

Capitolul II

DOZIMETRIA RADIAȚIILOR IONIZANTE

Radiațiile ionizante nu pot fi receptate de organele de simț, de aceea detectarea și aprecierea cantității lor se efectuează cu ajutorul unor aparate speciale, care funcționează conform principiului de determinare a schimbărilor fizico-chimice din substanțe ce apar în ele ca rezultat al acțiunii razelor ionizante.

Metodele de detectare și măsurare a cantității de raze ionizante sunt studiate într-un compartiment al fizicii numit dozimetrie. Deci, *dozimetria este o știință care studiază principiile și mijloacele de înregistrare și apreciere cantitativă a radiațiilor ionizante.* Aparatele folosite pentru determinarea cantității de radiație se numesc *dozimetre.*

Sarcinile dozimetriei

- Determinarea cantității și calității razelor ionizante emise de sursa de radiație.
- Controlul surselor de protecție.
- Determinarea dozei de iradiere a pacientului și personalului în timpul procedurilor de diagnosticare.
- Determinarea dozei absorbite de suprafața iradiată și a dozei primite de medicul curant în timpul exercitării obligațiilor de serviciu.
- Determinarea calității și cantității radiațiilor ionizante.

Organismul este un mediu absorbant neomogen, de aceea transformările fizico-chimice, ca și efectele biologice care se produc în organism sub acțiunea razelor ionizante, sunt foarte complexe și

cantitativ greu de apreciat. În aplicarea radioterapiei ne interesează nu atât intensitatea fasciculului de radiații care pleacă de la o sursă, cât *cantitatea de radiații absorbită* în țesuturi. Această mărime fundamentală în radiologie se numește *doză*.

Drept unitate de măsură a dozei a fost adoptat roentgenul (R), unitate stabilită de Congresul Internațional de Radiologie din 1928. Un roentgen reprezintă acea cantitate de raze X sau γ , care provoacă formarea într-un centimetru cub de aer (la 0°C și 760 mm Hg) a unui număr de ioni care transportă o unitate electrostatică de electricitate sau cu alte cuvinte, 1 R produce într-un cm³ de aer, în condițiile menționate, $2,082 \cdot 10^9$ perechi de ioni.

Se știe că energia medie necesară pentru formarea unei perechi de ioni este de 32,5 eV. Cunoșcând această energie putem transforma unitatea R în alte unități. Astfel, pentru formarea a $2,083 \cdot 10^9$ perechi de ioni într-un cm³ de aer se folosește o energie de $6,77 \cdot 10^4$ MeV. În Sistemul Internațional doza radiației în aer se măsoară în culoni pe kilogram (C/kg). Principiul de trecere a roentgenului în C/kg e următorul:

$$500 \text{ R} = 500 \cdot 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} = 129 \cdot 10^{-3} \text{ C/kg} = 129 \text{ mC/kg};$$

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}.$$

Dacă însă este necesar de a măsura energia absorbită în țesutul iradiat, atunci se utilizează unitatea *rad* – adoptată în anul 1953. Rad – o abrevietură a cuvintelor engleze: Radiation Absorbed Dose – este doza absorbită când unui gram de materie iradiată i se transmite o cantitate de energie egală cu 100 ergi. În baza relației amintite, o doză de radiație exprimată în roentgeni poate fi transformată în valori aproximative ale dozei absorbite în rad. Astfel 100 R ar fi echivalenți cu 84 rad, relație dedusă din faptul că 1 Roentgen transferă 84 ergi în 1 g de țesut.

Din anul 1980 ca unitate de radiație absorbită în țesutul iradiat se utilizează Gray (Gy) – energia radiației ionizante de 1 J absorbită de o substanță cu masa de 1 kg.

Efectul biologic depinde de ionizarea specifică pe care o produce fiecare tip de radiație. Spre exemplu, radiațiile corpusculare formate din particule egale (protoni, neutroni, particula alfa) produc de circa 10 ori mai mulți ioni decât razele X care traversează același țesut absorbant.

