ԵՐԵՎԱՆԻ ՊԵՏԱԿԱՆ ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ

Գ. Հ. ՀՈՎՀԱՆՆԻՍՅԱՆ

ՀԵՏԱՉՈՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ճԱՌԱԳԱՅԹԱՅԻՆ ՄԵԹՈԴՆԵՐ

Ուսումնական չեռնարկ

ԵՐԵՎԱՆ ԵՊՀ ՀՐԱՏԱՐԱԿՉՈՒԹՅՈՒՆ 2017

ՀՏԴ 539.1: 616-073(07) ዓሆጉ 22.383+53.6g7 Հ 854

Հրատարակության է երաշիսավորել ԵՊՀ ֆիզիկայի ֆակուլտետի գիտական խորհուրդը

Հովհաննիսյան Գ. Հ.

Հ 854 Հետազոտությունների ճառագայթային մեթոդներ։ Ուսումնական ձեռնարկ/Հովհաննիսյան Գ. Հ.: -Եր., ԵՊՀ հրատ., 2017, 152 էջ։

Ուսումնական ձեռնարկը նախատեսված է Ֆիզիկայի ֆակուլտետի բակալավրիատի ուսանողների համար: Այն նվիրված է ժամանակակից միջուկային ֆիզիկայի մեթոդների կիրառմանը բժշկական ախտորոշման բնագավառում: Ձեռնարկում քննարկվում են ճառագայթահարման հետևանքով կենսահյուսվածքներում առաջացող փոփոխությունները, ախտորոշման նպատակով օգտագործվող միջուկային ֆիզիկայի մեթոդները, ինչպես նաև ռադիոնուկլիդների ստացման եղանակները: Ձեռնարկը կարող է օգտակար լինել նաև կենսաբանության և քիմիա բնագավառներում մասնագիտացող ուսանողների համար:

> ረSጉ 539.1: 616-073(07) ዓሆጉ 22.383+53.6g7

ISBN 978-5-8084-2235-3

© ԵՊՀ հրատ., 2017 © Հովհաննիսյան Գ. Հ., 2017

ԳԼՈՒԽ 1

1.1 ՊԱՏՄԱԿԱՆ ԱԿՆԱՐԿ

1895 թ. նոյեմբերի 8-ին Վյուրցբուրգի համալսարանի պրոֆեսոր Վիլհելմ Կոնրադ Ռենտգենը հայտնաբերեց ճառագայթներ, որոնք ունեին ներթափանցման մեծ ընդունակություն։ Այդ ճառագայթները նա անվանեց X-ճառագայթներ։ Ռենտգենի հոդվածը՝ «ճառագայթների նոր տեսակ» վերնագրով, հրատարակվել է 1895 թ. դեկտեմբերի 28-ին Վյուրցբուրգյան ֆիզիկաբժշկական ընկերության ամսագրում։ Հաջորդ հոդվածում (1896 թ.) նա հրապարակեց Ալբերտ ֆոն Կյոլիկերի ձեռքի հռչակավոր լուսանկարը (նկ. 1.1), որը և բացահայտեց ռենտգենյան ախտորոշման հեռանկարները։ Բացահայտումն անմիջապես ներդրվեց գործնականորեն։ Ենթադրվում է, որ առաջին անգամ ռենտգենյան սարքը կիրառել են երկու բժիշկ Քիրմենգեմում (Մեծ Քրիտանիա) 1896 թ. հունվարի 13-ին՝ մի կնոջ ձեռքի ափի մեջ ասեղը գտնելու համար։

1896 թ. Անրի Բեքերելը ուրանի աղերի ֆոսֆորեսցենցիան ուսումնասիրելիս պատահաբար հայտնագործեց նոր երևույթ։ Հերթական գիտափորձը նախապատրաստելիս` նա փաթաթեց հետազոտվող նյութը` կալիումի ուրանի սուլֆատը, լուսաթիթեղների հետ միասին։ Հետագայում այդ նյութը պետք է ճառագայթահարվեր լույսով։ Սակայն, մինչև գիտափորձի սկսելը, Բեքերելը նկատեց, որ լուսաթիթեղներն ամբողջովին ճառագայթահարված են։ Պարզվեց, որ պատճառն ուրանից ինքնաբերաբար առաքվող ճառագայթներն են։ Այդ հայտնագործությունը դրդեց նոր հետազոտությունների, որոնց արդյունքում հայտի դարձավ, որ գոյություն ունեն երեք տեսակի ճառագայթներ՝ (դրանք անվանեցին α , β և γ ճառագայթներ, իսկ երևույթն անվանվեց ռադիոակտիվություն կամ ճառագայթային ակտիվություն)։ 1903 թ. Բեքերելը Պյեր և Մարի Կյուրիների հետ համատեղ ստացավ Նոբելյան մրցանակ՝ «ինքնաբերաբար առաքվող ճառագայթների հայտնագործության մեջ նշանավոր ներդրման համար»։

Ռադիոակտիվության բացահայտումից անմիջապես հետո նկատվեց ճառագայթների կենսաբանական ազդեցությունը։ Այսպես, 1895 թ. Ռենտգենի օգնական Վ. Գրուբեն, ռենտգենյան ճառագայթների հետ աշխատելիս, ստացավ ձեռքի այրվածք, իսկ Բեքերելը ստացավ մաշկի ուժեղ այրվածք ռադիումի ճառագայթումից։ Հետագայում` անցկացվեցին բազմաթիվ կենսաբանական գիտափորձեր, և պարզ դարձավ, որ ճառագայթումը կարող է օգտագործվել բուժման նպատակով, մասնավորապես՝ քաղցկեղային գոյացությունների դեպքում։



Նկ. 1.1 Առաջին ռենտգենյան պատկերը։

Բուժման նպատակով ճառագայթումն առաջին անգամ կիրառել է Մարի Կյուրին։ Նա է բացահայտել ռադիում-226-ը և կազմակերպել դրա օգտագործումը քաղցկեղի բուժման նպատակով։ Ռադիոնուկլիդային ախտորոշման հիմնադիր և նշակիր ատոմների մեթոդի «հայր» է համարվում Գեորգ Հևեշին, ով 1943 թ. արժանացել է Նոբելյան մրցանակի նշակիր ատոմների մեթոդը ստեղծելու համար:

1.2 ԻՈՆԱՅՆՈՂ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՓՈԽԱՁԴԵՑՈՒԹՅՈՒՆԸ ՆՅՈՒԹԻ ՀԵՏ

ճառագայթումն էներգիայի տեղափոխությունն է այիքների և մասնիկների տեսքով նյութում կամ տարածության մեջ: *Իոնացնող նառագայթումը* (Իճ) այն ճառագայթումն է, որը փոխազդելով միջավայրի հետ առաջազնում է իոններ և ազատ էլեկտրոններ։ Իոնազնող ճառագայթների դասին են պատկանում լիցքավորված տարրական մասնիկները (e⁻, p, $π^+$, $π^-$, K⁺, K⁻ և այլն), քիմիական տարրերի արագացված իոնները, ինչպես նաև նեյտրոնները, ռենտգենյան և γ-ճառագայթները։ Տարբերում են *ուղղակի իոնացնող ճառագայթում* և անուղղակի իոնացնող ճառագայթում։ Ուղղակի Իճ-ն բաղկացած է այնպիսի լիցքավորված մասնիկներից, որոնց կինետիկ էներգիան բավարար է, որպեսզի նրանց փոխազդեզությունը միջավայրի ատոմի հետ հանգեցնի իոնացման (օրինակ՝ էլեկտրոններ, պրոտոններ, α -մասնիկներ): *Անուղղակի Իճ-ն* բաղկացած է այնաիսի չեզոք մասնիկներից (օրինակ՝ նեյտրոններ, ֆոտոններ), որոնք կարող են առաջազնել ուղղակի իոնագնող ճառագայթում և միջուկային ռեակզիաներ:

ճառագայթները, կախված տեսակից, տարակերպ են փոխազդում միջավայրի հետ, սակայն փոխազդեցության հետևանքով բոլոր դեպքերում կորցնում են իրենց էներգիան և իոնացնում կամ գրգռում են միջավայրի ատոմները։ ճառագայթման փոխազդեցությանը նյութի հետ քննարկվում է առանձին դասընթացի շրջանակում։ Ստորև բերված են բժշկության մեջ կիրառվող ճառագայթների փոխազդեցությունների վերաբերյալ որոշակի տեղեկություններ։ *Ծանր լիցքավորված մասնիկները* (α-մասնիկները, պրոտոնները և այլն), անցնելով նյութի միջով, կորցնում են իրենց կինետիկ էներգիան` այն ծախսելով միջավայրի ատոմների իոնացման և գրգռման վրա: Այդ կորուստներն էլ որոշում են մասնիկի վազքը նյութում: Ատոմների իոնացման հավանականությունը, մասնիկի մի քանի ՄէՎ էներգիայի դեպքում, մոտ 10^3 անգամ մեծ է միջուկային փոխազդեցության հավանականությունից։ Իոնացման կորուստների չափը պայմանավորված է շարժվող մասնիկի կուլոնյան փոխազդեցությամբ նյութի ատոմային էլեկտրոնների հետ։ Միջավայրի միջով ν արագությամբ շարժվող լիցքավորված մասնիկի իոնացման տեսակարար կորուստները որոշվում են Բետե-Բլոխի բանաձևով`

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{jn\hbar} = \frac{4\pi z^2 e^4}{m_e v^2} Zn \left[ln \frac{2m_e v^2}{I_{jn\hbar}(1-\beta^2)} - \beta^2 - \delta - U \right], \quad (1.1)$$

որտեղ z - p և $\beta = v/c$ մասնիկի լիցքը և հարաբերական արագությունն են,

Z-ը միջավայրի կարգաթիվը,

n-ը՝ ատոմների խտությունը (միավոր ծավալում ատոմների թիվը),

 I_{hnl} -ը՝ իոնացման պոտենցիալը ($I_{hnl} = ZI_0, I_0 = 10 \div 13$ էՎ),

δ-ն` խտության պարամետրը (բնութագրում է, թե ինչքանով է էկրանավորվում ընկնող մասնիկի լայնական էլեկտրական դաշտը ատոմային էլեկտրոնների լիցքերի խտությունից կախված),

 $U\text{-}\mathfrak{a}`$ K
և Lթաղանթների կապի էներգիան հաշվի առնող պարա-
մետրը:

Իոնացման ընթացքում կարող են առաջանալ դելտա-էլեկտրոններ` ատոմային թաղանթից պոկված էլեկտրոններ, որոնց կինետիկ էներգիան բավարար է, միջավայրի ատոմների իոնացման համար։

Շարժվելով նյութի միջով՝ ծանր լիցքավորված մասնիկները փոիսազդում է հիմնականում ատոմի էլեկտրոնների հետ։ Այս փոխազդեցության հետևանքով դրանք քիչ են շեղվում իրենց շարժման սկզբնական ուղղությունից՝ շնորհիվ սեփական մեծ զանգվածի (օրինակ α -մասնիկի զանգվածը մոտ 7300 անգամ մեծ է էլեկտրոնի զանգվածից)։ Արդյունքում ծանր լիցքավորված մասնիկները, անցնելով նյութի միջով, ունենում են գրեթե ուղղագիծ հետագիծ։

Նյութի մեջ շարժվող ծանր լիցքավորված մասնիկի էներգիայի տեսակարար կորուստները մեծանում են մասնիկի էներգիայի նվազմանը զուգընթաց, և առավելագույնն են կանգառից առաջ (Քրեգի պիկ) (նկ. 1.2):



Նկ. 1.2. Կենսաբանական հյուսվածքում 400 ՄէՎ սկզբնական էներգիայով պրոտոնների էներգիայի տեսակարար կորուստների կախվածությունը ներթափանցման խորությունից։

Նյութի միջով **թեթև լիցքավորված մասնիկների** (էլեկտրոնների և պոզիտրոնների) շարժման բնույթը այլ է։ Գլխավոր պատճառը փոքր զանգվածն է (էլեկտրոնը թեթև է պրոտոնից մոտ 2000 անգամ)։ Թեթև լիցքավորված մասնիկների դեպքում իոնացման տեսակարար կորուստները տվող բանաձևը փոքր-ինչ այլ տեսք ունի, քան (1.1) բանաձևը, ինչը պայմանավորված է փոխազորող նույնատիպ մասնիկների քվանտամեխանիկական փոխանակային էֆեկտների հաշվի առնելու անհրաժեշտությամբ։ Յուրաքնչյուր առաձգական փոխազդեցության հետևանքով էլեկտրոնի (պոզիտրոնի) իմպուլսը փոխովում է կամայական, ինչի հետևանքով շարժման ուղղությունը նույնպես փոփոխվում է: Այսպիսով, յուրաքանչյուր բախման հետևանքով էլեկտրոնը (պոզիտրոնը) փոխում է շարժման ուղղությունը, ինչի արդյունքում ունենում է շարժման կոտրտված հետագիծ: Միաժամանակ թեթև մասնիկը, ատոմի էլեկտրոնի հետ բախվելիս, կարող է կորցնել իր էներգիայի զգալի մասը (ոչ առձգական փոխազդեցություններ): Դա նշանակում է, որ դելտա-էլեկտրոններ կառաջանան ավելի մեծ քանակությամբ, քան ծանր լիցքավորված մասնիկի դեպքում: Նույն սկզբնական էներգիայի դեպքում էլեկտրոնը կարող է թափանցել նյութի մեջ ավելի խորը, քան ծանր լիցքավորված մասնիկը, բայց քաոսային հետագծի պատճառով նրա թափանցելիության խորությունը նյութի մեջ այնքան կանխատեսելի չի լինի, որքան ծանր լիցքավորված մասնիկի դեպքում:

Ծանր լիզքավորված մասնիկները, նյութի մեջ շարժվելիս, կրում են հիմնականում էներգիայի իոնացման կորուստներ։ Էլեկտրոնի (պոզիտրոնի) համար էներգիայի ճառագայթային կորուստները նույնպես կարևոր դեր են խաղում։ Նյութի ատոմների միջուկների և էլեկտրոնների կույոնյան դաշտում էլեկտրոնի (պոզիտրոնի) արգելակման հետևանքով առաջանում է արգելակային ճառագայթում: Ինչպես հայտնի է դասական էլեկտրադինամիկայից, արագազմամբ շարժվող լիզքավորված մասնիկը ճառագայթում է և ճառագայթման ինտենսիվությունն ուղիղ համեմատական է արագազման քառակուսուն կամ հակադարձ համեմատական է մասնիկի զանգվածի քառակուսուն։ Այս է պատճառը, որ էներգիայի ճառագայթային կորուստներն առավել կարևոր են թեթևագույն լիզքավորված մասնիկների՝ էլեկտրոնների, համար։ Համաձայն արգելակային ճառագայթման տեսության` արգելակային ճառագայթման ֆոտոնների էներգետիկ սպեկտրը անընդհատ է (նվազող է 1/E_γ օրենքով)։ Ծառագայթվող ֆոտոնների առավելագույն էներգիան հավասար է շարժվող էլեկտրոնի կինետիկ էներգիային:

Պոզիտրոնը, նյութի մեջ շարժվելով, շատ արագ բախվում է նյութի ատոմային էլեկտրոնին և անիհիլացվում։ Արդյունքում առաջանում է անիհիլացիոն ճառագայթում՝ երկու հակադարձ ուղղություններով առաքված γ քվանտ, որոնցից յուրաքանչյուրն ունի 511 կէ էներգիա (mec²=511 կէ Վ):

