $|D_2|$  — Funktionen Scotts:

$$|B| = 1,153 + 2,583 \lg \kappa_c^2 / \kappa_a^2. \quad (6)$$

Die entsprechenden Formeln zur Berechnung des Abschirmwinkels  $|\kappa_a|$  und des charakteristischen Winkels  $|\kappa_c|$  können der Arbeit von Scott entnommen werden. Wenn man die von Scott angegebenen überlangen Ausdrücke für  $|D_1|$  und  $|D_2|$  verwendet, dann muß man mit beträchtlichen Zeitverlusten im Rechner rechnen, für welchen Zweck von uns einfachere Formeln aufgestellt wurden, die die Rechenzeit im elektronischen Digitalrechner beträchtlich verkürzen lassen.

Die Koordinaten des Teilchens wurden nach den üblichen Formeln gefunden (z.B. nach U.Fano u.a.).

Nach den bekannten Koordinaten des Teilchens in jedem Schritt  $|(n+1) - M|$  wurde überprüft, ob die Elektronengeschichte beendet ist oder nicht. Die Verfolgung der Geschichte war beendet, wenn  $|Z_{n+1}| > t_0$  oder  $|Z_{n+1}| < 0$ , mit  $|t_0|$  — vorgegebene Dicke oder  $|0 < Z_{n+1} < t_0|$ , und  $|E_{n+1}| < E_{min}$ ,  $E_{min}$  — Grenzenergie ("Cut-off-Schwelle") oder  $|R_{n+1}| = \sqrt{x_{n+1}^2 + y_{n+1}^2} > R_{max}$  (das Teilchen geht über die Seitenoberfläche hinaus). Wenn wenigstens eine von diesen Bedingungen erfüllt wird, dann kommen wir zum Ende der Geschichte; wenn nicht, dann geht es weiter (siehe Abb. 1).

Wenn  $|Z_{n+1}|$  größer als  $|D_1|$  des jeweiligen Mediums geworden war, dann wurde angenommen, daß das Elektron das Medium verlassen hat. In einem solchen Fall wurden die Kennwerte in die dem neuen Medium entsprechenden verändert oder die Rechnungen fortgesetzt (wenn  $|D_{i-1}| < |Z_{n+1}| < |D_i|$ , dann wurde die Bewe-

gung im früheren Medium fortgesetzt).

Das Elektron trifft auf die Analysierschicht  $|d_1$  (in der vorgegebenen Tiefe) auf: wenn  $|Z_{n+1} > d_1$  (oder  $| < d_1$  bei Rückstrahlvermögen), dann bestimmen sie die Nummer der Schicht  $|d_1$ , die Intervallnummern nach der Energie, nach  $|\theta$  und  $|\varphi$  und gehen zum neuen Schritt über (wenn  $|d_{i-1} < Z_{n+1} < d_1$ , dann wird unmittelbar zum neuen Schritt übergegangen).

Wenn die Anzahl der Geschichten  $|N$  den gegebenen Wert  $|N_0$  erreicht hat (die notwendige Anzahl der Geschichten wurde errechnet), dann wird die Information an den Drucker weitergeleitet (wenn  $|N < N_0$ , geht man zur nächsten Geschichte).

Nach dem oben beschriebenen Algorithmus wurde das Programm für den elektrischen Digitalrechner M-20 aufgestellt. Die wesentlichen Charakteristika des Programms sind: a) maximale Anzahl der Schichten, die in einer Variante errechnet wurden, gleich 9; b) maximale Anzahl der Schritte  $|\bar{m}=65$ ; c) maximale Anzahl der Energieintervalle gleich 18; in Winkelverteilung -5 nach dem Polarwinkel und -4 nach dem Azimutwinkel; d) Rechenzeit  $|\sim 5000$  Geschichten pro Stunde in einem gewebsäquivalenten Medium mit der Gesamtdicke  $|d=0,8$  von der Länge der gesamten Reichweite des Elektrons.

Um die richtige Arbeitsweise des Programms zu überprüfen, wurden die Durchtrittskoeffizienten für verschiedene Aluminiumschichten bei  $|E_0=0,5$  und  $|1,0$  MeV und die integralen Energiespektren der Elektronen, die durch eine Schicht Wasser  $|(E_0 = |5$  MeV, normaler Einfall des primären Strahlbündels) gehen, errechnet. Die quantitativen Rechenergebnisse innerhalb der statistischen Fehlergrenzen stimmen mit den Angaben von A.M. Ljubomirov/D.B.Pozdneev und Berger überein.