Pentru a estima eficacitatea biologică a radiațiilor ionizante a fost introdusă așa-numita doză echivalentă care se măsoară în J/kg și este egală cu produsul dintre doza absorbită și coeficientul eficacității biologice (coeficientul de calitate) a radiației ionizante. Coeficientul de calitate *k* pentru particulele β și razele γ este egal cu 1; particulele γ , neutronii rapizi 5–10; neutronii lenți 3–5. Până în 1980 unitatea de măsură a dozei echivalente a fost remul (rem – abreviatură a cuvintelor engleze *Rad Equivalent Man*), doză absorbită de orice radiație ionizantă care are același efect biologic ca și doza de 0,01 Gy de raze γ sau X. Pentru măsurarea dozei echivalente a fost propusă unitatea – sievert (Sv):

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} = 100 \text{ R}; 1 \text{ mSv} \approx 100 \text{ mrem} = 100 \text{ mR}.$$

Cel mai frecvent utilizată unitate de măsură a activității sursei radioactive este *curie* (Ci) – activitatea aceluia preparat în care se dezintegrează în timp de o secundă $3,7 \cdot 10^{10}$ nuclee.

Întrucât unitatea curie reprezintă o activitate foarte mare, iar în practică avem adesea de-a face cu cantități mult mai mici de substanțe radioactive, se utilizează unități de activitate mai mici, derivate de la curie: 1 milicurie (mCi), reprezintă a mia parte dintr-un curie ($3,7 \times 10^7$ dezintegrări/secundă), și 1 microcurie (μC) – a milioana parte dintr-un curie ($3,7 \cdot 10^4$ dezintegrări/secundă).

În Sistemul Internațional unitatea de măsură a radioactivității este *becquerelul* (Bq) și reprezintă activitatea unui radionuclid care suferă o dezintegrare pe secundă, indiferent de natura radiației emise. Unități mai mari de măsură a radioactivității: kBq (1 kBq = 1000 Bq) și MBq (1 MBq = 100 000 Bq).

În radioterapie se utilizează următoarele noțiuni de doză.

a) **D o z a i n c i d e n t ă** sau debitul tubului (doza în aer) este cantitatea de radiații, măsurată în aer.

b) **D o z a d e s u p r a f a ț ă** (la piele), adică doza eliberată de un fascicul de radiații la locul de intersecție a razei centrale cu suprafața cutanată a pacientului. Cu alte cuvinte, doza de suprafață este suma dozelor incidente și adițională de raze difuzate care revin retrograd din profunzime la piele.

c) **D o z a î n p r o f u n z i m e** este doza absorbită în punctele situate la diferite nivele de adâncime ale volumului iradiat. Ea se măsoară cu ajutorul unei camere de ionizare situată la locul considerat în profunzimea țesutului iradiat și este egală cu suma dintre cantitatea de raze incidente care ajung în profunzime și doza adițională de raze difuzate la acest nivel.

Doza în profunzime este caracterizată de doza superficială, considerându-se doza superficială egală cu 100%. Pentru radiațiile generate prin betatron, prin supravoltaj sau prin bomba de cobalt radioactiv, procentul este mai mare decât 100, chiar la câțiva centimetri în profunzimea țesutului iradiat. De aceea, în asemenea cazuri se pot administra doze mari în profunzime fără a se produce leziuni ale pielii.

Deoarece măsurarea directă a dozei în profunzime în țesutul iradiat este numai rareori posibilă (prin introducerea unei camere de ionizare în cavitățile naturale ale organismului), se recurge la estimarea dozei în profunzimea unui fantom, adică a unui corp al cărui coeficient de absorbție este aproape identic cu al țesuturilor și organelor (fig. 18).

Cele mai frecvent utilizate substanțe în acest scop sunt apa, parafina și orezul. În baza măsurărilor efectuate referitor la doza în profunzime în aceste corpuri au fost elaborate tabele ale valorilor dozei în profunzime pentru anumite porți de intrare, adâncimi în țesutul iradiat, distanțe focar-piele și în funcție de calitatea radiației incidente (fig. 19).

Reprezentarea grafică a punctelor cărora le corespund aceleași doze superficiale sau de profunzime se numesc *curbe izodoze*.