Բարձր էներգիայով **ֆոպոնները** (ռենտգենյան ճառագայթումը և *բ*-ճառագայթումը) ունեն նյութի հետ փոխազդեցության երեք հիմնական ձև՝ ֆոտոէֆեկտ, Քոմպտոնի էֆեկտ և էլեկտրոն-պոզիտրոնային զույգի ծնում։

Ֆուլոէֆեկւրի ժամանակ ընկնող ֆոտոնն իր ամբողջ էներգիան հաղորդում է նյութի ատոմի ներքին թաղանթներում գտնվող որևէ էլեկտրոնի: Այդ էլեկտրոնը «պոկվում է» ատոմից և ձեռք է բերում կինետիկ էներգիա, որը հավասար է ֆոտոնի էներգիայի և էլեկտրոնի կապի էներգիայի տարբերությանը։ Ներքին էլեկտրոնային թաղանթում ազատված տեղը լրացվում է էներգետիկորեն ավելի բարձր գտնվող էլեկտրոնով։ Էներգետիկորեն ցածր մակարդակի անցման հետևանքով առաջացած էներգիան առաքվում է բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթման տեսքով կամ հաղորդվում է թաղանթային էլեկտրոնի, որը լքում է ատոմը (Օժե-էլեկտրոն)։

Կումպարոնի էֆեկտի դեպքում ընկնող ֆոտոնը բախվում է ատոմի արտաքին թաղանթների թույլ կապված էլեկտրոններին։ Փոխազդեցության հետևանքով ընկնող ֆոտոնն իր էներգիայի մի մասը փոխանցում է էլեկտրոնին, որը լքում է ատոմը, իսկ ֆոտոնը փոխում է իր շարժման ուղղությունը։ Արդյունքում ունենք ցրված ֆոտոն, որի էներգիան փոքր է սկզբնական ֆոտոնի էներգիայից, և ազատ էլեկտրոն:

Էլեկտրոն-պոզիտրոնային զույգի ծնումը հնարավոր է միայն այն դեպքում, եթե ընկնող ֆոտոնը ունի 1022 կէՎ գերազանցող էներգիա ($hv > 2m_ec^2$)։ Պրոցեսը հիմնականում տեղի է ունենում միջուկի դաշտում։

Տեսականորեն ֆոտոնը կարող է անցնել նյութի միջով՝ առանց որևէ փոխազդեցության։ Փոխազդեցության կտրվածքը (հավանականությունը) իրենից ներկայացնում է նշված երեք տիպի փոխազդեցությունների կտրվածքների գումար։

Կարևոր է նշել, որ նշված երեք դեպքում էլ առաջանում կամ առաքվում են էլեկտրոններ (և պոզիտրոններ երրորդ դեպքում), որոնց էներգիան կարող է բավարար լինել միջավայրի ատոմների իոնացման համար։

Նեյպրոնները չեզոք են, ուստի նրանք անարգել կարող են մեծ տարածություններ անցնել նյութի միջով՝ առանց փոխազդելու միջուկների և էլեկտրոնների էլեկտրական դաշտերի հետ։ Նեյտրոնները հիմնականում փոխազդում են նյութի ատոմների միջուկների հետ։ Կախված նեյտրոնների էներգիայից՝ փոխազդեցությունը իրականացվում է տարբեր մեխանիզմներով։

Ձերմային նեյտրոնների համար ($E_n \approx 0.025 - 0.1$ էՎ) առավել հավանական է ռադիացիոն զավթումը՝ (*n*, γ) ռեակցիան: Այս պրոցեսի հավանականությունը նվազում է նեյտրոնի էներգիայի (արագության) աճի հետ մեկտեղ՝ σ ~ 1/V կամ σ ~ 1/ $E^{1/2}$:

Միջին էներգիայով նեյտրոնների համար ($E_n < 0.2$ ՄէՎ) հնարավոր է ինչպես ռադիացիոն զավթումը, այնպես էլ առաձգական ցրումը:

Արագ նեյտրոնները ($0.2 \le E_n \le 20$ ՄէՎ) կրում են առաձգական ցրում և առաջացնում են միջուկային ռեակցիաներ՝ (*n*, *p*), (*n*, *a*), (*n*, 2*n*), (*n*, *np*), և այլն։ Ավելի փոքր հավանականությամբ հնարավոր է նաև ոչ առաձգական ցրում և ռադիացիոն զավթում։

Գերարագ նեյտրոնների ($E_n > 20$ ՄէՎ) համար առավել հավանական է առաձգական ցրումը: Փոքր հավանականությամբ հնարավոր են նաև միջուկային ռեակցիաները, ռադիացիոն զավթումը և ոչ առաձգական ցրումը:

Նեյտրոնների և ծանր միջուկների փոխազդեցությունը կարող է հանգեցնել միջուկի բաժանման։ Այս պրոցեսը մեծամասնությամբ չեմային է (օրինակ՝ 232 Th և 238 U միջուկների դեպքում), սակայն գոյություն ունեն միջուկներ (օրինակ՝ 233 U, 235 U, 239 Pu), որոնց բաժան-մանը կարող են հանգեցնել ցանկացած էներգիայով շարժվող նեյտրոնները։

Այսպիսով, նեյտրոնների փոխազդեցությունները նյութում հանգեցնում են լիցքավորված մասնիկների (α -մասնիկներ, պրոտոններ, հետհարվածի միջուկներ և այլն) կամ γ -ճառագայթների առաջացմանը, որոնք իրենց հերթին իոնացնում են միջավայրը:

1.3 ԴՈՉԻՄԵՏՐԻԱԿԱՆ ՉԱՓՄԱՆ ՄԻԱՎՈՐՆԵՐ

Կլանված դոզա (կլանված բաժնաչափ)

Ինչպես տեսանք ԻՃ-ը, կախված տեսակից, տարբեր կերպ է փոխազդում միջավայրի հետ։ Սակայն, անկախ փոխազդեցության տեսակից, բոլոր դեպքերում ԻՃ-ը հաղորդում է իր էներգիան ամբողջովին կամ մասամբ նյութին, իոնացնում կամ գրգռում է միջավայրի ատոմները։ Ճառագայթման էֆեկտը հիմնականում որոշվում է օբյեկտի կլանած էներգիայով։ Ուստի, բնական է դիտարկել օբյեկտի կլանած էներգիան՝ որպես ճառագայթման ազդեցության չափ։ Հիմնական դոզիմետրական մեծությունը սահմանվում է որպես միավոր զանգվածին հաղորդված էներգիա և կոչվում է **կլանված դոզա**՝

$$\boldsymbol{D} = \boldsymbol{d}\boldsymbol{E} / \boldsymbol{d}\boldsymbol{m}: \tag{1.2}$$

Կլանված դոզայի չափման միավորը ՄՀ-ում $\mathfrak{D}/$ կգ է, որն ունի հատուկ անվանում՝ *գրեյ* (նշանակումը՝ **Գր**, Gr) (անգլիացի ֆիզիկոս Գ. Գրեյի պատվին).

1 9-p = 1 9 / 1 4q:

Կլանված դոզայի չափման միավորը CGS համակարգում ռադ-ն է (*rad - radiation absorbed dose*): Մեկ ռադ-ը համապատասխանում է ցանկացած իոնացնող ճառագայթների 100 էրգ էներգիայի կլանմանը 1 գ ճառագայթահարվող նյութի կողմից.

1ռադ = 100 էրգ / 1գ = 0.01 Գր։

Համարժեք դոզա

Նույն կլանված դոզայի դեպքում տարբեր տիպի ճառագայթները կենսաբանական օբյեկտում առաջացնում են տարբեր էֆեկտներ։

Յանկացած տեսակի ճառագայթման կենսաբանական ազդեցությունը գնահատելու համար ռադիացիոն անվտանգության խնդիրներում ընդունված է օգտագործել *համարժեք դոզայի* հասկացությունը։

Համարժեք դոզան կլանված դոզան է օրգանիզմում կամ հյուսվածքում՝ բազմապատկած համապատասխան $W_{\rm R}$ կշռային գործակցով.

$$H = D \cdot W_R, \tag{1.3}$$

որտեղ $W_{\rm R}$ կշռային գործակիցը որոշում է կենսաբանական վնասվածության չափը՝ կախված ճառագայթման տեսակից։

Համարժեք դոզայի և կշռային գործակցի ներմուծման անհրաժեշտությունը բացատրվում է նրանով, որ կենսաբանական օբյեկտի վրա ճառագայթման ազդեցության աստիճանը որոշվում է ոչ միայն կլանված դոզայով, այլև Իճ-ի միջավայրին հաղորդվող էներգիայի տարածական բաշխումով: Օրինակ՝ α-մասնիկները իրենց ճանապարհին առաջացնում են մեծ խտությամբ իոնացում, իսկ γ-ճառագայթներն փոքր խտությամբ իոնացում:

Կենսաբանական օբյեկտի կրած վնասվածքները կախված են տվյալ էներգիայով մասնիկի ստեղծած *էներգիայի գծային հաղորդումից* ($L=\Delta E/\Delta l$), որտեղ ΔE -հաղորդված էներգիան է, Δl - մասնիկի անցած ճանապարհը): Ելնելով L -ի արժեքից` որոշվում են կշռային գործակիցները ($W_{\rm R}$), որոնք անհրաժեշտ է հաշվի առնել ճառագայքման ազդեցությունը կենսաբանական օբյեկտի վրա գնահատելիս (Աղյուսակ 1.1):

Աղյուսակ 1.1. Հառագայթման կշռային գործակցի (W_R) կախվածությունը էներգիայի գծային հաղորդումից (L)ջրում

L, կէՎ/մկմ	<3.5	7.0	23	53	>175
$W_{ m R}$	1	2	5	10	20

Խառնակազմ ճառագայթման համար ԻՃ-ի համարժեք դոզան որոշվում է հետևյալ կերպ՝

$$H = \sum_{i} W_{R_i} D_{R_i}, \qquad (1.4)$$

որտեղ i ինդեքսները վերաբերվում են ճառագայթման տարբեր տեսակի բաղադրիչներին, իսկ D_{R_i} և W_{R_i} -ն` համապատասխանաբար կլանված դոզաները և կշռային գործակիցներն են։

Համարժեք դոզայի չափման միավորը ՄՀ-ում *զիվերտն* է (ի պատիվ շվեդացի ռադիոկենսաբան Ռուդոլֆ Զիվերտի), նշանակումը՝ **Զվ**, Sv: Մեկ զիվերտին հավասար ցանկացած տեսակի ճառագայթման համարժեք դոզան կենսաբանական հյուսվածքում առաջացնում է նույնպիսի կենսաբանական էֆեկտ, ինչպիսին կառաջացներ 200 կէՎ էներգիայով ռենտգենյան ճառագայթումը։

Համարժեք դոզայի համար CGS համակարգում օգտագործվող միավորն է ռկհ-ն (ռադի կենսաբանական համարժեք) (бэр-биологический эквивалент рада, rem-rad equivalent in man)`

1 nyh = 0.01 Qy:

Կշռային գործակիցների արժեքները որոշ ճառագայթների տեսակների և էներգիաների համար բերված են աղյուսակ 1.2-ում։

Աղյուսակ 1.2. Կշռային գործակիցների արժեքները տարբեր տիպի ճառագայթման համար (արժեքները վերցրված են ՀՀ ճառագայթային անվտանգության կանոններից):

Ճառագայթման տեսակը և էներգիան		Կլանված	Համարժեք
		դոզա	դոզա
Ֆոտոններ (բոլոր էներգիաների)	1	1 Գր	1 Ձվ
Ռենտգենյան ճառագայթում E < 0.1 ՄէՎ	1.5	1 Գր	1.5 Ձվ
Ցածր էներգիա ունեցող էլեկտրոններ և	1	1 Գր	1 Ձվ
մյուսններ			
Նեյտրոններ E < 10 կէՎ	5	1 Գր	5 છપ્
10 կէՎ - 100 կէՎ	10	1 Գր	10 Ձվ
100 կէՎ - 2 ՄէՎ	20	1 Գր	20 Qıl
2 ሀቲՎ - 20 ሀቲՎ	10	1 Գր	10 Ձվ
E > 20 Ut 4	5	1 Գր	5 છપ્
Պրոտոններ E > 2 ՄէՎ	5	1 Գր	5 છપ્
α-մասնիկներ, ծանր միջուկներ,	20	1 Գր	20 Qıl
բաժանման արդյունքներ			

Արդյունարար դոզա

Քանի որ հյուսվածքները և օրգաններն ունեն տարբեր ռադիոզգայնություն, մարմնի *անհավասարաչափ* ճառագայթման դեպքում կիրառում են արդյունարար դոզա հասկացությունը, որը որոշվում է որպես հյուսվածքների/օրգանների համարժեք դոզաների գումար՝ բազմապատկված համապատասխան կշռային գործակիցներով՝

$$\boldsymbol{E} = \sum_{i} \boldsymbol{W}_{T_{i}} \boldsymbol{H}_{i} , \qquad (1.5)$$

որտեղ H հյուսվածքների/օրգանների ստացած համարժեք դոզան է, իսկ W_{T_i} -ն` օրգանի կամ հյուսվածքի համար կշռային գործակիցը (ռաղիացիոն ռիսկի գործակից).

$$\sum_{i} W_{T_i} = 1: \tag{1.6}$$

Մարմնի հավասարաչափ ճառագայթման դեպքում յուրաքանչյուր օրգանում կամ հյուսվածքում համարժեք դոզաները նույնն են՝ $H_i = E_i$, հետևաբար՝

$$\boldsymbol{H} = \boldsymbol{E}: \tag{1.7}$$

Արդյունարար դոզայի չափման միավորն է **Զվ**։ Հյուսվածքային կշռային գործակիցների արժեքները տարբեր օրգանների համար բերված են աղյուսակ 1.3-ում։

Օրգան	
Գոնադներ	0.20
Կարմիր ոսկրածուծ, հաստ աղի, թոքեր, ստամոքս	
Միզապարկ, կրծքագեղձ, լյարդ, կերակրափող, վահանաձև գեղձ	
Մաշկ, ոսկրածածկույթի բջիջներ	
Մնացածը *	0.05

Աղյուսակ 1.3. Օրգանների կշռային գործակիցներ

* Հաշվարկներում պետք է հաշվի առնել, որ վերոհիշյալ աղյուսակում «մնացածը» անվանման տակ հասկացվում են հետևյալ օրգանները՝ մակերիկամներ, գլխուղեղ, շնչառական օրգանների արտաթոքային բաժինը, հաստ աղիքի վերին հատվածը, բարակ աղիքը, երիկամները, մկանային հյուսվածքը, ենթաստամոքսային գեղձը, փայծաղը, թիմուսը և արգանդը։ Այն բացառիկ դեպքերում, երբ նշված օրգաններից որևէ մեկը ստանում է համարժեք դոզա, որը գերազանցում է աղյուսակում նշված տասներկու օրգաններից մեկի ստացած համարժեք դոզան, «մնացածը» վերնագրի տակ նշված օրգաններից մեծ դոզա ստացած մեկ օրգանին պետք է վերագրել 0.025 կշռային գործակից, «մնացածին» նույնպես վերագրել 0.025 կշռային գործակից:

Էքսպոզիցիոն դոզա

Oբյեկտների ճառագայթահարումը կատարվում է իոնացնող ճառագայթման դաշտում որոշ ժամանակ գտնվելու հետևանքով։ Եթե իոնացնող ճառագայթումը տարածվում է միջավայրում, օրինակ՝ օդում, ապա տեղի է ունենում միջավայրի ատոմների և ճառագայթումը կազմող քվանտների կամ մասնիկների փոխազդեցություն։ Որպես ճառագայթման դաշտի բնութագիր՝ օգտագործվում է էքսպոզիցիոն դոզան:

Էքսպոզիցիոն դոզան ի սկզբանե սահմանվել է ռենտգենյան ճառագայքների համար։ Այն որոշվում է օդի իոնացման չափով և իրենից ներկայացնում է օդի միավոր զանգվածում առաջացած նույնանուն իոնների էլեկտրական լիցքի գումարը էլեկտրոնային հավասարության պայմաններում.

$$X = dQ / dm: \tag{1.8}$$

ՄՀ-ում էքսպոզիցիոն դոզայի չափման միավորն է Կուլոն/կիլոգրամը (**Կլ/կգ**), որը համապատասխանում է նորմալ պայմաններում (T = 0°C, P = 760 մմ սնդիկի սյուն) 1 կգ օդում յուրաքանչյուր նշանի իոնների այնպիսի քանակի առաջացմանը, որի դեպքում դրանց գումարային լիցքը հավասար է 1 Կլ:

Հաճախ որպես Էքսպոզիցիոն դոզայի չափման միավոր օգտագործում են «ռենտգենը» (**Ռ**, R)։

$1 \text{ h} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ H}/\text{H}$

ו הבנוחקבנם γ ע הבנוחקבנושנ לשהשקעון
שנהן שונ החקשנ ל, החף הבעברות החקשנ החקשנ ששו
לשנה א ווו היש השקשנה שהשקשנה שהשקשנה ל החינו הביש השקשנה השונה ל

րաքանչյուր նշանի էլեկտրաստատիկ լիցքի մեկ միավոր՝ 2.083·10⁹ զույգ իոններ, (քանի որ CGS համակարգում լիցքի մեկ միավորը հավասար է 4.8·10⁻¹⁰, ապա` 1 / (4.8·10⁻¹⁰) = 2.083·10⁹):

Քանի որ օդի մոլեկուլի միջին իոնացման էներգիան 33.85 էՎ է, 1 ռենտգեն դոզային համապատասխան չոր օդի 1 սմ³-ին հաղորդված էներգիան կլինի.

T = $(2.08 \cdot 10^9) \cdot 33.85 \cdot (1.6 \cdot 10^{-12}) = 1.113$ tpq, (1 tq= $1.6 \cdot 10^{-12}$ tpq), huų 1 q onhů T/ρ_{oq} = 1.113 / 0.001293 = 87.3 tpq:

Այսպիսով, ռենտգենի ֆիզիկական համարժեքը օդի համար 87.3 էրգ/գ է։ Կենսաբանական օբյեկտի համար 1 ռենտգեն դոզային համապատասխանում է 95 էրգ կլանված էներգիա։

Գոզայի հզորություն կոչվում է միավոր ժամանակում ստացված դոզան: Սահմանումը բոլոր քննարկված դոզաների համար է։ Չափման միավորներն են՝ Գր/ժ, Զվ/ժ, Ռ/ժ։ Հնարավոր են նաև այլ միավորներ՝ մԶվ/վ, մԶվ/տարի և այլն։

Աղյուսակ 1.4-ում բերված են ռադիոկենսաբանակն հիմնական դոզաների չափման միավորները։

Ֆիզիկական մեծություն	Չափման միավորի անվանումը, նշանակումը		Միավորների միջև կապը
	CGS համակարգ	ՄՀ համակարգ	
Իոնացնող ճառագայթման ակտիվություն	կյուրի (Կի, Ci)	բեքերել (Բք, Bq)	1 чр=3,7 ·10 ¹⁰ Ар 1 Ар=2,7 ·10 ⁻¹¹ чр
Էքսպոզիցիոն դոզա	ռենտգեն (Ռ, R)	կուլոն/կգ (Կլ/կգ, C/•kg)	1Ռ = 2,58 · 10 ⁻⁴ Կլ/կգ 1 Կլ/կգ = 3876 Ռ
Եքսպոզիցիոն դոզայի հզորություն	ռենտգեն վայրկյանում (Ռ·վ ⁻¹ , R·c ⁻¹)	կուլոն/կգ վայրկյանում (Կլ·կգ ⁻¹ ·վ ⁻¹)	$ \begin{array}{rcrcr} 1 & \Pi \cdot \eta = 2,58 \cdot 10^{-4} & \Pi_{1} \cdot \\ & & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & \\ & & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & & \\ & & & & & & \\ & & & & &$

Աղյուսակ 1.4. Ռադիոկենսաբանակն հիմնական դոզաների չափման միավորները

Կլանված դոզա	ոադ (ոադ, rad)	գրեյ (Գր, Gr)	1 ռադ =10 ⁻² Գր
			1 Գր = 100 ռադ
Կլանված դոզայի հզորություն	ոադ վայրկյանում (ոադ․վ ⁻¹ , rad․c ⁻¹)	գրեյի վայրկյանում (Գր·վ ⁻¹ , Gr·c ⁻¹)	1 ռադ/վ =10 ⁻² Գր/վ 1 Գր/վ = 100 ռադ/վ
Համարժեք դոզա	nųh (nųh, rem, бэр)	զիվերտ (Չվ, Sv)	1 ոկh=10 ⁻² Ձվ 1 Ձվ = 100 ոկh
Համարժեք դոզայի հզորություն	ոկի վայրկյանում (ոկի․վ ⁻¹ , rem․c ⁻¹)	զիվերտ վայրկյանում (Չվ․վ ⁻¹ , Տv․c ⁻¹)	1 n\u03c4h/d=10 ⁻² Qu//d 1 Qu//d = 100 n\u03c4h/d

1.4 ԻՈՆԱՅՆՈՂ ՃԱՌԱԳԱՅԹՆԵՐԻ ԱՉԴԵՑՈՒԹՅՈՒՆԸ ԿԵՆՍԱԲԱՆԱԿԱՆ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻ ՎՐԱ

Որպեսզի հնարավոր լինի Իճ-ների բժշկական բնագավառում օգտագործումն անհրաժեշտ է նախապես իմանալ, թե ինչպիսին կլինի օրգանիզմի արձագանքը Իճ-ների ազդեցությանը, այսինքն պարզել, թե ինչ է կատարվում կենսաբանական տեսակետից հյուսվածքներում Իճ-ների ազդեցության դեպքում։

Պարզվում է, որ կենդանի օրգանիզմի կողմից կլանված էներգիայի չնչին քանակը կարող է առաջացնել կենսաբանական օբյեկտի խիստ արտահայտված ռեակցիա՝ ընդհուպ մինչև մահվան ելքը։ Բոլոր կաթնասունների համար մահացու դոզա է համարվում 10 Գ--ը, որը բարձրացնում է օրգանիզմի ջերմաստիճանն ընդամենը 0.001°C (նույնպիսի ջերմային էֆեկտ է ստանում մեր օրգանիզմը մեկ բաժակ տաք թեյ իսմելուց հետո)։ Միևնույն ժամանակ կենսաբանական հյուսվածքի 1 մկմ³ ծավալում, որը պարունակում է ~10¹⁰ ատոմներ, այդ դոզան առաջանում է ընդամենը մոտ 200 իոնացում։ Հարց է ծագում՝ ի՞նչու է այսքան փոքր քանակի կլանված էներգիան հասցնում այսքան մեծ կենսաբանական էֆեկտի։ Պատասիանը հաջողվեց ստանալ շնորհիվ բազմաթիվ հետազոտությունների, որոնց արդյունքում առաջ քաշվեց «թիրախային հարվածի» տեսությունը։ Այդ տային պրոցես է, որը ենթարկվում է վիճակագրական օրինաչափություններին: Չգալի փոփոխություն (օրինակ՝ բջջի մահը) տեղի է ունենում միայն այն դեպքում, երբ էներգիան փոխանցվում է բջջի գերզգայուն մասին՝ «թիրախին»: Բազմաթիվ ուսումնասիրությունները հանգեցրին այն եզրակացությանը, որ բջջի «թիրախն» է նրա ԴՆԹ-ն:

Ցանկացած կենսաբանական հյուսվածք կամ օրգան բաղկացած է բջիջներից։ Հետևաբար, ԻՃ-ի ազդեցությունը կենսաբանական հյուսվածքի վրա պայմանավորված է առանձին բջջի հետ նրանց փոխազդեցությամբ, իսկ ավելի ճիշտ, բջջի տարբեր բաղադրիչների՝ մոլեկուլների հետ փոխազդեցությամբ։ Եթե փոխազդեցության հետևանքով վնասվում է ԴՆԹ-ի մոլեկուլը, ապա բջիջը կարող է կորցնել կիսվելու ունակությունը կամ կրել այնպիսի կառուցվածքային փոփոխություններ, որոնք կազդեն դրա կենսագործունեության վրա։ Եթե վնասվեն (մահանան, մուտացվեն) մեծ քանակությամբ բջիջներ, դա կազդի օրգանի կենսագործունեության վրա, կիսախտվի օրգանի նորմալ ֆունկցիան, ինչը կարող է կրիտիկական լինել օրգանիզմնի համար։

ԴՆԹ-ն կարող է վնասվել ԻՃ-ների ուղղակի կամ անուղղակի ազդեցությունից։ *Ուղղակի ազդեցության* դեպքում խախտվում են ԴՆԹ-ի մոլեկուլի քիմիական կապերը և առաջանում են կառուցվածքային փոփոխություններ։

Իճ-ների *անուղղակի ազդեցությունից* ճառագայթման էներգիան հանգեցնում է ԴՆԹ-ի շրջակայքում ազատ ռադիկալների և այլ ուժեղ օքսիդանտների առաջացմանը, որոնք փոխազդում են ԴՆԹ-ի մոլեկուլի հետ և առաջացնում քիմիական փոփոխություններ։ Քանի որ բջիջների մոտ 70%-ը կազմում է ջուրը, ուստի ջրի ռադիոլիզը մեծ նշանակություն ունի անուղղակի ազդեցության դեպքում։

Ռադիոլիզի ժամանակ ջրի մոլեկուլն իոնանում է՝ էլեկտրոն է կորցնում.

$$H_2 0 \to H_2 0^+ + e^-$$
: (1.9)

 Ω րի իոնացված մոլեկուլը փոխազդում է ջրի չեզոք մոլեկուլի հետ և արդյունքում առաջանում է քիմիապես շատ ակտիվ $\dot{O}H$ ազատ ռադիկալը (ազատ ռադիկալները էլեկտրաչեզոք են).

$$H_2 O^+ + H_2 O \to H_3 O^+ + \dot{O} H$$
: (1.10)

Պոկված էլեկտրոնը փոխազդում է մոտակա իոնացած ջրի մոլեկուլների հետ և առաջացնում ջրի գերգրգռված մոլեկուլ, որը դիսոցվում է և առաջացնում է *H* և *OH* ազատ ռադիկալներ.

$$H_2 O^+ + e^- \to H_2 O^* \to \dot{H} + \dot{O} H$$
: (1.11)

Ազատ ռաղիկալները քիմիապես շատ ակտիվ են, քանի որ ատոմային արտաքին թաղանթում պարունակում են չզույգված էլեկտրոններ։ Այդ պատճառով էլ նրանք մեծ հավանականությամբ կարող են ԴՆԹ-ի մոլեկուլի կառուցվածքում փոփոխություններ առաջացնել։

Բացի այդ, քիմիապես ակտիվ ռադիկալները «երկրորդային» ռեակցիաների մեջ են մտնում։ Մեծ հավանականությամբ են ընթանում երեք երկրորդային ռեակցիաներ.

$$\dot{H} + \dot{H} = H_2,$$
 (1.12)

$$\dot{H} + \dot{O}H = H_2 O, \tag{1.13}$$

$$\dot{O}H + \dot{O}H = H_2 O_2$$
: (1.14)

Սրանք սկզբնական ռեակցիաներում առաջացած երկու ազատ ռադիկալների երեք հնարավոր համակցություններ են: Եթե առաջին երկու ռեակցիաների հետևանքով առաջանում են անվնաս նյութեր, ապա ջրածնի պերօքսիդը (H_2O_2) ուժեղ օքսիդանտ է և թունավոր է բջջի համար: Ռադիոլիզի արդյունքում առաջացած նյութերը և սպիտակուցների մոլեկուլներն ակտիվորեն փոխազդում են` հաճախ առաջացնելով այլ թունավոր միացություններ։ Օրգանիզմի համար վնասակար և փոխազդեցությունների մեջ մտնելու ընդունակ այդ պերօքսիդային միացությունները սկիզբ են դառնում կենսաքիմիական հաջորդական ռեակցիաների շղթայի և աստիճանաբար հանգեցնում են բջջի մեմբրանի քայքայմանը։ Դրա պատճառով խախտվում են կենսագործունեության առանձին գործառույթներ կամ օրգանիզմի ամբողջական համակարգեր:

ճառագայթման ուղղակի և անուղղակի ազդեցության արդյունքում հնարավոր են ԴՆԹ-ի մի քանի տեսակի վնասվածքներ. ԴՆԹի մեկ կամ զույգ շղթաների խզում (եզակի կամ կրկնակի խզումներ), նուկլեոտիդի փոխարինում, հիմքերի միջև ջրածնային կապերի քայքայում և այլն։ ԴՆԹ-ի մոլեկուլի վնասվածքների հետևանքով բջիջը կարող է մահանալ կամ ենթարկվել մուտացիայի։



Նկ. 1.3. ԳՆԹ-ի ուղղակի և անուղղակի վնասվածքների սխեմատիկ պատկերում։

Կարևոր է հասկանալ, որ ԴՆԹ-ի կամ այլ մոլեկուլի ոչ բոլոր տիպի վնասվածքներն են հանգեցնում բջջի մահվան կամ մուտացիայի: Ցանկացած կենսաբանական համակարգ օժտված է վերականգնման հատկությամբ (ռեպարացիա), որը սովորաբար շատ արդյունավետ է: Վնասվածքների մեծամասնությունը վերականգընվում է, և բջիջները ոչ մի փոփոխություն չեն կրում: Սակայն, եթե վերականգնման մեխանիզմը չաշխատի, ապա բջջում առաջացած կենսաքիմիական փոփոխությունները կհասցնեն նրա վերափոխման (մուտացիայի) կամ մահվան: Բջջի ԴՆԹ-ի մուտացիան կարող է պատճառ դառնալ քաղցկեղային բջիջների առաջացման։ Սաղմնային բջիջների վերափոխումներն առաջացնում են մուտացիաներ, որոնք արտահայտվում են որպես ժառանգական էֆեկտներ:

Իճ-ների ազդեցությունը կենսաբանական համակարգերի վրա կարելի է բաժանել փուլերի՝ ֆիզիկական, ֆիզիկաքիմիական, քիմիական, կենսաբանական փուլեր։ Տարբեր փուլերում ընթացող պրոցեսների նկարագրությունները և փուլերի միջին տևողությունները բերված են աղյուսակ 1.5-ում։