Nach dem oben beschriebenen Programm wurde die Berechnung der Energie-Tiefenspektren in verschiedenen Geweben für Elek-

T a b e l l e 2  
MEDIEN, DIE BEI DER BERECHNUNG UNTERSUCHT WURDEN

Nr d. Medien	Dicke d. Schichten $\Delta D$ (in cm)				$E_0$ (in MeV)	Anzahl d. durch gespaltenen Geschichten $N_0$
	Fett	Muskeln	Knochen	Lunge		
1	0,87	0,45	0,36	—	5	60 000
2	0,6	1,0	—	2,0	5	90 000
3	0,5	2,0	1,5	6,0	18	40 000

T a b e l l e 3  
ENERGIE-DIFFERENTIELLE SPEKTREN DER DURCHDREHENDEN ELEKTRONEN BEIM MEDIUM Nr 1 (Anzahl der durchtretenden Elektronen in den besagten Energie- und Raumintervallen errechnet an  $10^5$  primären Elektronen pro  $cm^2$  der Oberfläche des bestrahlten Mediums in der Tiefe  $\bar{d}$ ).

Gewebe	$\bar{d}$ ( $\frac{1}{2}$ c.x)	R ( $\frac{1}{2}$ c.g)	E (in MeV)																
			0,425	0,675	0,925	1,175	1,425	1,675	1,925	2,175	2,425	2,675	2,925	3,175	3,425	3,675	3,925	4,175	4,425
Fett	0,38	0,102 0,219 0,380 0,658 1,418																122 1396 112	1 232 500 459 730 43 860 16
	0,63	0,169 0,364 0,630 1,091 2,351																	1 020 47 490 93 950 3 631 7 400 240
	0,87	0,233 0,502 0,870 1,507 3,247																	10 160 39 710 4 315 243 100 37 100
Muskeln	1,03	0,276 0,593 1,030 1,784 3,844																	5630 490 3 363 37 370 1 482 2 654 1 061
	1,18	0,316 0,681 1,180 2,044 4,404																	1 654 75 156 29 706 1 974 11 910 23 364 279 1 119 2 096 1 106 28

## Fortsetzung von Tabelle 3

Gewebe	$d$ ( $\mu$ cm)	$R$ (kcal)	(E in MeV)																		
			0,425	0,675	0,925	1,175	1,425	1,675	1,925	2,175	2,425	2,675	2,925	3,175	3,425	3,675	3,925	4,175	4,425		
Muskeln	1,32	0,354	678	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	372	
		0,762	409	603	493	455	577	1 329	130	508 13	100 59	330									
		1,320	275	481	573	708	902	1 304	130	4 683	16 760	4 450									
		2,286	38	42	30	15	7														
		4,926																			
	1,44	0,386	284	483	539	626	1 308	3 593	22 180	32 610											
		0,831	704	1 024	870	1 377	2 690	6 979	9 483	939											
		1,440	754	605	780	755	755	414	6												
		2,494																			
		5,374																			
Knochen	1,56	0,418	897	1 091	1 590	2 341	6 835	28 990	3 757												
		0,901	958	1 563	2 097	3 081	5 312	3 588	13												
		1,560	285	368	392	191	97														
		2,702																			
		5,822																			
	1,68	0,450	1 738	2 766	4 504	10 600	11 780	168													
		0,970	1 391	1 891	2 512	2 597	414														
		1,680	80	59	10																
		2,910																			
		6,270																			



Tabelle 5

ENERGIE-DIFFERENTIELLE SPEKTREN DER ELEKTRONEN BEIM MEDIUM Nr 3 (Anzahl der durchtretenden Elektronen in den besagten Energie- und Rauminterfallen errechnet an 10<sup>5</sup> primären Elektronen pro cm<sup>2</sup> der Oberfläche des bestrahlten Mediums in der Tiefe d)

Gewebe	d (in cm)	R (in cm)	E (in MeV)																
			0.5	1.5	2.5	3.5	4.5	5.5	6.5	7.5	8.5	9.5	10.5	11.5	12.5	13.5	14.5	15.5	16.5
Fett	0.5	0.134																	
		0.289																	
		0.5																	
		0.866																	
Muskeln	1.5	1.866																	
		0.402																	
		0.866																	
		1.5																	
		2.598																	
		5.598																	
Knochen	2.5	0.700																	
		1.444																	
		2.500																	
		4.330																	
Knochen	3.25	0.330																	
		0.871																	
		1.876																	
		3.250																	
		5.629																	
		12.13																	
Knochen	4	1.072																	
		2.310																	
		4.000																	
		6.928																	
		14.98																	