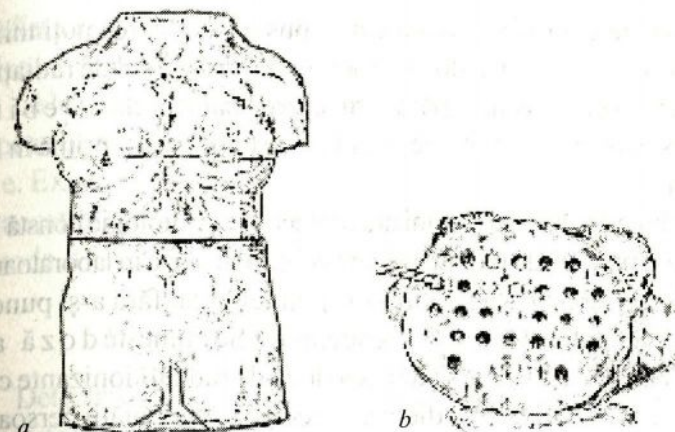


Fig. 18. Fantom pentru determinarea dozei în profunzime.

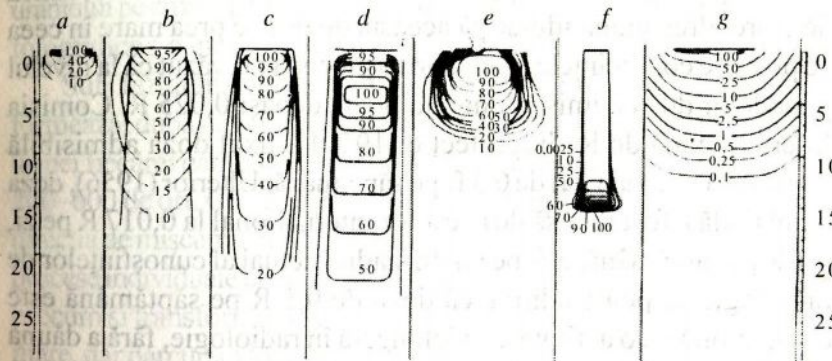


Fig. 19. Curbe izodoze ale diferitelor surse de iradiere: a – raze roentgen cu $E = 40$ kV; b – raze roentgen cu $E = 200$ kV; c – radiația γ , ^{60}Co ; $E = 1,2$ MeV; d – raze de frânare; $E = 25$ MeV; e – electroni; $E = 17$ MeV; f – protoni; $E = 190$ MeV; g – neutroni lenți; $E = 100$ keV.

Aceste curbe, cât și tabelele ne ajută să aflăm distribuția dozei în profunzime, atunci când sunt iradiate anumite organe, în anumite condiții tehnice.

D o z a i n t e g r a l ă reprezintă raportul dintre doza de radiații în masa țesutului și se exprimă în rad/g (echivalent a 100 ergi), Gy/kg sau în orice altă unitate convenabilă de energie.

Utilizarea energiilor ridicate a impus introducerea noțiunii de doză de ieșire, adică doza eliberată de un fascicul de radiații la suprafața prin care aceasta părăsește corpul pacientului. D e b i t u l d o z e i este doza de radiații pe o unitate de timp și se exprimă în R/h sau Gy/min.

Una din principalele sarcini ale protecției în radiologie constă în a stabili doza maximă de radiații pe care cei ce activează în laboratoarele de radiologie să o poată suporta timp îndelungat fără a-și pune în primejdie sănătatea lor și a descendenților. Se numește d o z ă a d m i s i b i l ă (d e t o l e r a n ță) acea doză de radiații ionizante care nu produce probabil o prejudiciere apreciabilă a sănătății persoanei respective. Pentru razele X, doza admisibilă a fost inițial stabilită pe baze empirice (Mutscheller, 1925) la 0,25 R pentru ziua de muncă de 7 ore. Presupunându-se că această doză este prea mare în ceea ce privește consecințele asupra urmașilor, s-a prevăzut că la nivelul gonadelor doza admisă zilnic nu poate depăși 0,025 R. Comisia Internațională de Radioprotecție (1950) a fixat doza admisibilă (corporală și gonadică) de 0,3 R pe săptămână. Ulterior (1956), doza admisibilă a fost redusă de acest for internațional la 0,017 R pe zi, 0,1 R pe săptămână, 5 R pe an. În stadiul actual al cunoștințelor de radiologie se poate admite că doza de 0,1 R pe săptămână este compatibilă cu o activitate îndelungată în radiologie, fără a dăuna sănătății. Legislația muncii, măsurile tehnico-organizatorice, aparatele moderne (amplificatoarele electronice de imagine, televiziunea etc.) ne permit astăzi să putem lucra în limitele dozei admisibile.