Փուլ	Պրոցես	Փուլի տևողությունը
Ֆիզիկական	Ծառագայթման էներգիայի կլանում, իոնացված և գրգռված ատոմների ու մոլեկուլների առաջացում։	10 ⁻¹⁶ - 10 ⁻¹⁵ ų
Ֆիզիկա- քիմիական	Կլանված էներգիայի վերաբաշխում, ազատ ռադիկալների առաջացում։	10 ⁻¹⁴ - 10 ⁻¹¹ ų
Քիմիական	Ռեակցիաներ ռադիկալների միջև և ռադիկալների ու մոլեկուլների միջև։ Փոփոխված կառուցվածքով և ֆունկցիոնալ խախտումներով մոլեկուլների առաջացում։	10 ⁻⁶ - 10 ⁻³ ц
Կենսաբանական	Վնասվածքների զարգացում բջջային և օրգանիզմային մակարդակներով։ Վերականգնման պրոցեսների ուժեղացում։	վայրկյաններ - տարիներ

Աղյուսակ 1.5. Իոնացնող ճառագայթների ազդեցության հիմնական փուլերի տևողությունները

ճառագայթման հետևանքով առաջացած փոփոխությունները մոլեկուլային մակարդակում (ԴՆԹ-ի շղթաների խզում, նուկլեոտիդի փոխարինում, հիմքերի միջև ջրածնային կապերի խզում և այլն) առաջացնում են փոփոխություններ բջջային մակարդակում (բջջի նյութափոխանակման խանգարում, բաժանման պրոցեսի ճնշվածություն, քրոմոսոմային մուտացիաներ, բջջի մահ), որոնք, իրենց հերթին, հանգեցնում են օրգանիզմի մակարդակով փոփոխությունների (օրգանիզմին ոչ բնորոշ հյուսվածքի առաջացում` քաղցկեղային հյուսվածքի առաջացում):

1.5 ԴԵՏԵՐՄԻՆԱՅՎԱԾ ԵՎ ՍՏՈԽԱՍՏԻԿ ԷՖԵԿՏՆԵՐ

Ծառագայթային էֆեկտները բաժանում են *դեւրերմինացված* (շեմային) և *արոխասրիկ* (հավանական բնույթ կրող) էֆեկտների։

Դետերմինացված էֆեկտներն առաջանում են, երբ ճառագայթման հետևանքով փոփոխված (մահացած, կիսվելու ունակությունը կորցրած կամ ֆունկցիոնալ խանգարում ունեցող) բջիջների քանակը հասնում է կրիտիկականի և նկատվում է վնասված օրգանի ֆունկցիոնալ խանգարում։

Փորձնականորեն հաստատված է, որ դետերմինացված էֆեկտների համար գոյություն ունի ճառագայթահարման շեմային դոզա, որից փոքր արժեքների դեպքում օրգանի բջիջների կորուստները վերականգնելի են և կլինիկորեն չեն ախտորոշվում։ Շեմային դոզայից բարձր դոզաների դեպքում հետևանքների ծանրությունը մեծանում է կլանված դոզայի աճի հետ մեկտեղ, այսինքն՝ ինչքան մեծ է կլանված դոզան, այնքան արտահայտված է էֆեկտը։

Դետերմինացված էֆեկտներն ի հայտ են գալիս ինտենսիվ մեկ կամ բազմակի ճառագայթահարումների դեպքում, եթե դոզան գերազանցում է շեմայինը։ Այս դեպքում կարող են առաջանալ տեղային բարորակ մաշկային վնասվածքներ՝ ճառագայթային այրվածք, աչքի կատարախտ, ժամանակավոր ստերիլիզացիա և այլն։ Առավելագույն էֆեկտի արտահայտման ժամանակը կախված է կլանված դոզայի չափից։ Մեծ դոզաների դեպքում այն ավելի արագ է ի հայտ գալիս։ Դետերմինացված էֆեկտներն առաջանում են ամբողջ մարմնի կամ նրա մի մասի ճառագայթահարման հետևանքով։ Շեմը կախված է նրանից, թե որ օրգանն է ճառագայթահարվել։ Օրգանիզմում ի հայտ եկող հնարավոր փոփոխությունները ինտենսիվ ճառագայթահարման հետևանքով և այդ փոփոխությունների շեմային դոզաները բերված են աղյուսակ 1.6-ում։

Ճառագայթման ազդեցությունը ամբողջ օրգանիզմի Ճառագայթվելու դեպքում	Դոզա, Գր
Տեսանելի վնասվածքների բացակայություն	0-0.25
Հնարավոր է արյան բաղադրության փոփոխություն	0.2–0.5
Արյան բաղադրության փոփոխություն, հոգնածություն, թույլ սրտախառնոց	0.5–1
Արյան բաղադրության փոփոխություն, փսխում, ակնհայտ պաթոլոգիական փոփոխություններ։ Ծառագայթային հիվանդության ստորին շեմ	1–2
Անաշխատունակություն, արյունահոսություն	2–4
Ճառագայթային հիվանդության ծանր տեսակ, մահ 50%	4
Կենտրոնական նյարդային համակարգի վնասում, մահ ~ 100%	6
Անհապաղ մահ	>8

Աղյուսակ 1.6. Օրգանիզմում ի հայտ եկած հավանական փոփոխություններն ինտենսիվ ճառագայթահարման հետևանքով

Ստոխաստիկ կամ հավանական բնույթ կրող էֆեկտները կարող են ի հայտ գալ ցանկացած դոզաների դեպքում։ Դոզայի արժեքի աճի հետ մեկտեղ մեծանում է այս էֆեկտների ոչ թե ծանրությունը, այլ առաջանալու հավանականությունը։ Հայտնի են երկու տիպի ստոխաստիկ էֆեկտներ։ Առաջին տիպի էֆեկտներն առաջանում են սոմատիկ (օրգանիզմի բոլոր բջիջները, բացի սեռականներից) բջիջներում և հանգեցնում են քաղցկեղի առաջացմանը։ Երկրորդ տիպի էֆեկտներն առաջանում են սեռական բջիջներում և առաջ են բերում գենետիկական խանգարումներ։

Այն փաստը, որ Իճ-ները կարող են առաջացնել գենետիկական էֆեկտներ, հաստատված է կենդանիների վրա անցկացված փորձերում։ Մարդկանց դեպքում տվյալների բացակայության հետևանքով, ժառանգական հիվանդությունների հավանականությունը գնահատվում է կենդանիների վրա անցկացված փորձերի արդյունքների հիման վրա:

Քաղցկեղային հիվանդությունների վերաբերյալ կան բազմաթիվ փորձարարական տվյալներ։ Էֆեկտի առաջանալու ռիսկի գնահատումը կատարվում է ճառագայթահարված բնակչության երկարատև և մանրակրկիտ հետազոտման արդյունքում։ Հիմնականում դա Հիրոսիմայի և Նագասակիի ատոմային ռմբակոծմանը ենթարկված մարդիկ են։ Սակայն կան բնակչության այլ խմբեր, որոնք նույնպես հետազոտվել են։ Դա, օրինակ, նկարիչներ են, որոնք օգտագործել են ռադիոակտիվ ռադիումը, հանքափորները, այն բնակչությունը, որն ապրում է բնական բարձր ռադիացիոն ֆոն ունեցող վայրերում, և այն մարդիկ, որոնք ճառագայթման են ենթարկվել բուժման կամ հետազոտման նպատակով:

Հետազոտությունների արդյունքում այսօր արված են հետևյալ եզրակացությունները.

- Գոյություն չունի դոզայի այնպիսի շեմ, որից ցածր արժեքների դեպքում քաղցկեղի առաջացման ռիսկը բացակայում է։ Ցանկացած դոզա, անկախ մեծությունից, մեծացնում է քաղցկեղի առաջացման հավանականությունը։
- Քաղցկեղի առաջացման հավանականությունը ուղիղ համեմատական է ստացված դոզային. եթե դոզան կրկնապատկվեց, ուրեմն կկրկնապատկվի քաղցկեղի առաջացման հավանականությունը:

Հիմնվելով այս եզրակացություններին՝ տրվում են քաղցկեղի տարբեր տեսակների առաջացման ռիսկերի գնահատականները, և ձևավորվում են ճառագայթման նորմավորման սկզբունքները:

1.6 ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՆՈՐՄԱՎՈՐՄԱՆ ՍԿՉԲՈՒՆՔՆԵՐԸ

Ցանկացած տեսակի ԻՃ-ը կարող է առաջացնել օրգանիզմի քիմիական և կենսաբանական ռեակցիաներ։ Ճառագայթման արդյունարար դոզան և առաջացրած էֆեկտը կախված են ԻՃ-ի տեսակից, էներգիայից, ճառագայթահարման ժամանակից և ճանապարհից (ներքին կամ արտաքին ճառագայթում), նաև ճառագայթող ռադիոնուկլիդների քիմիական հատկություններից` ներքին ճառագայթման դեպքում։ Մարդու օրգանիզմում տարբեր տեսակի ճառագայթային վնասվածքների առաջացումը խիստ կապված չէ կլանված դոզայի չափից, այլ կախված է տարբեր գործոններից, այդ թվում` օրգանիզմի վիճակից։

Ներկայումս ճառագայթային անվտանգության միջազգային հանձնաժողովը (ճԱՄՀ) պաշտոնապես ընդունել է ճառագայթման հետևանքների գծային, զրոյական նախաշեմային հայեցակարգը, ինչը ենթադրում է, որ ճառագայթահարման ցանկացած դոզա անհետևանք չէ մարդու համար։ Միաժամանակ, միջուկային մեթոդների կիրառումը տարբեր բնագավառներում պահանջում է սահմանել ԻՃ-ի առաջացրած դոզաների թույլատրելի մակարդակները։

ՃԱՄՀ-ն սահմանել է ճառագայթման չափաբաժինը կարգավորող երեք հիմնական փոխկապակցված սկզբունքներ, որոնք կարելի է արտահայտել հետևյալ կերպ.

- Լրացուցիչ դոզաներ առաջացնող գործունեության անհրաժեշտության հիմնավորում,
- ճառագայթային պաշտպանության օպտիմալացում (ALARA – սկզբունքը՝ հապավում հետևյալ անգլերեն արտահայտության. As Low As Reasonably Achievable – ճառագայթման դոզան պահպանել այնքան ցածր մակարդակում, որքան հնարավոր է ` հաշվի առնելով տնտեսական ու սոցիալական գործոնները),
- Անհատական դոզաների և ռիսկի սահմանների որոշում։

Որպես ԻՃ-ն նորմավորման իրավական հիմք՝ Հայաստանում ընդունված է «Ճառագայթային անվտանգության նորմեր» փաստաթուղթը, համաձայն որի սահմանվում են ֆիզիկական անձանց համար նախատեսված թույլատրելի դոզաների չափերը։ Աղյուսակ 1.7-ում բերված են սահմանված թույլատրելի դոզաների արժեքները։

Նորմավորվող	Սահմանված դոզան		
մեծություն	«Ա» կատեգորիա [*]	Բնակչություն	
Արդյունարար դոզա	Միջինում 20 մՁվ	Միջինում 1 մՁվ	
	տարեկան,	տարեկան,	
	յուրաքանչյուր	յուրաքանչյուր	
	հաջորդական 5 տարի	հաջորդական 5	
	աշխատելու	տարվա ընթացքում` ոչ	
	ընթացքում` ոչ ավելի,	ավելի, քան 5 մՉվ	
	քան 50 մՉվ տարեկան։	տարեկան։	
Համարժեք դոզա,			
ստացված 1 տարվա			
ընթացքում։			
Աչքի ոսպնյակում	150 մՁվ	15 մՁվ	
մաշկում	500 մՁվ	50 մՁվ	
ձեռքերում և	500 նՁվ	50 նՉվ	
ոտնաթաթերում			

Աղյուսակ 1.7. Սահմանված թույլատրելի դոզաների արժեքները

^{*} Ատոմային էներգիայի օգտագործման օբյեկտի «**Ա**» **կատեգորիայի** անձնակազմ «այսուհետ «Ա» կատեգորիայի անձնակազմ»՝ անձնակազմ, որն օբյեկտի բնականոն շահագործման պայմաններում, ըստ աշխատանքի բնույթի, կարող է ստանալ դոզայի սահմանին հավասար դոզա: «Ա» կատեգորիայի անձնակազմն աշխատանքից դուրս պայմաններում դիտարկվում է որպես բնակչություն:

1.7 ճԱՌԱԳԱՅԹԱՁԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆ (ՌԱԴԻՈՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆ)

ԻՃ-ի բացահայտումից անմիջապես հետո պարզ դարձավ, որ ԻՃ-ն ազդում է կենսաբանական օբյեկտների վրա՝ կարող է հանգեցնել մարդու տարբեր հյուսվածքների, նաև կենդանիների, բույսերի և այլ կենսաբանական տեսակների բջիջների մահվան։ Պարզ դարձավ նաև, որ կախված կենսաբանական օբյեկտների տեսակից, մահաբեր դոզաների արժեքները շատ են տարբերվում միմյանցից, երբեմն նույնիսկ մի քանի կարգով։

Այլ կերպ ասած՝ տարբեր տեսակի բուսական և կենդանական աշխարհի ներկայացուցիչներն ունեն անհավասար *ռադիոզգայունություն (տեսակային ռադիոզգայունություն*)։ Ռադիոզգայունություն հասկացությունը օգտագործվում է նաև բջիջների, հյուսվածքների, օրգանների և ամբողջական օրգանիզմների տարբեր տեսակների նկատմամբ։

Նույնիսկ միատեսակ ներկայացուցիչների դեպքում ռադիոզգայունությունը կարող է տատանվել բավականին զգալի սահմաններում և բնորոշվում է «*անհաւրական ռադիոզգայունությամբ*»։

Կենսաբանական օբյեկտների հավասար ռադիոզգայունության դեպքում Իճ-ի հասցրած վնասվածքները կախված են առաջին հերթին ճառագայթման դոզայից։

Դեռ 1906 թ., այսինքն ԻՃ-ների կենսաբանական ազդեցությունը հետազոտությունների սկզբնական շրջանում, ֆրանսիացի գիտնականներ Ժ. Բերգոնյեն և Լ. Տրիբոնդոն նկատեցին որոշ օրինաչափություններ։ Բերգոնյեի և Տրիբոնդոյի օրենքի համաձայն, բջիջներն ավելի ռադիոզգայուն են, եթե՝

- Արագ են բազմանում,
- Ունեն երկարատև միտոզի փուլ^{*},
- Քիչ դիֆերենցված են**։

* Պարզաբանում

**ա) Դիֆերենցված բջիջները «մասնագիւրացված են» և օրգանիզմում կատարում են որոշակի ֆունկցիաներ։ Քջիջների դիֆերենցումը տեղի է ունենում ոչ դիֆերենցված բջիջների (ցողունային բջիջների) հասունացման ընթացքում։ Չդիֆերենցված են, օրինակ, ոսկրածուծի բջիջները, որոնք զարգանում են և դառնում արյան տարբեր տեսակի հասուն բջիջներ (լեյկոցիտներ, էրիթրոցիտներ, տրոմբոցիտներ)։

* p) Բջջի գոյության ժամանակաշրջանը` սկսած դրա առաջացումից մինչև մահը կամ բաժանումը, կոչվում է բջջային ցիկլ։ Բջջային ցիկլը բաղկացած է երկու ժամանակաշրջանից. աճի ժամանակաշրջանից` «ինդերֆազ» և բաժանման ժամանակաշրջանից` «միւրոզ»:

Բերգոնյեի և Տրիբոնդոյի օրենքից ելնելով կարելի է եզրակացնել, որ **երիտասարդ և արագ աճող բջիջներն առավել ռադիոզգայուն են**: Հետևաբար, այն հյուսվածքները և օրգանները, որոնց բջիջներն արագ բազմանում են, առավել զգայուն են ճառագայթահարման նկատմամբ։ Դա առաջին հերթին արյան արտադրության համակարգերն են (ոսկրածուծ, փայծաղ), մարսողական համակարգը (բարակ աղիքի լորձաթաղանթը), սեռական գեղձերը:

Աչքի ոսպնյակը և լիմֆոցիտները նույնպես ունեն բարձր ճառագայթային զգայունություն: Ոսկրային, մկանային և նյարդային բջիջները օժտված են ցածր ճառագայթային զգայունությամբ (տե՛ս աղյուսակ 1.8):

Բարձր Ռ.Չ	Միջին Ռ.Չ	Յածր Ռ.Չ
Ոսկրածուծ	Մաշկ	Մկաններ
Փայծաղ	Սիրտ	Ոսկորներ
Սեռական օրգաններ	Թոքեր	Նյարդային
Ստամոքս		համակարգ
Վահանաձև գեղձ		
Լիմֆատիկ գեղձեր		
Աչքի ոսպնյակ		
Լիմֆոցիտներ		

Աղյուսակ 1.8. Որոշ օրգանների ռադիոզգայունության (Ո.2) դասակարգում

Ուռուցքաբանության մեջ *ռադիոզգայունություն* ասելով հասկանում են բուժման ընթացքում ուռուցքի փոփոխման աստիճանը և արագությունը: *Ռադիոբուժելիություն* (radiocurability) հասկացությունը արտացոլում է ուռուցքի ոչնչացման աստիճանի վերաբերյալ ենթադրությունը՝ հաշվի առնելով նորմալ հյուսվածքի կայունության հետ կապված սահմանափակումները։ Այս երկու հատկությունները պարտադիր չէ, որ փոխկապակցված լինեն։ Ուռուցքը կարող է լինել շատ զգայուն, բայց ոչ ռադիոբուժելի (լեյկոզ և միելոմա)։

1.8 ՌԱԴԻՈՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅԱՆ ՎՐԱ ԱՉԴՈՂ ԳՈՐԾՈՆՆԵՐ

Ռադիոկենսաբանական փորձերի արդյունքները քանակական տեսակետից սկսել են դիտարկել XX դարի սկզբից։ Տարբեր տիպի կենսաբանական օբյեկտներ (կամ համակարգեր, որոնցում հնարավոր է որոշել յուրաքանչյուր օբյեկտի արձագանքը ճառագայթահարման որոշակի դոզայի դեպքում՝ մակրոմոլեկուլների լուծույթներ, վիրուսներ և այլն) ենթարկվում էին ճառագայթահարման տարբեր դոզաքանակներով։ Սովորաբար լաբորատոր փորձերում բջիջների արձագանքը ճառագայթահարմանն արտահայտում են բջիջների կենսակայունության կորերով, որոնք ցույց են տալիս կենսակայուն բջիջների մասնաբաժնի կախվածությունը ճառագայթման դոզայից («դոզա-էֆեկտ» կախվածություն):

Առաջին իսկ ռադիոկենսաբանական դիտարկումների արդյունքում պարզ դարձավ, որ ԻՃ-ի վնասակար ազդեցությունը կենսաբանական օբյեկտների վրա կախված է դոզայի չափաբաժնից։ Դոզա– էֆեկտ կորերի կառուցումը թույլ տվեց համեմատել տարբեր կենսաբանական օբյեկտների ռադիոզգայունությունները` համեմատելով այն ճառագայթման դոզաները, որոնք տարբեր կենսաբանական օբյեկտներում առաջացնում են համարժեք էֆեկտներ։

Դոզա-էֆեկտ կորի տեսքը կախված է օբյեկտի ֆիզիոլոգիական առանձնահատկություններից և ճառագայթահարման պայմաններից։ Կենսակայունության կորերի տեսքի վրա ազդում են նաև.

- 1. ճառագայթման տեսակը,
- 2. դոզայի չափաբաշխումը,

- 3. բջիջների տեսակը,
- ռադիոձևափոխիչների (ռադիոմոդիֆիկատորների) առկայությունը,
- 5. թթվածնի քանակը,
- 6. ջերմաստիճանը։

Քննարկենք յուրաքանչյուր գործոնը։

 Ճառագայթման տեսակից կախված փոխվում է էներգիայի գծային հաղորդումը (ԷԳՀ) նյութում։ Ընդհանուր առմամբ, ճառագայթահարումից հետո կենսակայուն բջիջների մասը նվազում է ճառագայթման ԷԳՀ-ի աճի հետ մեկտեղ:

էԳՀ-ն ԻՃ-ի որակի ֆիզիկական բնութագիրն է, այսինքն հիմնական ֆիզիկական մեծությունը, որը քանակապես բնութագրում է մեկ մասնիկի էներգետիկ ներդրումը ճառագայթային էֆեկտի մեջ։ էԳՀ-ն սահմանվում է որպես միավոր ճանապարհին շարժվող մասնիկի կողմից նյութին հաղորդված միջին էներգիա՝ L = dE/dl: Չլիցքավորված մասնիկների համար էԳՀ չի օգտագործվում, բայց օգտագործվում է նյութում դրա առաջացրած երկրորդային լիցքավորված մասնիկների էԳՀ-ների արժեքները։ ԷԳՀ-ն սովորաբար չափվում է կէՎ/մկմ-ով կամ էՎ/նմ-ով։ էԳՀ-ի արժեքները տատանվում են 0.2 էՎ/նմ-ից (մեծ էներգիայով ֆոտոնների համար) մինչև 104 էՎ/նմ (ուրանի միջուկի բաժանման արդյունքների համար):

Մեծ ԷԳՀ-ի դեպքում (α-մասնիկներ, պրոտոններ, իոններ) նյութում շարժվող մասնիկի հետագծի երկայնքով իոնացման կենտրոնները խիտ են դասավորված և ԴՆԹ-ին հասցված վնասվածքների թիվը մեծ է:

Փոքր ԷԳՀ-ի դեպքում (ռենտգենյան և γ-ճառագայթում) ճառագայթման առաջացրած իոնացումը համեմատաբար նոսր է և ԴՆԹ-ին հասցված վնասվածքները փոքրաքանակ։

Նկար 1.4-ում բերված պատկերից երևում է, որ մեծ ԷԳՀ ունեցող ճառագայթները (ծանր իոնները) զգալիորեն ավելի են վնասում ԴՆԹ-ի մոլեկուլը, քան ռենտգենյան ճառագայթումը։



ሆቴծ ԷԳՀ

Նկ. 1.4. ԴՆԹ-ին հասցրած վնասվածքները բարձր և ցածր ԷԳՀ ունեցող Ճառագայթումների դեպքում։

Նկար 1.5-ում բերված է դոզա-էֆեկտ կախվածությունը տարբեր ԷԳՀ ունեցող ճառագայթների համար։ Նկարից երևում է, որ նույն կենսաբանական էֆեկտը նկատվում է տարբեր կլանված դոզաների արժեքների դեպքում։



Նկ. 1.5. «Գոզա-էֆեկտ» կախվածությունը տարբեր ԷԳՀ ունեցող ճառագայթների դեպքում։

2. Դոզայի *չափաբաշխում* կոչվում է ճառագայթահարման ընդհանուր դոզայի բաժանումը մի քանի փոքր մասերի։ Դոզայի չափաբաշխման դեպքում ճառագայթահարման էֆեկտը նվազում է։ Այսինքն, եթե նույն դոզան հյուսվածքը ստանում է ոչ թե միանգամից, այլ մաս-մաս, ապա կենսակայուն բջիջների մասնաբաժինը մեծանում է։ Չափաբաժինների քանակի ավելացումը բերում է կենսակայուն բջիջների մասնաբաժնի մեծացմանը (նկ. 1.6)։



Նկ. 1.6. «Գոզա–էֆեկտ» կախվածությունը դոզայի չափաբաշխման դեպքում:

Դոզայի չափաբաշխումը հաճախ է օգտագործվում բժշկության մեջ։ Ցանկալի ճառագայթային էֆեկտ կարելի է ստանալ՝ բաժանելով ընդհանուր դոզան ամենօրյա չափամասերի։ Չափաբաշխումը թույլ է տալիս՝ ա) նվազեցնել ուշ արձագանքող հյուսվածքների թունավորումը, քանի որ դրանք ավելի զգայուն են դոզայի չափաբաժանման նկատմամբ, բ) մեծացնել ընդհանուր դոզան, ինչի շնորհիվ մեծանում է ուռուցքի ոչնչացման հավանականությունը։

3. Ինչպես արդեն նշվել է, տարբեր բջիջների և հյուսվածքների ռադիոզգայունությունը տատանվում է բավականին լայն տիրույթում։ Այն կախված է բջջի տեսակից (դիֆերենցված է թե ոչ) և բազմացման արագությունից։ Շատ բջիջների համար ռադիոզգայունությունը փոփոխվում է բջջային ցիկլի ընթացքում՝ հասնելով առավելագույնին միտոզի ժամանակ: 4. *Ռադիոչևափոխիչները* կամ *ռադիոմոդիֆիկատորները* կենսաբանական օբյեկտի ռադիոզգայունությունը փոխող նյութեր են։ Որպես ռադիոմոդիֆիկացիայի հիմնական ցուցանիշ օգտագործում են բիոօբյեկտում նույն էֆեկտն առաջացնող դոզաների հարաբերությունը ռադիոմոդիֆիկատորի առկայությամբ և առանց դրա։ Այս ցուցանիշն անվանում են դոզայի փոփոխման գործակից (ԴՓԳ)։ Ռադիոձևափոխիչները կարող են մեծացնել կամ փոքրացնել ռադիոզգայունությունը։

Ռադիոկայունությունը մեծացնող նյութերը կոչվում են *ոադիոպրուրեկտորներ*։ Սակայն ոչ բոլոր քիմիական նյութերը, որոնք բարձրացնում են օրգանիզմների ռադիոկայունությունը, կարելի է գործնականում օգտագործել որպես ռադիոպրոտեկտոր։ «Իրական» ռադիոպրոտեկտորը պետք է բավարարի հետևյալ պայմաններին. ա) ունենան բարձր արդյունավետություն (ԴՓԳ ~ 2), բ) չառաջացնի կողմնակի էֆեկտներ օրգանիզմում։ Այս պայմաններին բավարարում են մի քանի տասնյակ քիմիական միացություններ։

Ռադիոպրոտեկտորների պաշտպանական ազդեցության եղանակներն ամբողջովին բացատրված չեն։ Հիմնական եղանակը համարվում է ճառագայթման առաջացրած ազատ ռադիկալների ապաակտիվացումը։

Ռադիոսենսիբիլիզատորները (ոադիոզգայունարարները), հակառակը, բարձրացնում են կենսաբանական համակարգերի զգայունությունը ճառագայթման նկատմամբ, համապատասխանաբար նվազեցնում են նրանց ռադիոկայունությունը։ Այսպիսի միացությունները կարող են օգտակար լինել հիվանդների ճառագայթային բուժման ժամանակ։ Ըստ կենսաբանական համակարգերի վրա ազդելու եղանակների, սրանք բաժանում են երկու լսմբերի. ա) մակրոմոլեկուլների սկզբնական ճառագայթային վնասվածքների ուժեղացնողներ, բ) հետճառագայթային վերականգման գործընթացները ճնշողներ։

5. Պարզվել է, որ թթվածնի քանակի փոփոխությունը ազդում է բջջի ռադիոզգայունության վրա: *Թթվածնային էֆեկտ* հասկացության տակ ճառագայթակենսաբանության մեջ հասկանում են ճառագայթային վնասվածքների ուժեղացում թթվածնի մեծ կոնցենտրացիաների դեպքում։ Այս երևույթը բացատրվում է հետևյալ կերպ։ Թթվածնի մոլեկուլները, որոնք օժտված են էլեկտրոնաակցեպտորային հատկությունով, ակտիվորեն փոխազդում են ճառագայթահարման պատճառով առաջացած ազատ ռաղիկալների հետ։ Սրա հետևանքով առաջանում են նոր ազատ ռաղիկալներ, և տեղի է ունենում ճառագայթահարված ԴՆԹ-ի մոլեկուլների վնասվածքների «ամրագրում»։ Ամրագրումը մոլեկուլների վնասված կառուցվածքի կայունացման մեջ է, ինչը դժվարացնում է ԴՆԹ-ի վերականգման ընթացքը։

6. Բջիջների ռադիոկայունության վրա ազդում է նաև ջերմաստիճանը։ Ձերմաստիճանի բարձրացումը մեծացնում է ռադիոզգայունությունը։ Այս պատճառով հաճախ բժշկական նպատակների համար ճառագայթումը կատարվում է հիպերթերմիայի պայմաններում՝ ուռուցքային հյուսվածքի ջերմաստիճանը բարձրացվում է մինչև 42.5°C։ Ենթադրվում է, որ հիպերթերմիան բացասաբար է ազդում բջջային մեմբրանների և միջմոլեկուլային կառուցվածքների վրա՝ ներառյալ ցիտոպլազմի և կորիզի բաղադրիչները։ Ձերմաստիճանի բարձրացումը անհրաժեշտ հատվածում կատարվում է միկրոալիքային կամ ուլտրաձայնային սարքերի միջոցով։ Հիպերթերմիայի կիրառման դժվարությունը կապված է խոշոր կամ խորը գտնվող հյուսվածքների համաչափ ջերմացման և ջերմաստիճանի բաշխվածության գնահատման հետ։

Այսպիսով, ռադիոզգայունության վրա ազդող գործոնները կարելի է դասակարգել հետևյալ կերպ.