T a b e l l e 6

ENERGIE-INTEGRALSPEKTREN DER DURCHDRETTENDEN ELEKTROKEN BEIM MEDIUM Nr 1 BEI EINER ANFANGSENERGIE DER ELEKTROKEN VON 5 MeV (Anzahl der Elektroken in der gegebenen Tiefe errechnet an  $10^5$  primären Elektroken)

Gewebe	$d$ ( $\mu$ cm)	E (in MeV)																
		0,425	0,625	0,925	1,175	1,425	1,675	1,925	2,175	2,425	2,675	2,925	3,175	3,425	3,675	3,925	4,175	4,425
Fett	0,38	27	27	27	13	13	13											
	0,63	227	347	293	200	133	133	80	67	52	93	160	3 373	22 245	73 120		493	98 881
	0,87	600	827	947	680	680	520	506	626	733	1 360	4 773	33 280	64 560				
Muskeln	1,03	1 040	1 146	1 466	1 295	1 120	1 253	1 373	2 373	3 493	8 840	42 240	38 933					
	1,18	1 560	2 133	2 173	2 173	1 733	2 707	3 653	8 413	17 386	50 453	9 653						
	1,32	2 030	3 240	3 250	3 560	4 187	6 720	11 360	29 840	29 680								
Knochen	1,44	2 747	4 600	5 320	5 920	8 480	15 370	26 560	116 860									
	1,56	3 866	5 613	7 080	8 440	14 890	23 130	2 010										
	1,68	4 813	6 493	8 907	12 800	8 440	107											

ENERGIE-INTEGRALSPEKTREN DER DURCHDRETTENDEN ELEKTROKEN BEIM MEDIUM Nr 2 BEI EINER ANFANGSENERGIE DER ELEKTROKEN VON 5 MeV (Anzahl der Elektroken in der gegebenen Tiefe errechnet an  $10^5$  primären Elektroken)

Gewebe	$d$ (in cm)	E (in MeV)																
		0,425	0,675	0,925	1,175	1,425	1,675	1,925	2,175	2,425	2,675	2,925	3,175	3,425	3,675	3,925	4,175	4,425
Fett	0,6														160	1 953	97 500	
Muskeln	1,1	1 190	1 060	920	860	920	1 060	1 953	3 520	7 100	31 590	52 410						
	1,6	3 328	4 255	5 630	7 830	12 780	36 100	11 470										
Lunge	2,1	4 669	6 556	9 470	16 460	26 690	5 630											
	2,6	6 213	8 195	14 370	18 300	613												
	3,1	7 120	10 630	8 261	203													
	3,6	5 580	2 401	15														

tronenbündel mit der Energie  $|E_0$  von 1 bis 18 MeV durchgeführt.

(60)

Erörtern wir die wesentlichen Besonderheiten der Spektren an den charakteristischen Beispielen von 3 verschiedenen Medien (Tab. 2). Die Reihenfolge der Lage der flachen Schichten ist: Fett - Muskeln - Knochen - Lunge. Es wurde ein Bündel von Primärelektronen mit Radius 0,25 cm, das normal auf die bestrahlte Oberfläche einfällt, untersucht.

Bei der gewählten Anzahl von Geschichten betragen die statistischen Fehler in den Maxima der Energieverteilungen der

Elektronen für die Integralspektren 0,3 bis 2 %, in den differentiellen Spektren von 1 bis 5 %, im Verteilungs"schwanz" ist der Fehler natürlich größer.

In den Tab. 3, 4, 5 sind die räumlichen und spektralen Winkel-

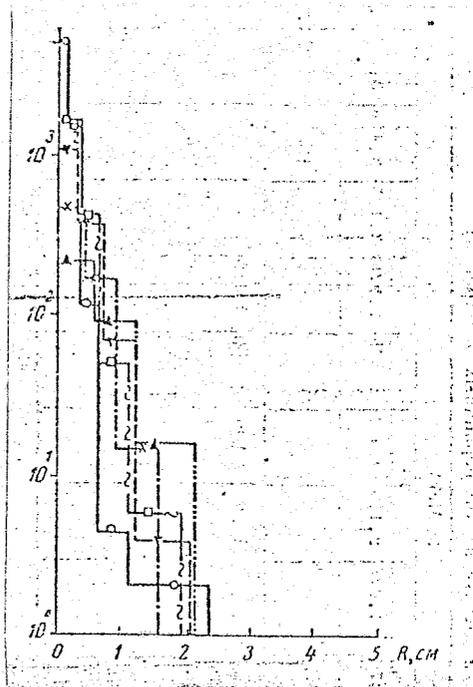


Abb. 3. Radiale Verteilung des Elektronenbündels in den verschiedenen Tiefen der gewebäquivalenten Medien.