Măsurarea activității

Se știe că, particulele α , β și razele γ , trecând printr-o substanță, produc ionizarea. Diferența calitativă între acțiunea lor constă în aceea că se creează ionizări de diferite densități. Particulele α formează pe 1 cm parcurs în aer câteva zeci de mii de perechi de ioni, iar particulele β sau electronii produși în procesul de interacțiune

a radiației γ cu substanța creează în medie doar câteva zeci de perechi de ioni.

Cele mai precise metode de detectare și de măsurare a radiațiilor se bazează pe principiul colectării ionilor – metodele de ionizare. Există însă și alte metode de înregistrare care nu se bazează pe acest principiu. În continuare sunt analizate pe scurt aceste metode.

Metoda chimică (emulsiilor fotografice)

Detectarea radiațiilor cu ajutorul emulsiilor fotografice este, din punct de vedere istoric, prima metodă utilizată în acest scop. Însuși fenomenul radioactivității a fost descoperit ca rezultat al acțiunii radiației uraniului pe emulsia fotografică. Pentru prima oară, cu ajutorul emulsiei fotografice s-a înregistrat radiația Roentgen.

Sub influența particulelor încărcate pe placa fotografică se formează, după developare, grăunțe de emulsie înnegrite de-a lungul urmei fiecărei particule, care sunt vizibile la microscop la o mărire de 200–600 de ori. Cu ajutorul emulsiei fotografice se poate determina direcția de mișcare și traiectoria fiecărei particule, se pot studia diferite procese individuale elementare de interacțiune a particulelor încărcate, precum și transformările nucleare. Întrucât masa particulelor α este mare, dar parcursul lor este mic, ele formează pe emulsia fotografică o urmă dreaptă, scurtă, de grăunțe de emulsie înnegrite, așezate compact unele lângă altele. Electronii formează în emulsia fotografică urme sinuoase mai lungi, cu grăunțe așezate mai puțin compact (fig. 20). Avantajul acestei metode constă în posibilitatea de a înregistra fenomene care se întâmplă foarte rar, la intervalele mari de timp.

Metoda calorimetrică

Metoda calorimetrică se bazează pe măsurarea energiei radiațiilor și a activității preparatelor după efectul caloric care se obține la absorbția radiației de către substanță. În acest scop se folosesc

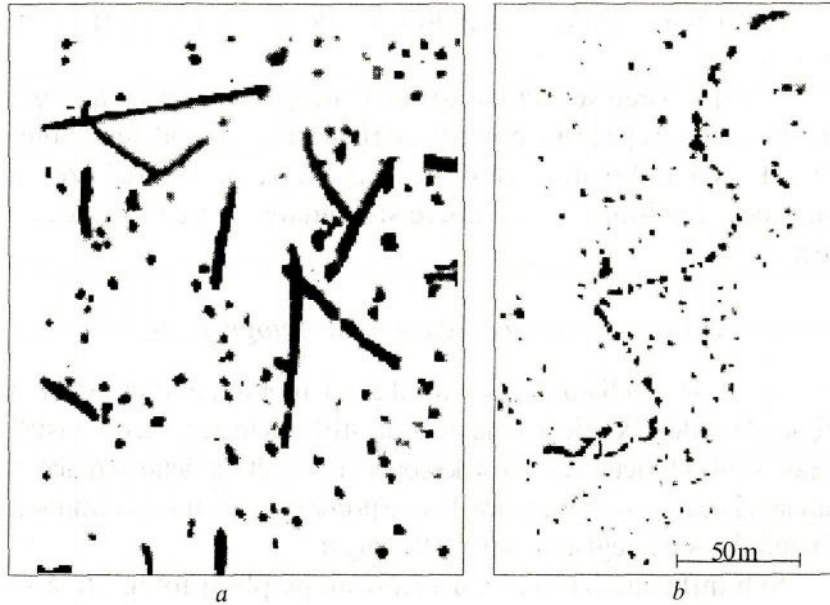


Fig. 20. Urmele particulelor α (a) și β (b) în emulsie fotografică.