- 🗸 Ֆիզիկական՝
 - Եներգիայի գծային հաղորդում (ԵԳՀ),
 - Դոզայի հզորություն,
 - Ջերմաստիճան,
- 🖌 Քիմիական՝
 - Ռադիոձևափոխիչներ,

- Թթվածին,
- ✓ Կենսաբանական՝
 - Բջջային ցիկլի փուլը,
 - Վնասվածքների վերականգնում (ռեպարացիա)։

1.9 ՆԵՐՔԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ԱՌԱՆ⊋ՆԱՀԱՏԿՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ

Ներքին ճառագայթահարում ասելով հասկանում են մարդու ճառագայթահարումը նրա օրգանիզմում գտնվող ռադիոակտիվ իզոտոպներից: Առօրյա կյանքում մեր օրգանիզմ են ներթափանցում տարբեր ռադիոնուկլիդներ՝ աէրոզոլների, ատոմների, մոլեկուլների տեսքով: Սննդի հետ մարդու օրգանիզմ է թափանցում ռադիոնուկլիդների մոտ 90%-ը, խմելու ջրի հետ՝ 5-8%-ը, ներշնչվող օդի հետ՝ 2-5%-ը:

Որոշ քիմիական տարրեր, թափանցելով օրգանիզմ, կուտակվում են տարբեր օրգաններում և հյուսվածքներում՝ անկախ նրանից՝ ռադիոակտիվ է, թե՝ ոչ քիմիական տարրերի իզոտոպը։ Օրինակ, կալցիումը, ստրոնցիումը, բարիումը կուտակվում են ոսկորներում, յոդը կուտակվում է վահանաձև գեղծում, իսկ ածխածինը և երկաթը համաչափ են բաշխվում ողջ օրգանիզմում։

Ներքին ճառագայթումը կարող է մեծ վնասներ հասցնել օրգանիզմին՝ պատահական ներթափանցման դեպքում։ Միաժամանակ, գոյություն ունեն ախտորոշման և բուժման մեթոդներ, որոնցում որոշակի ռադիոնուկլիդներ ներարկվում են օրգանիզմ և ապահովում անհրաժեշտ ժամանակավոր էֆեկտ։ Որոշ ժամանակ անց ռադիոնուկլիդը բնական ճանապարհով դուրս է բերվում օրգանիզմից։ Ռադիոնուկլիդները օրգանիզմից դուրս են բերվում աղեստամոքսային համակարգի, թոքերի, մաշկի և երիկամների միջոցով։

Ռադիոնուկլիդի՝ օրգանիզմից դուրս բերման արագությունը գնահատելու համար կիրառվում է *կենսաբանական կիսադուրսբերման ժամանակը* (Т_ц) *(биологический период полувыведения)*: Դա այն ժամանակն է, որի ընթացքում ռադիոնուկլիդի քանակը օրգա-
նիզմում կենսաբանական պրոցեսների հետևանքով պակասում է երկու անգամ։

Քանի որ ռադիոնուկլիդի կիսատրոհման ժամանակը (T_{1/2}) նույնպես կարևոր է, իմաստ ունի սահմանել *արդյունարար կիսադուրսբերման ժամանակ* հասկացությունը, որը որոշվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$T_{\rm U} = T_{1/2} T_{\rm l}/(T_{1/2} + T_{\rm l}), \qquad (1.15)$$

որտեղ $T_{1/2}$ -ը՝ ռադիոնուկլիդի կիսատրոհման ժամանակն է, $T_{\rm q}$ -ը՝ կենսաբանական կիսադուրսբերման ժամանակը։

Հենց արդյունարար կիսադուրսբերման ժամանակից է կախված այն դոզան, որը կստանա օրգանը, իսկ այդ դոզայից է կախված օրգանիզմի կրած հետագա վնասները:

ԳԼՈՒԽ 2

ճԱՌԱԳԱՅԹԱՅԻՆ ՄԵԹՈԴՆԵՐԸ ԲԺՇԿԱԿԱՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ՄԵՋ

2.1 ԻՆՉՊԵՍ ՏԵՍՆԵԼ ԱՆՏԵՍԱՆԵԼԻՆ

Ցանկացած հիվանդության բուժման համար անհրաժեշտ է նախևառաջ ճիշտ ախտորոշում կատարել։ Ուռուցքաբանական հիվանդությունների դեպքում սա առավել կարևոր է, քանի որ ցանկայի է ախտորոշում կատարել հիվանդության սկզբնական փույում։ Ախտորոշման հիմնական մեթոդներից է ներքին օրգանների և հյուսվածքների վիզուայագումը (տեսանելի դարձնելը)։ Վիզուայագումը կարևոր է նաև բուժման ընթացքը և արդյունավետությունը գնահատելու համար։ «Տեսանելի դարձնել անտեսանելին» հնարավոր դարձավ ռենտգենյան ճառագայթների բացահայտման շնորհիվ։ Ռենտգենյան խողովակներն առաջին պարզագույն սարքերն էին, որոնք հնարավորություն էին տալիս ստանալ ներքին կառուցվածքների արտապատկերները։ Հետագայում ախտորոշման եղանակները շարունակաբար կատարելագործվել են, և այսօր բժիշկների, կենսաբանների, քիմիկոսների և ֆիզիկոսների համատեղ ջանքերի շնորհիվ ստեղծվել են վիցուայազման բազմաթիվ եղանակներ։ Մեթոդների բազմազանությունն արդարացված է՝ նորաստեղծ մեթոդները չեն կրկնում, այլ լրացնում են արդեն գոլություն ունեցողներին:

Այս գլխի նպատակն է ծանոթացնել ընթերցողին ախտորոշման միջուկային մեթոդներին։ Վիզուալացման բոլոր մեթոդները հիմնված են նյութի և ճառագայթների փոխազդեցության ֆիզիկայի օրենքների վրա։ Ներքին հյուսվածքների արտապատկերները ստանալու համար անհրաժեշտ է օգտագործել այնպիսի ճառագայթներ, որոնց hամար մարմինը «կիսաթափանցելի» լինի, այսինքն՝ անցնելով մարմնի միջով, ճառագայթների մի մասը թափանցի, մյուսը՝ կլանվի։ «Կիսաթափանցելիության» պայմանի անհրաժեշտությունը պարզ է դառնում հետևյալ երկու դեպքերի քննարկումից։ Երկարալիք օպտիկական տիրույթի γ-ճառագայթների համար մարդու մարմինը բացարձակ թափանցիկ չէ և, հետևաբար, դրանց օգտագործումը ներքին հյուսվածքների վերաբերյալ տեղեկություններ ստանալու նպատակով հնարավոր չէ։ Նեյտրինոյի համար, հակառակը, մարդու մարմինը բացարձակ թափանցիկ է, և այն նույնպես հնարավոր չէ օգտագործել արտապատկերներ ստանալու նպատակով։ Ռենտգենյան ճառագայթները մարդու մարմնով անցնելիս, մասամբ կլանվում են, մասամբ՝ թափանցում։ Կլանման աստիճանը կախված է հյուսվածքի լստությունից և քիմիական կառուցվածքից, ինչը և թույլ է տալիս ստանալ ռենտգենյան արտապատկերներ։

Ժամանակակից բժշկության ախտորոշման միջուկային մեթոդները կարելի է դասակարգել հետևյալ կերպ՝

Ռադիոիզուրոպային ախտրորոշում.

- Սցինտիգրաֆիա,
- Միաֆոտոնային ճառագայթման համակարգչային տոմոգրաֆիա (Single-photon Emission Computed Tomography SPECT),
- Պոզիտրոնային ճառագայթման տոմոգրաֆիա (Positron Emission Tomography PET),
- Ռադիոմետրիա,
- Ռադիոգրաֆիա,
- Ռադիոիմունային անալիզ (ՌԻԱ) (in vitro):

Ոչ ռադիոիզուրոպային ախտորոշում.

- Համակարգչային տոմոգրաֆիա (ՀՏ),
- Մագնիսական-ռեզոնանսային տոմոգրաֆիա (ՄՌՏ)։

2.2 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐԻ ՍՏԱՑՄԱՆ ՍԿՉԲՈՒՆՔԸ

Ախտորոշման եղանակների քննարկումը սկսենք ռենտգենյան համակարգերից ոչ միայն այն պատճառով, որ այս մեթոդը պատմականորեն ամենահինն է, այլև այն պատճառով, որ շատ հասկացություններ, որոնք կձևակերպենք մեթոդի նկարագրման ընթացքում, կիրառելի են վիզուալացման այլ եղանակներում։

Ռենտգենյան արտապատկերը ձևավորվում է ռենտգենյան ճառագայթների և կլանիչի (մարդու մարմնի) փոխազդեցության հետևանքով և իրենից ներկայացնում է հիվանդի մարմնով թափանցած և գրանցիչ սարքի կողմից գրանցված ճառագայթների բաշխումը։ Վերջիններս բաղկացած են *սկզբնական*, այսինքն` մարմնով թափանցած առանց փոխազդելու քվանտներից, և *երկրորդային*, այսինքն ցրված քվանտներից: «Օգտակար տեղեկության» կրողները սկզբնական քվանտներն են։ Թափանցած քվանտների քանակը կախված է նրանց ճանապարհին ընկած հյուսվածքների կլանման գործակիցներից։ Այս պատճառով ստացված արտապատկերը իրենից ներկայացնում է մարմնում ռենտգենյան ճառագայթների թուլացման եռաչափ պատկերի երկչափ պրոյեկցիան։

Ռենտգենյան արտապատկերներ ստանալու համար նախատեսված համակարգի աշխատանքի սկզբունքը կարելի է հասկանալ՝ քննարկելով նկար 2.1-ը։ Ռենտգենյան խողովակից առաքվում են γքվանտներ, որոնք ուղղվում են դեպի հետազոտվող մարմինը և, անցնելով նրա միջով, կարող են կլանվել, ցրվել կամ թափանցել առանց փոխազդեցության։ Ընդունիչ սարքում գրանցվող սկզբնական քվանտները ձևավորում են արտապատկերը։ Ֆրված քվանտները ստեղծում են արտապատկերի որակը նվազեցնող ֆոն։ Ցանկալի է «ազատվել» ցրված քվանտներից, ինչը կարելի է անել հետազոտվող մարմնի և ընդունիչ սարքի միջև կլանիչ տեղադրելով։ Պարզագույն դեպքում կլանիչի դեր է կատարում օդի շերտը։ Հաճախ օգտագործվում է կլանիչ ցանց, որը իրենից ներկայացնում է մի քանի զուգահեռ կապարե շերտեր։ Շերտերը կլանում են երկրորդային ճաոագայթների մեծ մասը, իսկ սկզբնական ճառագայթները անցնում են ճեղքերով և, հասնելով գրանցիչ սարքին, ձևավորում են արտապատկերը։ Գրանցիչ սարքի դերում կարող է հանդես գալ ֆոտոժապավենը կամ դետեկտոր-անալիզատոր-համակարգիչ համակարգը։



Նկ. 2.1. Ռենտգենյան արտապատկերներ ստանալու համար նախատեսված համակարգ: B-ն և E-ն այն քվանտներն են, որոնք անցել են հիվանդի մարմնով առանց փոխազդեցության, C-ն և D-ն` ցրված քվանտերն են: Քվանտ D-ն կլանվել է ցանցի կողմից, իսկ քվանտ A-ն` մարմնում:

Դիտարկենք ռենտգենյան արտապատկերների ստացման պարզագույն մաթեմատիկական մոդելը։ Ենթադրենք, որ մոնոքրոմատիկ ռենտգենյան ճառագայթների աղբյուրը առաքում է E էներգիայով քվանտներ և գտնվում է հիվանդից այնքան հեռու, որ γ քվանտների հոսքը կարելի է համարել z առանցքին զուգահեռ (նկար 2.2):



Նկ. 2.2. Ռենտգենյան արտապատկերի ստացման մոդել, որը ցույց է տալիս սկզբնական և երկրորդային (ցրված) քվանտների տարածումը։

Արտապատկերը ձևավորվում է xy հարթության մեջ։ Ենթադըրենք, որ գրանցիչում յուրաքանչյուր փոխազդող քվանտ կլանվում է։ Այս դեպքում ռենտգենյան արտապատկերը կարելի է դիտարկել որպես կլանված γ-քվանտների էներգիայի բաշխում։ Եթե N-ը հետազոտվող մարմնի միավոր մակերեսին ընկնող քվանտների թիվն է, իսկ I(x,y)dxdy –ը՝ կլանիչի dxdy մակերեսի կողմից կլանված էներգիան, ապա կարելի է գրել հետևյալ արտահայտությունը՝

$$I(x, y) = N\varepsilon(E, 0)E \exp \left(-\int \mu(x, y, z)dz\right) + \int \varepsilon(E_s, \vartheta)E_sS(x, y, E_s, \Omega) d\Omega dE_s = = I^{ulqrbuulpub} + I^{bplpnpnpulplb}, \qquad (2.1)$$

որտեղ ինտեգրումը կատարվում է սկզբնական քվանտների շարժման ուղղությամբ, *E* -ն քվանտի էներգիան է,

I _{սկզբնականը}՝ սկզբնական քվանտների ինտենսիվությունը,

 $I_{\mathrm{trupnpnujhin}}`$ երկրորդային քվանտների ինտենսիվությունը,

 $\mu(x,y,z)$ –ն` hյпւսվш
ծքների կլшնմшն գծшյին գործш
կիցը,

 $\boldsymbol{\varepsilon}$ -ը՝ գրանցչի էներգիայի կլանման գործակիցը (էֆեկտիվությունը): Այն կախված է գրանցվող քվանտի E էներգիայից, ինչպես նաև դրանց շարժման ուղղության և z առանցքի միջև ընկած θ անկյունից: Սկզբնական քվանտների համար $\theta = 0$ և էներգիան հավասար է E: Ցրված քվանտների համար θ անկյունը կարող է փոխվել կամայական ձևով, իսկ էներգիան կարող է տատանվել որոշակի տիրույթում (E-ից մինչև E+dE):

S-ը՝ ցրված քվանտների բաշխման ֆունկցիան է։ Այն սահմանվում է այսպես՝ $S(x,y,E,\Omega) dE d\Omega dx dy$ -ի արժեքը հավասար է E-ից մինչև E+dE տիրույթում ընկած էներգիաներով այն քվանտների քանակին, որոնք ցրվել են Ω -ից մինչև $\Omega+d\Omega$ տիրույթում գտնվող մարմնային անկյուններում և անցել են dxdy ընդունիչի մակերեսով։

Անհրաժեշտության դեպքում (2.1) արտահայտության մեջ կարելի է հաշվի առել կլանիչ ցանցի ազդեցությունը։

Ընդհանուր դեպքում *Տ* ֆունկցիայի կախվածությունը հետազոտվողի մարմնում հյուսվածքների խտությունից և դասավորվածությունից բարդ է: Սակայն որոշ դեպքերում այն կարելի է համարել դանդաղ փոփոխվող, և այդ դեպքում (2.1) արտահայտության մեջ մտնող ինտեգրալը կարելի է փոխարինել *Տ*-ֆունկցիայի արժեքով պատկերի կենտրոնում: (2.1) արտահայտությունը կունենա ավելի պարզ տեսք՝

$$I(x,y) = N\varepsilon(E,0)Eexp(-\int \mu(x,y,z)dz)) + \overline{S}\,\overline{\varepsilon}\,(E)E, \quad (2.2)$$

որտեղ՝

$$\bar{S} = \int S(0,0, E_S, \Omega) \mathrm{d} \, \Omega \mathrm{d} E_S, \qquad (2.3)$$

իսկ

$$\bar{\varepsilon}(E)E = \int \varepsilon(E_S, \vartheta) E_S S(0, 0, E_S, \Omega) d \Omega dE_S / \overline{S} : \qquad (2.4)$$

Գործնականում վերջին արտահայտությունը իրենից ներկայացնում է ցրված ճառագայթման հարաբերությունը սկզբնականին (R) և որոշվում է կամ չափումներից, կամ՝ հաշվարկվում է: (2.2) արտահայտությունը այս դեպքում ստանում է հետևյալ տեսքը՝

$$I(x,y) = N\varepsilon(E,0)Eexp(-\int \mu(x,y,z)dz))(1+R).$$
(2.5)

2.3 ԲԻՈՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻ ՀԵՏ ԳԱՄՄԱ-ճԱՌԱԳԱՅԹՆԵՐԻ ՓՈԽԱՁԳԵՑՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ԱՌԱՆՁՆԱՀԱՏԿՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ

Որոշենք, թե ռենտգենյան ճառագայթման ո՞ր էներգետիկ տիրույթն է առավել հարմար ախտորոշման համար (ռենտգենյան ճառագայթում անվանում են 100 էՎ-ից մինչև 250 կէՎ էներգիաներով ֆոտոնները)։ Նկար 2.3-ում բերված է կենսաբանական հյուսվածքներում մոնոքրոմատիկ γ-քվանտների թափանցելիության գործակցի կախվածությունը կենսաբանական հյուսվածքի շերտի հաստությունից՝ քվանտների տարբեր էներգիաների դեպքում։