Medium Nr 1: Kreise - Fett,  $d=0,63$  cm; Dreiecke - Fett + Muskeln,  $d=1,18$  cm; Kreuze - Fett + Muskeln + Knochen,  $d=1,56$  cm; Medium Nr 2, Quadrate - Fett + Muskeln,  $d=1,1$  cm; Dreiecke - Fett + Muskeln + Lunge,  $d=2,1$  cm.

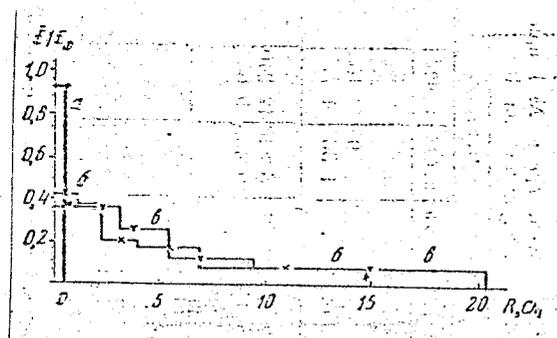


Abb. 4. Abhängigkeit der Beziehung der mittleren Energie des differentiellen Spektrums  $|E|$  zur Energie des Primärbündels  $|E_0|$  vom Achsabstand des Bündels  $|R|$  in den verschiedenen Tiefen  $|d|$  des heterogenen Phantoms bei  $E_0 = 18$  MeV.

a - Fett,  $d=0,5$  cm; b - Fett + Muskeln + Knochen,  $d=4$  cm; c - Fett + Muskeln + Knochen + Lunge,  $d=5,5$  cm.

verteilungen (Energie-differentielle Spektrum) der Elektronen in verschiedenen Tiefen der Medien Nr 1 - 3 aufgeführt.

Für alle differentiellen Spektren ist bezeichnend, daß ein Maximum im "harten" Teil des Spektrums vorhanden ist, dessen

Größe mit wachsendem  $\theta$  (zunehmendem Radius  $R$ ) beträchtlich abnimmt, wobei es sich in den weichen Teil des Spektrums verlagert, breiter wird und abflacht. Mit zunehmendem  $d$  verlagert sich das Maximum ebenfalls in den Bereich der niedrigen Energien. Ein solches Verhalten des Maximums des Spektrums ist leicht zu erklären, wenn man berücksichtigt, daß mit zunehmender Tiefe die Rolle der vielmaligen Streuung zunimmt, und die Energieverluste des primären Elektrons anwachsen. Der "Schwanz" der Verteilung im Niederenergieteil des Spektrums erklärt sich durch eine vielmalige und großwinkligere Streuung.

Die Energiespektren hängen in großem Maße von der Gewebsart ab. Wenn man die Integralspektren (Tab. 6, 7) für die Medien 1 und 2 vergleicht, so wird ersichtlich, daß sich ein hinzukommendes Knochengewebe im Falle des ersten Mediums beträchtlich auf die Abschwächungsfunktion der Elektronen auswirkt (verglichen mit Muskelgewebe): es äußert sich in vielmaliger Streuung.

In Abb. 3 und 4 sind die Charakteristika für die Verbreiterung des Elektronenbündels angeführt; derartige Informationen können bei der Wahl der optimalen Bedingungen für die Bestrahlung der verschiedenen Organe mit dem Elektronenbündel eines Beschleunigers verwendet werden.

(61)

## S C H L U S S F Ö L G E R U N G E N

1. Die Anwendung der Monte-Carlo-Methode gestattet eine erfolgreiche Lösung der Aufgabe, die räumliche und spektrale Elektronenverteilung in heterogenen gewebsäquivalenten Medien zu bestimmen.