calorimetre speciale, în interiorul cărora se așază substanța radioactivă. Radiația substanței este absorbită total de pereții calorimetrului. Deoarece aici întreaga energie de radiație se transformă în căldură, după efectul termic se poate determina energia de radiație emisă de preparat în timp de 1 s. Cunoscând energia particulelor emise se poate determina activitatea preparatului. Această metodă nu se poate utiliza decât pentru măsurarea preparatelor de activitate mare.

Alte metode chimice

Există o serie de metode chimice de determinare a radiațiilor ionizante. În aceste metode se folosesc diferite transformări chimice care au loc sub influența radiației, ca de exemplu modificarea culorii soluțiilor sau corpurilor cristaline, degajarea de gaze, depunerea unor coloizi etc. Metodele chimice existente, de înregistrare a radiațiilor, au o sensibilitate relativ mică și de aceea nu sunt utilizabile pentru măsurarea preparatelor de activitate mică.

Metode fizice

Metoda de ionizare bazată pe colectarea ionilor este cea mai precisă și cea mai pe larg utilizată metodă de înregistrare a radiațiilor.

Camerele de ionizare. Camera de ionizare este un condensator cu aer sau cu gaz, care servește pentru colectarea ionilor formați de radiație în interiorul camerei. De obicei, camerele de ionizare se execută sub formă de condensatori plani, cilindrici sau sferici. Pentru a explica principiul de funcționare al camerelor de ionizare să vedem cum va varia conductibilitatea electrică a gazului sub acțiunea radiației. Pentru aceasta să includem camera de ionizare de forma unui condensator plan într-un circuit care constă dintr-o sursă de tensiune B și un aparat pentru măsurarea intensității curentului A (fig. 21). Să admitem că gazul dintre cele două plăci este supus acțiunii unei radiații. Dacă tensiunea aplicată camerei este nulă, ionii formați de radiație nu se deplasează către electrozii camerei, ci se recombină total. Curentul în circuit este nul.

Când tensiunea crește, acul aparatului începe să devieze, deoarece are loc o recombinare incompletă și o parte din ionii formați de radiație ajung pe plăci. Dacă tensiunea crește progresiv intensitatea curentului crește și ea, pentru că o parte tot mai mare din ioni ajunge pe plăcile condensatorului. Totuși, începând de la

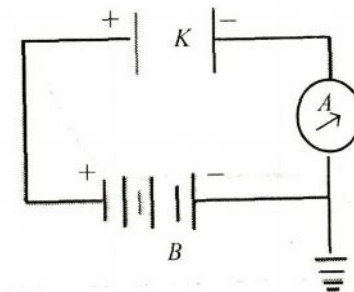


Fig. 21. Schema de conexiune a camerei de ionizare: A – aparat pentru măsurarea intensității curentului; B – baterie; K – cameră de ionizare în formă de condensator plan.

o anumită valoare a tensiunii (fig. 22), intensitatea curentului încetează să crească și rămâne constantă când tensiunea crește. Un astfel de curent se numește *curent de saturație*. Este evident că atunci când s-a atins intensitatea curentului de saturație toți ionii formați de radiație ajung pe plăci și nu mai are loc procesul de recombinare. De obicei, curentul de saturație se observă atunci când tensiunea atinge valori între 100 și 10 000 V, pe fiecare cm de distanță dintre electrozi. La tensiuni foarte mari, intensitatea curentului începe să crească din nou cu o viteză din ce în ce mai mare. Acest fapt se explică prin aceea că la tensiuni mari, pe plăcile camerei de ionizare ajung nu numai ionii formați direct de către radiație, ci și un număr mare de ioni secundari produși de electronii accelerați în cameră. Dacă tensiunea aplicată camerei este mai mare, electronii smulși de la moleculele de aer pot căpăta o energie suficientă pentru a forma mai multe perechi de ioni. Un astfel de proces de ionizare secundară se numește ionizare prin șoc.