Նկար 2.3. Մոնոքրոմատիկ γ-քվանտների թափանցելիությունը փափուկ հյուսվածքների համար։ Բերված կորերը համապատասխանում են 20, 30, 50, 100, 150 կէՎ էներգիաներով քվանտներին։

Ցածր թափանցելիության դեպքում սկզբնական քվանտների փոքր մասը կհասնի մինչև ընդունիչ սարքը, և հյուսվածքների ճառագայթային ծանրաբեռնվածությունը (կյանված դոգան) շատ բարձր կլինի: Եթե թափանցելիության գործակիցը մոտ լինի 1-ին, ապա տարբեր հյուսվածքներում կյանման աստիճանը քիչ կտարբերվի, և արտապատկերի կոնտրաստը փոքր կլինի: Այս պատճառով չքվանտների էներգիան ընտրելիս պետք է գտնել երկու պահանջների՝ գածը կյանված դոգայի և բարձը կոնտրաստի «ոսկե միջինը»: Այս պայմանն էլ թելադրում է «կիսաթափանցելիության» սկզբունքի անհրաժեշտությունը։ Գործնականում կիրառվում են 17-150 կէՎ էներգիաներով γ-քվանտները։ Հասկանայի է, որ համեմատաբար մեծ էներգիաները օգտագործվում են խորքային օրգանների արտապատկերներ ստանալու նպատակով։ Նշված էներգետիկ տիրույթում γ-քվանտների հիմնական փոխազդեցության ձևերն են ֆոտոէֆեկտը և Կոմպտոնյան ցրումը, էլեկտրոն-պոզիտրոն զույգի առաջացումը տեղի է ունենում ավելի բարձր էներգիաների դեպքում։ Նկար 2.4-ում րերված է γ -ճառագայթների և նյութի նշված երեք տիպի փոխագրեցությունների հարաբերական ներդրումների դիագրամը՝ կախված ճառագայթման էներգիայից և նյութի զանգվածային թվից։ Նկարից կարելի է եզրակացնել, որ փոքր էներգիաների դեպքում փափուկ հյուսվածքներում ֆոտոէֆեկտի հավանականությունն առավելագույնն է։



Նկ. 2.4. γ-ճառագայթների և նյութի երեք տիպի փոխազդեցությունների հարաբերական ներդրումները՝ a) ֆոտոէֆեկտի գերակշռման տիրույթ, c) կոմպտոնյան ցրման գերակշռման տիրույթ, b) էլեկտրոն-պոզիտրոնային զույգի առաջացման պրոցեսի գերակշռման տիրույթ:

Հասկանալի է, որ կլանման գծային գործակիցները ոսկորների և փափուկ հյուսվածքների համար տարբերվում են։ Տարբերությունը հիմնականում պայմանավորած է հյուսվածքների խտությունների տարբերությամբ և հյուսվածքներում ֆոտոէֆեկտի կտրվածքների տարբերությամբ։

Նկար 2.5-ում բերված է կլանման գծային գործակիցների կախվածությունը γ-քվանտի էներգիայից՝ ոսկորների և փափուկ հյուսվածքների համար։ Կորերի տարբերությունը պարզ է դարձնում, թե ինչու են ռենտգենյան ճառագայթները հարմար ոսկորների վիզուալացման համար։ Կորերի միջև տարբերությունը և, հետևաբար, արտապատկերի կոնտրաստը նվազում է քվանտի էներգիայի աճի հետ մեկտեղ:



Նկ. 2.5. Կլանման գծային գործակիցների կախվածությունը քվանտի էներգիայից` ոսկորների և փափուկ հյուսվածքների համար։

Հայտնի է, որ ֆոտոէֆեկտի կտրվածքը (σ_{p}) համեմատական է նյութը կազմող տարրի լիցքային թվի հինգերորդ աստիճանին և նվազում է γ-քվանտի էներգիայի աճի հետ`

$$\sigma_{\mathfrak{P}} \sim Z^5 / E_{\gamma}^{\ n} \,, \tag{2.6}$$

որտեղ n = 1, եթե $E_{\gamma} >> I_{K}$, և n = 3.5, եթե $E_{\gamma} > I_{K}$ (I_{K} -ն K թաղանթի իոնացման պոտենցիալն է):

Ֆոտոէֆեկտի կտրվածքի (σ_{p}) կախվածությունը γ-քվանտի էներգիայից բերված է նկար 2.6-ում։ Այսպես կոչված «կլանման ծայրերի» (թաղանթների կապի էներգիայի հետ համընկնող պիկերը) մոտակայքում ընդունիչի բնութագրերը (էֆեկտիվությունը և լուծունակությունը) կփոփոխվեն։ Անհրաժեշտ է այդ հաշվի առնել։



Նկ. 2.6. Ֆոտոէֆեկտի կտրվածքի կախվածությունը γ-քվանտի էներգիայից։

Ֆոտոէֆեկտի արդյունքում ատոմային թաղանթից պոկվում է էլեկտրոն, և առաջանում է բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթում կամ Oժե-էլեկտրոն։ Ռենտգենյան ախտորոշման համար օգտագործվող քվանտների դեպքում առաջացած ֆոտոէլեկտրոնների առավելագույն էներգիան 150 կէՎ է։ Այս էներգիայով էլեկտրոնի առավելագույն վազքը ջրում կազմում է 0.03 սմ։ Այս պատճառով առաջացած ֆոտոէլեկտրոնները համարվում են լոկալ կլանվող և մեծ ներդրում ունեն հետազոտվողի ստացած դոզայի մեջ։

Ընդունիչ սարքի (ֆոտոժապավեն) կլանած էներգիան նույնպես հիմնականում պայմանավորված է ֆոտոէլեկտրոններով։ Բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթումը ոչ միշտ է կարելի դիտարկել որպես լոկալ կլանվող, ինչը լավ երևում է աղյուսակ 2.1-ում բերված տվյալներից։ Աղյուսակում բերված են որոշ էլեմենտների բնութագրերը՝ *K*-թաղանթի բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթների էներգիան և միջին ազատ վազքերը ջրում, ինչպես նաև Ֆլուորեսցենցիայի ելքը՝ ֆլուորեսցենցիայի հավանականությունը ֆոտոէլեկտրոնի առաքումից հետո։

Էլեմենտ	Միջին	Ֆլուորեսցենցիայի	Միջին ազատ
	էներգիան, կէՎ	ելքը	վազքը ջրում, սմ
0	0.5	0.01	< 0.001
Ca	3.7	0.16	0.01
Ag	22.6	0.83	1.8
Gd	43.9	0.93	4.0

Աղյուսակ 2.1. К-թաղանթի բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթների բնութագրերը։

Աղյուսակում բերված էլեմենտները բնորոշ են բիոհյուսվածքների (O, Ca) և ընդունիչ սարքերի՝ ֆոտոժապավենների համար (Ag, Gd): Տվյալներից երևում է, որ ընդունիչ սարքերում օգտագործվող մեծ զանգվածային թիվ ունեցող էլեմենտների համար բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթումը կարող է նվազեցնել արտապատկերի հստակությունը:

Կոմպտոնյան ցրման կտրվածքը (σ_{μ})՝ կախված γ-քվանտի էներգիայից և նյութի տարրի լիցքային թվից, փոխվում է ավելի սահուն՝

$$\sigma_{\rm L} \sim Z/E_{\gamma}: \tag{2.7}$$

Հետևաբար, այս պրոցեսը ավելի քիչ է ազդում արտապատկերի որակի վրա, քան ֆոտոէֆեկտը՝ բացառությամբ բարձր էներգիաների դեպքի, երբ ֆոտոէֆեկտի հավանականությունը կտրուկ նվազում է։

2.4 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐԻ ՈՐԱԿԻ ՎՐԱ ԱՁԴՈՂ ԳՈՐԾՈՆՆԵՐ

Ցանկացած արտապատկերի որակը պայմանավորված է որոշակի գործոններով՝ կոնտրաստ, հստակություն, լուծողունականություն, աղմուկների առկայություն և այլն։ Քննարկենք որոշ գործոնների առանձնահատկությունները ռենտգենյան արտապատկերի դեպքում։

Կոնտրաստ և հստակություն

Սահմանենք կոնտրաստը` որպես ֆիզիկական մեծություն։ Դիտարկենք ռենտգենյան արտապատկերի ստացման պարզագույն մոդելը (նկ. 2.7):



Նկ. 2.7. Պարզ մոդել, որը թույլ է տալիս գնահատել կոնտրաստի արժեքը։

Հետազոտվողի մարմինը փոխարինված է համասեռ t հաստությամբ բլոկով, որի կլանման գծային գործակիցը նշանակենք μ_1 : Այս բլոկի ներսում տեղադրված է մի այլ բլոկ՝ «թիրախը»՝ x հաստությամբ և μ_2 կլանման գծային գործակցով: «Թիրախը» այն օբյեկտն է, որն անհրաժեշտ է տեսանելի դարձնել: Եթե I_1 -ն և I_2 -ն ընդունիչ սարքի միավոր մակերեսում կլանված էներգիաներն են մարմին և մարմին+թիրախ հատվածներով անցած ճառագայթների համար համապատասխանաբար, ապա կոնտրաստն արտահայտվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$C = (I_1 - I_2) / I_1:$$
(2.8)

 I_1 -ն և I_2 -ն որոշվում են (2.1) արտահայտության միջոցով:

Ենթադրվում է, որ թիրախը գտնվում է արտապատկերի մեջտեղում, իսկ կից հյուսվածքները, այսինքն այն տարածությունը, որի հետ համեմատվում է թիրախը, պետք է գտնվի նրան շատ մոտ, որպեսզի ցրված ճառագայթումը այս երկու մասերում կարելի լինի համարել նույնը։ Տրամաբանական է նաև ենթադրել, որ այն օբյեկտը, որի արտապատկերը ուզում ենք ստանալ, չափերով շատ ավելի փոքր է, քան իրեն շրջապատող համասեռ հյուսվածքը։ Ստանանք I_1 $u I_2$ ֆունկցիաները՝ օգտվելով (2.2) բանաձևից՝

$$I_1 = N\varepsilon(E, 0)Eexp(-\mu_1 t) + \overline{S}\,\overline{\varepsilon}\,(E)E, \qquad (2.9)$$

$$I_2 = N\varepsilon(E,0)Eexp(-\mu_1(t-x) - \mu_2 x) + \overline{S}\,\overline{\varepsilon}\,(E)E: \qquad (2.10)$$

Կոնտրաստի համար կարելի է գրել հետևյալ բանաձևը՝

$$C = N\varepsilon(E, 0)Eexp(-\mu_1 t)\{1 - \exp[-(\mu_2 - \mu_1)x]\}/I_1: \quad (2.11)$$

Օգտվելով (2.5)-ից` վերջին արտահայտությունը կարելի է գրել ավելի պարզ տեսքով`

$$C = \{1 - \exp[-(\mu_2 - \mu_1)x]\}/(1+R):$$
(2.12)

Այսպիսով, արտապատկերի կոնտրաստի վրա ազդող գործոններից են` թիրախ-հյուսվածքի հաստությունը, կլանման գծային գործակիցների տարբերությունը և ցրված և սկզբնական ճառագայթումների ինտենսիվության հարաբերությունը:

Նկար 2.8-ում բերված են կոնտրաստի կախվածությունները γքվանտի էներգիայից՝ երկու բիոհյուսվածքների համար, որոնք կարևոր են մամոգրաֆիայի (կրծքագեղձի հետազոտություն) համար։ Նկարից երևում է, որ կոնտրաստը նվազում է γ-քվանտի էներգիայի աճի հետ մեկտեղ։ Դա նշանակում է, որ առավելագույն կոնտրաստ ստանալու համար անհրաժեշտ է օգտագործել ցածր էներգիաներով γ-քվանտներ։ Սակայն այս դեպքում մեծանում է հետազոտվողի ստացած դոզան։ Այսինքն անհրաժեշտ է գտնել կոմպրոմիս՝ բավարար կոնտրաստ և հնարավորինս ցածր դոզա ապահովելու համար։ (2.12) բանաձևը ստանալիս մենք ենթադրում էինք, որ ընդունիչ սարքի բնութագրի և կլանվող γ-քվանտի էներգիայի կապը գծային է։ Իրականում դա միշտ չէ այդպես, և (2.12) բանաձևը հաճախ ճշգրտման կարիք ունի։





Ռենտգենյան արտապատկերի հստակությունը նույնպես կարևոր գործոն է: Այն կախված է ռենտգենյան խողովակի նախագծման առանձնահատկություններից, ինչպես նաև ընդունող սարքի հատկություններից և հիվանդի շարժումներից:

Աղմուկ և դոզա

Երբեմն բավարար կոնտրաստ և հստակություն ունեցող ռենտգենյան արտապատկերի օգնությամբ հստակ ախտորոշում կատարելը բարդ է, եթե աղմուկների մակարդակը բարձր է։ Ռենտգենյան արտապատկերներում աղմուկների առաջացման հիմնական պատճառները երկուսն են՝ ընդունող սարքի միավոր մակերեսում գրանցվող ռենտգենյան քվանտների քանակի տատանումը (քվանտային աղմուկ) և ընդունող սարքի և վերծանման համակարգի բնութագրերի հետ կապված ազդանշանի տատանումները։

Քվանտային աղմուկը կարելի է նվազեցնել՝ ավելացնելով արտապատկերը ձևավորող քվանտների քանակը։ Սակայն այս դեպքում աճում է նաև հետազոտվողի ստացած դոզան։ Օգտվելով նկար 2.7-ում պատկերված մոդելից՝ որոշենք այն դոզայի չափը մոդելի մակերեսին, որը որոշակի A մակերեսի վրա կապահովի C կոնտրաստ քվանտային աղմուկի նկատմամբ։ Գնահատենք ազդանշան / աղմուկ հարաբերությունը (ԱԱՀ)։ Ազդանշանը, որն ուզում ենք գրանցել, հավասար է $\Delta I \cdot A$ ։ Օգտվելով (2.5) և (2.8) բանաձևերից և հաշվի առնելով, որ $\Delta I = I_I - I_2$, կարելի է գրանցվող ազդանշանի համար գրել հետևյալը՝

$$Uqn\mu ulguul = \Delta I \cdot A = I_1 \cdot C \cdot A = C \cdot A \cdot N \cdot \varepsilon \cdot E \exp(-\mu_l t) \cdot (l+R): (2.13)$$

Քվանտային աղմուկը արտապատկերում պայմանավորված է ընդունիչ սարքում կլանվող էներգիայի տատանումներով: Պարզության համար ենթադրենք, որ դետեկտորի հետ փոխազդող յուրաքանչյուր ֆոտոն կլանվում է և ընդունող սարքի ε էֆեկտիվությունը նույնն է սկզբնական և երկրորդային քվանտների համար: Ընդունող սարքի միավոր մակերեսում քվանտների թվի գրանցումը պուասոնյան պրոցես է, իսկ պատկերի աղմուկը «թիրախին» կից A մակերեսի վրա հավասար է Е · (I·A / E)^{1/2}, կամ

$$U\eta i n l = E \left[N \varepsilon A exp(-\mu_l t) (l+R) \right]^{\frac{1}{2}}:$$
 (2.14)

Այսպիսով, ազդանշան / աղմուկ հարաբերությունը (UUՀ) կարելի է գրել հետևյալ կերպ՝

$$UU\xi = C [N \varepsilon A exp(-\mu_l t) (1+R)]^{\frac{1}{2}}:$$
 (2.15)