2. Es wird der Algorithmus eines Programms beschrieben, das es gestattet, die praktischen radiologischen Aufgaben, zu lösen, welche die Elektronen-Tiefenspektren für verschiedene Gewebsquellen und -kombinationen bestimmen.

3. Es wurden quantitative Angaben über die Energie-Tiefenspektren der Elektronen und die Verbreiterung des Elektronenbündels in verschiedenen heterogenen Medien erzielt, welche

bei der medizinischen Anwendung von Elektronenbeschleunigern verwendet werden können.

#### L I T E R A T U R

Баранов В. Ф. В кн.: Вопросы дозиметрии и защиты от излучений. М., 1966, в. 5, с. 141. — Любомиров А. М., Позднеев Д. Б. Мед. радиол., 1970, № 7, с. 63. — Наркевич Б. Я., Константинов И. Е. В кн.: Вопросы дозиметрии и защиты от излучений. М., 1970, в. 11, с. 3. — Они же. Там же, с. 12. — Berger M. Meth. of Comput. Phys., 1963, v. 1, p. 135. — Фано У. и др. Перенос гамма-излучения. М., 1963. — Scott W., Rev. mod. Phys. 1963, v. 35, p. 231. — Спенсер Л., Соупе J., Phys. Rev., 1962, v. 128, p. 2230. — Тюбиана М. и др. Физические основы лучевой терапии и радиобиологии. М., 1969. — Vaeth J. M. (Ed.). Electron Beam Therapy. Basel, 1969.

Baranov, V.F.: Metod dozimetrii -izlučenija, osnovannyj na rasčetah elektronnyh spektrov na različnyh glubinach oblučaeмой среды.

In: Voprosy dozimetrii i zaščity ot izlučenija. Sbornik statej. Moskva: Atomizdat, 5 (1966), S. 141 - 163.

< -Strahlendosismessverfahren, das auf Berechnungen der Elektronenspektren in verschiedenen Tiefen des bestrahlten Mediums beruht >.

Ljubomirov, A.M., Pozdneev, D.B.: Spektрал'no-uglovyje charakteristiki elektronnogo pučka pri oblučeniі tkaneėkvivalentnoj среды.

- Medicinskaja radiologija. Moskva, 15 (1970), Nr 7, S. 63 bis 69.

<Spektral-winklige Charakteristiken eines Elektronenbündels bei Bestrahlung eines gewebsäquivalenten Mediums >.

Narkevič, B.Ja., Konstantinov, I.E.: Glubinnye spektry ot ploskogo mononapravlennogo istočnika elektronov.

In: Voprosy dozimetrii i zaščity ot izlučenija. Sbornik statej. Moskva: Atomizdat, 11 (1970), S. 3 - 11.

<Tiefenspektren von einer monogerichteten Elektronenquelle >.

Narkevič, B.Ja., Konstantinov, I.E.: Izmerenie istinnogo spektra elektronov v среде.

In: Voprosy dozimetrii i zaščity ot izlučenija. Sbornik statej. Moskva: Atomizdat, 11 (1970), S. 12 - 18.

<Messung des wirklichen Elektronenspektrums in einem Medium >.

Berger, Martin J.: Monte Carlo Calculation of the Penetration and Diffusion of Fast Charged Particles.

In: Methods of Computational Physics. Ed. by Berny ALDER. New York/London: Academic Press, 1963, Vol. 1: Statistical Physics, S. 135 - 215.

Fano, Ugo u.a.: Perenos gamma-izlučenija. Moskva: 1963.

<Übertragung der Gamma-Strahlung >.

Scott, William T.: The Theory of Small-Angle Multiple Scattering of Fast Charged Particles.

- Reviews of modern Physics. New York, 35 (1963), Nr 2, S. 231 bis 313.

S p e n c e r, L., C o y n e, J.: Theory of the Deep Penetration of Electrons and Charged Particles.  
- Physical Review. New York, 128 (1962), Nr 5, S. 2230 - 2237.

T j u b i a n a, M. u. a.: Fizičeskie osnovy terapii i radiobiologii. Moskva: 1969.

<Die physikalischen Grundlagen der Therapie und Radiobiologie>.

V a e t h, Jerome (Ed.): Electron Beam Therapy. Proceedings of the Second San Francisco Cancer Symposium, 1966.  
Basel/New York: 1968.

Redaktionseingang  
26.10.1971

Stuttgart, den 10. März 1976

Übersetzung von

*Ottmar Pertschi*

(Ottmar Pertschi)  
Dipl.-Übersetzer