Deci, dacă tensiunile aplicate camerei sunt mari, intensitatea curentului crește datorită procesului de ionizare prin șoc. În acest caz, intensitatea curentului este determinată nu numai de ionii produși de radiație, dar și, într-un grad mai mare, de ionii secundari produși de electronii smulși de radiație de la moleculele de aer și accelerați în câmpul electric.

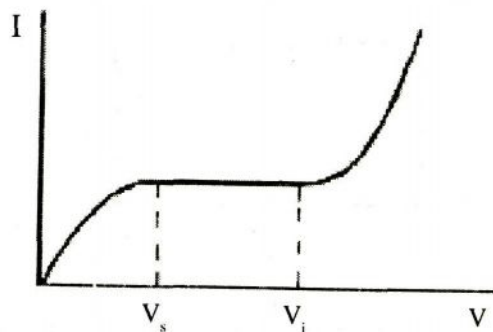


Fig. 22. Variația intensității curentului de ionizare în raport cu tensiunea aplicată camerei de ionizare (caracteristica descărcării în gaze).

Curentul care circulă prin camera de ionizare este un flux de ioni și se numește curent de *ionizare*. Variația intensității curentului de ionizare în funcție de tensiunea aplicată camerei este reprezentată în fig. 22. Pe abscisă avem tensiunea V aplicată camerei, iar pe ordonată – curentul de ionizare, care atinge valori mici. V_s este tensiunea începând de la care se observă curentul de saturație, V_i este tensiunea începând de la care are loc ionizarea prin șoc. Numai în cazul curentului de saturație, toți ionii creați de radiație ajung pe electrozii camerei, de aceea curentul de saturație este o măsură directă a vitezei de formare a ionilor sub acțiunea radiației.

Dacă notăm cu n numărul de perechi de ioni produși de radiație în 1 s în spațiul aerian al camerei, iar cu e sarcina unui ion, intensitatea curentului de ionizare va fi egală cu $i = n \cdot e$. Măsurând curentul i se poate determina ușor ionizarea în volumul camerei: $n = \frac{i}{e}$.

Pentru măsurarea ionizării, pe electrozii camerei se aplică o tensiune suficientă ca în cameră să circule curentul de saturație. De obicei curenții de ionizare sunt foarte slabi; pentru măsurarea unor curenți atât de slabi se utilizează aparate speciale de foarte înaltă sensibilitate, numite *electrometre*.

În regimul ionizării prin șoc lucrează contoarele Geiger-Muller care înregistrează orice proces de ionizare, indiferent de sursa care l-a produs. Contoarele care folosesc zona Geiger pot fi de două tipuri: fără stingere automată sau cu stingere automată. Contoarele fără stingere automată permit o descărcare de particule ionizante în gaz, în care există un dispozitiv special pentru stingere; în caz contrar, descărcarea se menține continuu în gaz. Contoarele cu autoextincție oferă posibilitatea stingerii descărcării radioactive în gaz prin folosirea mecanismelor care iau naștere în timpul descărcării.

Structura contorului Geiger-Muller constă dintr-un condensator cilindric format dintr-un electrod interior și un cilindru exterior (fig. 23).

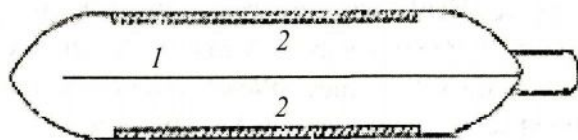


Fig. 23. Schema contorului Geiger-Muller: 1 – anod; 2 – catod.

Electrodul interior reprezintă un fir subțire metalic din wolfram sau molibden cu un diametru de 0,1–0,2 mm. Electroful metalic este întins în interiorul cilindrilor.

Cilindrul exterior este executat din metal sau sticlă. În acest ultim caz sticla este dublată pe partea interioară de un strat subțire de metal sau grafit. Cilindrul exterior constituie catodul, iar firul interior – anodul.

Atât anodul, cât și catodul sunt închiși într-un tub de sticlă sau de metal, din care se evacuează aerul. După aceasta tubul se umple cu un gaz pur (hidrogen, argon, heliu) sau în amestec cu vapori de alcool. Între anod și catod se aplică o diferență de potențial de cel puțin 1000 V.

Pentru măsurarea activității surselor de radiații β se utilizează un anumit tip de construcție. Se creează o fereastră în peretele cilindrilor catodic, într-o zonă de obicei distală, prin care electronii radiațiilor β pot pătrunde în contor fără a interveni mecanismul de absorbție. Fereastra este formată de cele mai multe ori dintr-o foiță externă subțire de aluminiu, de 0,01 mm, sau de mică. Pentru radiațiile γ nu este nevoie de fereastră, iar structura cilindrilor metalic este omogenă, deoarece fotonii pot pătrunde în mod egal prin oricare zonă a catodului.

Dacă în interiorul contorului pătrunde, de exemplu un foton în spațiul dintre catod și anod, emisia corpusculară asociată va fi accelerată, datorită câmpului electric. În drumul său, fotonul va putea să ionizeze unele molecule de gaz, producând ioni pozitivi și negativi în funcție de numărul de electroni smulși de pe orbitele periferice. Datorită diferenței mari de potențial, electronii vor avea

viteze mari și vor determina o ionizare terțiară, cuanternară etc. În felul acesta se vor forma o avalanșă mare de electroni care se vor îndrepta către anod cu viteză foarte mare. Ionii pozitivi care apar în urma procesului de ionizare prezintă, în general, o viteză și o mobilitate mult mai redusă față de electroni. De aceea, ionii pozitivi vor rămâne aproape immobili în camera de ionizare realizând o sarcină pozitivă în jurul firului anodic. Imobilitatea ionilor pozitivi durează o perioadă de timp necesară ca avalanșă de electroni produsă de fotonul inițial să ajungă la nivelul anodului. În acest interval de timp intensitatea câmpului din jurul anodului se va micșora foarte mult și descărcarea de electroni se va stinge. Ionii pozitivi se vor îndrepta către catod, într-o perioadă de timp egală cu 3×10^{-4} secunde. Deplasarea ionilor pozitivi către catod va produce, pentru o perioadă foarte scurtă de timp, reducerea potențialului anodic. Aceasta se va traduce în circuitul electric în care este montat contorul printr-un impuls de tensiune. Tensiunea anodică readuce cu această ocazie electroni din metalul acestuia, care vor constitui o nouă sursă pentru altă avalanșă de electroni care iarăși se vor îndrepta către anod.

Ar rezulta din cele expuse că odată începută descărcarea electrică la anod, procesul ar continua mult timp. Întrucât trebuie măsurate efectele altor particule care cad în camera de ionizare, este necesară o soluție care provoacă stingerea descărcării. În acest sens se folosesc în prezent contoare cu autoextincție. Soluția se realizează printr-un amestec de argon cu vapori poliatomici de alcool etilic sau de acetonă, cu presiuni parțiale de 9 cm Hg și respectiv de 1 cm Hg.

Amestecul de vapori de alcool și de argon influențează descărcarea ionilor formați sub acțiunea radiațiilor ionizante, prin consumarea unei cantități din energia cinetică a electronilor și ionilor pozitivi. Mecanismul de acțiune a amestecului de vapori face ca sistemul de autoextincție să nu presupună o influență externă în scopul stingerii impulsului electric.

Vaporii organici (alcool etilic, metan) împiedică smulgerea elec-

tronilor din regiunea catodului. Ionii de argon nu ajung la catod, ei interacționând totuși cu electronii moleculelor mai grele, pe care îi smulg și cu care se neutralizează din punct de vedere electric. La catod vor ajunge numai ionii pozitivi ai moleculelor mai grele, care, între timp, vor deveni neutri prin combinarea cu electroni, iar caracteristicile nou-căpătate îi vor împiedica să smulgă electroni suplimentari și să producă astfel o avalanșă electronică.

Dacă în fața unui contor Geiger-Muller este pusă o sursă radioactivă a cărei activitate este constantă și se modifică diferența de potențial aplicată contorului, se remarcă că nu orice voltaj permite descărcări înregistrabile. Valoarea minimă a unei diferențe de potențial care permite o descărcare înregistrabilă poartă denumirea de *potențial de aprindere*.

Elementele care pot decide valoarea potențialului de aprindere sunt numeroase: natura gazului de umplere, diametrul catodului etc. În general, potențialul de aprindere a contorului Geiger-Muller se găsește în limitele 500–2000 V.

Dacă aplicăm o diferență de potențial superioară potențialului de aprindere, procesul de ionizare într-o unitate de timp crește relativ proporțional cu voltajul aplicat, ceea ce înseamnă că viteza de numărare a contorului crește.

Există însă o zonă în interiorul spațiului posibil de aprindere a contorului, în care tensiunea poate crește fără ca viteza de numărare să se mai modifice. Această zonă în care ionizarea nu mai crește, deși tensiunea curentului poate să crească, se numește palierul contorului.

Contoare de scintilații

În afară de contoarele bazate pe fenomenele descărcărilor în gaze, mai există contoare de scintilații.

Există cristale speciale transparente, mase plastice și lichide care dau licăriri de lumină (scintilații) la trecerea particulelor încărcate

prin ele. Aceste licăriri de lumină vizibilă sau ultravioletă pot fi puse în evidență și înregistrate cu ajutorul unui amplificator fotoelectric. În majoritatea substanțelor care scintilează, durata licăririi de lumină este de $10^{-7} - 10^{-9}$ s. Contoarele de scintilație au o eficacitate de câteva zeci de ori mai mare decât cea a contoarelor obișnuite.

Contoarele de scintilație sunt deosebit de comode pentru înregistrarea radiației β moi, întrucât particulele cad direct pe scintilator și sunt absorbite numai de stratul de aer dintre preparat și contor. Contoarele de scintilație au dimensiuni foarte mici – de ordinul 1 mm^3 – ceea ce în anumite cazuri are o importanță primordială.

Dacă o radiație traversează un cristal de scintilație în a cărui compoziție intră de obicei substanțe fosforescente, o parte din energia particulei va fi transferată substanțelor fosforescente care vor intra într-o stare de excitație moleculară.

Procesul de detectare a radiațiilor electromagnetice cu ajutorul contoarelor de scintilație are următoarele faze:

- interacțiunea radiației incidente cu electronii substanței fosforescente (de exemplu, iodura de natriu activată cu taliiu); în această fază radiația incidentă comunică o parte din energia sa electronilor, trecându-i pe o orbită mai îndepărtată de nucleu. Electronul astfel excitat, adică cu un surplus de energie, tinde să revină pe o orbită stabilă. În procesul de revenire va emite cuante luminoase sub formă de scintilație;
- atenuarea cuantelor luminoase în materialul fosforului, în drumul său către fotocatod; atenuarea va fi exponențială;
- interacțiunea fotonilor cu materialul fotocatodului; în urma acestui proces se vor emite fotoelectroni;
- accelerarea și multiplicarea fotoelectronilor pe dinodele fotomultiplicatorului;
- colectarea sarcinii electrice rezultante (a impulsului).

Camera de fotomultiplicare constă dintr-un acoperiș de sticlă, care are la extremitate un fotocatod ce primește scintilațiile din cristalul fosforescent. Multiplicatorul electronic reprezintă un număr

de dinode care mențin un potențial electric crescut la nivelul catodului. În continuare se află un dispozitiv anodic care colectează electronii. Atât fotocatodul, cât și dinodele existente în circuit au o suprafață formată din antimoniu și cesiu, care au proprietatea de a emite electroni, atunci când pe suprafața respectivă cade o radiație luminoasă de o anumită lungime de undă.

Curentul γ , care trece prin cristalul luminescent, se va transforma în energie luminoasă prin schimbarea lungimii de undă. Aceasta va determina efecte fotoelectrice, curentul fotoelectric inițial fiind multiplicat prin dispozitivul de fotomultiplicare. Plăcile dinode care vor primi electronii inițiali îi vor proiecta din aproape în aproape, numărul lor crescând prin fenomenul de emisie secundară datorită smulgerii secundare de electroni din plăcile respective. Astfel, numărul electronilor se amplifică în progresie geometrică de la un impuls inițial, ajungând la un număr foarte mare de impulsuri.