Տեղադրենք C կոնտրաստի համար (2.12) բանաձևը և կստանանք՝

$$UU\zeta = \{1 - \exp[-(\mu_2 - \mu_1) x]\} [N \varepsilon A \exp(-\mu_1 t) / (1 + R)]^{\frac{1}{2}}: (2.16)$$

Ռենտգենոգրաֆիայում օբյեկտը կարելի է գրանցել, եթե ազդանշան / աղմուկ հարաբերությունը գերազանցում է որոշակի շեմը՝ k-ն։ Փորձարարական արդյունքներից ելնելով ընդունում են, որ է k = 5: Այս դեպքում հիվանդի ստացած դոզան նվազագույնն է: Հավասարեցնենք (2.16)-ի աջ կողմը k-ին և գտնենք հետազոտվողի մարմնի միավոր մակերեսին ընկնող ֆոտոնների թիվը՝

$$N = k^{2} (1+R) \exp(\mu_{l}t) / [\varepsilon (\Delta \mu x)^{2} x^{2}]: \qquad (2.17)$$

Այս արտահայտությունը ստանալու համար ենթադրել ենք, որ կոնտրաստը փոքր է, (2.16) արտահայտության առաջին էքսպոնենտը վերածել ենք շարքի՝ երկրորդ անդամի ճշտությամբ և օգտագործել ենք $\Delta \mu = \mu_2 - \mu_1$ առնչությունը։ Ենթադրել ենք նույնպես, որ հետազոտվող օբյեկտը *x* կողմով քառակուսի է և տեղադրել ենք համապատասխան արժեքը *A* մակերեսի համար։

Մակերեսային դոզան հաշվարկվում է որպես միավոր մակերեսին ընկնող քվանտների թվի (N), բիոհյուսվածքի զանգվածային կլանման գործակցի (μ_{En}/ρ) և քվանտի էներգիայի (E) արտադրյալ՝

$$D = (\mu_{En} / \rho) E k^{2} (1+R) \exp(\mu_{1}t) / [\varepsilon (\Delta \mu)^{2} x^{4}]: \qquad (2.18)$$

Վերջին հարաբերությունից կարելի է շատ կարևոր հետևություն անել՝ օբյեկտի արտապատկերը ստանալու համար անհրաժեշտ նվազագույն դոզան հակառակ համեմատական է այդ օբյեկտի չափսերի չորրորդ աստիճանին։ Դա նշանակում է, որ ֆիքսված դոզայի և կոնտրաստի արժեքների համար հնարավոր է արտապատկեր ստանալ հետազոտվող օբյեկտի որոշակի նվազագույն չափերի դեպքում։

2.5 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ՍԱՐՔԱՎՈՐՈՒՄ

Ռենտգենյան ախտորոշման համար նախատեսված սարքավորման համակարգը բաղկացած է հետևյալ մասերից՝ ռենտգենյան խողովակ, փունջը ձևավորող կոլիմատոր, փնջի էներգիան կարգավորող ֆիլարեր, կլանիչ ցանցեր, գրանցիչ սարք։ Գրանցիչ սարքի դերում, ինչպես արդեն նշվել է, կարող է հանդես գալ ֆոտոժապավենը կամ դետեկտոր-անալիզատոր-համակարգիչ համակարգը։

Ռենտգենյան խողովակի կառուցվածքը

Ռենւրգենյան խողովակը իրենից ներկայացնում է ջերմակայուն ապակե անոթ, որի մեջ ստեղծված է վակուում և տեղադրված են անոդն ու շիկացման կաթոդը։ Ապակե անոթը պարփակված է մետաղե պատյանում, որը կլանում է ցրված ճառագայթները։

Կաթոդը պատրաստվում է ջերմակայուն մետաղից։ Սովորաբար դա վղֆրամե պարուրաձև թելիկ է։ Վոլֆրամը նախընտրելի է այն պատճառով, որ ունի բարձր հալման ջերմաստիճան ($T_{hալման}$ = 3422 °C) և դանդաղ է գոլորշանում։ Կաթոդը տեղադրվում է ֆոկուսացնող մետաղական պատյանի մեջ։ Ժամանակակից ռենտգենյան խողովակները հաճախ պարունակում են երկու կաթոդ (երկֆոկուսային խողովակներ)։ Կաթոդը շիկանում է նրա միջով անցնող էլեկտրական հոսանքի շնորհիվ և առաքում էլեկտրոններ։ Էլեկտրոնները արագացվում են անոդի և կաթոդի միջև կիրառված 25-150 կՎ պոտենցիալների տարբերությամբ։ Էլեկտրոնների փոխադարձ վանումը փնջի լայնացման պատճառ է դառնում։ Ուստի անհրաժեշտ է ֆոկուսացնել փունջը լրացուցիչ դաշտերի օգնությամբ։ Էլեկտրական հոսանքի և, հետևաբար, ռենտգենյան ճառագայթների ինտենսիվությունը պայմանավորված է կաթոդի շիկացման աստիճանով։

Հասնելով *անոդին*՝ էլեկտրոնները փոխազդում են անոդի նյութի հետ, արգելակվում են և վերջիվերջո կանգ առնում։ Էլեկտրոնների կողմից անոդին փոխանցված էներգիայի մեծ մասը վերածվում է ջերմային էներգիայի, էներգիայի մոտ 1%-ը փոխակերպվում է ռենտգենյան ճառագայթների։ Այս պատճառով անոդը պատրաստվում է ջերմակայուն նյութից։ Ցանկալի է նաև, որ այդ նյութը ունենա մեծ կարգաթիվ (*Z*), քանի որ այդ դեպքում արգելակային ճառագայթումը ավելի ինտենսիվ է։ Հաճախ անոդը պատրաստվում է վոլֆրամից (*Z* = 74, $T_{huŋմա6}$ = 3422°C)։ Օգտագործվում է նաև մոլիբդենը (*Z* = 42, $T_{huluul} = 4612$ °C)։ Անոդի ձևը և չափերը կախված են կաթոդի թելիկի չափերից և ֆոկուսացնող պոտենցիալից։

Քանի որ ռենտգենյան խողովակի աշխատանքի ընթացքում անողը շիկանում է, անհրաժեշտ է օգտագործել սառեցման համակարգ՝ օրինակ՝ ջրային: Սակայն, կարելի է պատրաստել անոդը մեծ սկավառակի տեսքով, այնպես, որ էլեկտրոնների փունջը ընկնի սկավառակի մի մասի վրա։ Պտտելով սկավառակը, փոխում ենք անոդի «աշխատող մակերեսը», այսինքն այն մակերեսը, որը ռմբակոծվում է էլեկտրոններով և որտեղ գեներացվում է ռենտգենյան ճառագայթումը, ինչի հաշվին շիկացումը նվազում է (նկ. 2.9):



Նկար 2.9. Ռենտգենյան խողովակի տեսքը։

Շնորհիվ պահանջարկների բազմազանությանը ճառագայթային ախտորոշման և ճառագայթաբուժության մեջ, ներկայումս արտադրվող ռենտգենյան խողովակները, կախված կիրառման նպատակից, տարբերվում են միմյանցից ինչպես արտաքին ձևավորմամբ, այնպես էլ չափսերով, հզորությամբ, սառեցման և ճառագայթային պաշտպանության համակարգերով:

Յանցեր

Ռենտգենյան պատկերի որակը բարձրացնելու համար անհրաժեշտ է նվազեցնել ցրված ճառագայթների քանակը։ Այս նպատակով օգտագործվում են հատուկ ցանցեր։ Դրանք պատրաստված են բարակ կապարե (ալյումինե, պլաստմասսայե) թիթեղների տեսքով։ Ցրված ճառագայթները ընկնում են ցանցի վրա անկյան տակ և, հետևաբար, լավ կլանվում են կապարում։ Իսկ սկզբնական ճառագայթները հիմնականում թափանցում են ցանցը, քանի որ ընկնում են ցանցի վրա 90°-ի տակ։

Նշանակենք կապարե շերտերի միջև հեռավորությունը՝ D, իսկ շերտի բարձրությունը՝ h: R = h / D մեծությունը կորոշի ցրված և սկզբնական ճառագայթների հարաբերական ինտենսիվությունը։ R-ի աճի հետ նվազում է «ընկնող ճառագայթների ինտենսիվություն/ ցրված ճառագայթների ինտենսիվություն» հարաբերությունը։ Ցրված ճառագայթների թիվը կարելի է նվազեցնել մեծացնելով h-ն (այս դեպքում պետք է մեծանա նաև էքսպոզիցիայի ժամանակը) կամ փոքրացնելով D-ն (նման ցանցերի պատրաստումը կապված է տեխնոլոգիական բարդությունների հետ)։ Սովորաբար 5<R<15։

Կոլիմատորներ

Կոլիմատոր բառը առաջացել է լատինական «collimo» կամ «collineo» բառից, որը նշանակում է ուղղորդել։ Խողովակից դուրս եկող ռենտգենյան ճառագայթների փնջի լայնությունը կարգավորվում է հատուկ կոլիմատորների միջոցով։ Կոլիմատորի ձևը և չափերը կախված են սարքավորման կիրառման նպատակից։

Յածր էներգիաներով ճառագայթները կլանող ֆիլտրեր

Ռենտգենյան խողովակի և հիվանդի միջև տեղադրվում են հատուկ ֆիլտրեր, որոնք կլանում են ցածր էներգիայով ճառագայթները։ Ցածր էներգիայով ճառագայթները բացասական դեր են խաղում, քանի որ դրանք գրեթե ամբողջովին կլանվում են հյուսվածքներում, այսինքն՝ մարմնից դուրս չեն գալիս և պատկեր չեն ձևավորում, միաժամանակ մեծացնում են հետազոտվողի դոզային ծանրաբեռնվածությունը:

Ֆիլտրները սովորաբար պատրաստում են թիթեղների տեսքով տարբեր մետաղներից (ալյումին, պղինձ)։ Նկար 2.10-ում բերված է ֆիլտրված ռենտգենյան սպեկտրի օրինակ։



Նկ. 2.10. Ֆիլտրված ռենտգենյան սպեկտրի օրինակ։

Ռենտգենյան ճառագայթների սպեկտրներ

Ռենտգենյան խողովակից ստացված *բ*քվանտների էներգետիկ սպեկտրը անընդիատ է, այսինքն փնջում առկա *բ*քվանտների էներգիաները փոխվում են ինչ-որ նվազագույն արժեքից (զրոից) մինչև առավելագույնը, որը հավասար է արգելակվող էլեկտրոնների էներգիային:

γ-ճառագայթների կլանման աստիճանը միջավայրում կախված է նրանց էներգիայից: Հայտնի է, որ 10 կէՎ էներգիայով ճառագայթները ամբողջությամբ կլանվում են 1 սմ հաստությամբ մկանային հյուսվածքում: Էներգիայի աճի հետ γ-ճառագայթների թափանցելիությունը աճում է: Հիվանդի և ռենտգենյան խողովակի միջև ֆիլտրերի տեղադրումը թույլ է տալիս բացառել սպեկտրից փոքր էներգիաներով քվանտների ներկայությունը և նվազեցնել հիվանդի ճառագայթային ծանրաբեռնվածությունը:

Ռենտգենյան սպեկտրի տեսքը կախված է խողովակի անոդի նյութից, կիրառված լարումից և օգտագործվող ֆիլտրերից։ Նկարներ 2.11-ում և 2.12-ում բերված են ռենտգենյան ճառագայթման սպեկտրներ՝ վոլֆրամե և մոլիբդենե անոդ ունեցող խողովակների համար։ Բերված են նաև հետազոտվողի մարմնով անցնելուց հետո ստացված սպեկտրները։

Վոլֆրամե անողով խողովակները նպատակահարմար է օգտագործել մարմնի խոշոր հատվածների արտապատկերներ ստանալու համար, քանի որ այս դեպքում սպեկտրներում առկա են համեմատաբար բարձր էներգիաներ։ Մոլիբդենե անոդում առաջացած ճառագայթները ունեն ավելի ցածր էներգիաներ և հարմար են մարմնի նեղ հատվածների արտապատկերներ ստանալու համար։ Մոլիբդենե անոդով ռենտգենյան խողովակները օգտագործվում են մամոգրաֆիայի (կրծքագեղձի հետազոտություն) համար նախատեսված սարքերում։



Նկ. 2.11. Վոլֆրամե անոդով ռենտգենյան խողովակի սպեկտրներ (լարումը 100 կՎ, 2.5 մմ ալյումինե ֆիլտրի առկայությամբ)։ Բերված են ռենտգենյան խողովակից ստացած և հյուսվածքներով անցած ճառագայթման սպեկտրները (18.5 սմ փափուկ հյուսվածք և 1.5 սմ ոսկրային հյուսվածք)։



Նկ. 2.12. Մոլիբդենե անոդով ռենտգենյան խողովակի սպեկտրներ (լարումը 30 կՎ, 0.03 մմ մոլիբդենային ֆիլտրի առկայությամբ)։ Բերված են ռենտգենյան խողովակից ստացած և հյուսվածքներով անցած ճառագայթման սպեկտրները (5 սմ փափուկ հյուսվածք)։

Սկզբնական ռենտգենյան սպեկտրները զգալիորեն տարբերվում են հիվանդի մարմնի միջով անցնելուց հետո ստացվող սպեկտրներից: Հասկանալի է, որ տարբերությունը պայմանավորված է ռենտգենյան ճառագայթների և բիոհյուսվածքի փոխազդեցություններով: Եթե ճառագայթումը շատ «փափուկ» է, այսինքն ճառագայման էներգիան փոքր է, ապա այն առաջացնում է մեծ դոզային ծանրաբեռնվածություն հյուսվածքներում և չի ապահովվում արտապատկերի անհրաժեշտ որակը: Այդ պատճառով կարևոր է ֆիլտրել սպեկտրի «փափուկ» բաղադրիչը մինչև հետազոտվողի մարմնին հասնելը:

2.6 ԻՆՉ ԿԱՐԵԼԻ Է ՏԵՄՆԵԼ ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐՆԵՐԻ ՎՐԱ

Ռենտգենյան արտապատկերները թույլ են տալիս առանձնացնել որոշակի անատոմիական առանձնահատկություններ։ Օրինակ՝ ոսկորները պատկերում ստանում են բաց գույն, որովհետև նրանք ավելի շատ են կլանում ռենտգենյան ճառագայթները, քան փափուկ հյուսվածքները, և ոսկորների տիրույթում ֆոտոժապավենի վրա ճառագայթների ազդեցությունը ավելի փոքր է։ Օդով լցված թոքերը երևում են որպես մուգ զանգվածներ, քանի որ օդում ռենտգենյան ճառագայթներ քիչ են կլանվում, և հետևաբար ֆոտժապավենին հասած ճառագայթների թիվը մեծ է (տես նկ. 2.13)։



Նկ. 2.13. Ռենտգենյան արտապատկեր։

Պարզ հաշվարկը թույլ է տալիս հստակեցնել, թե ռենտգենյան համակարգի միջոցով ստացված արտապատկերներում, որ հյուսվածքներն է կարելի տարբերակել։ Ախտորոշման նպատակով օգտագործվող ռենտգենյան համակարգի համար բնորոշ էներգետիկ տիրույթում ոսկրային հյուսվածքների, մկանային հյուսվածքների և արյան կլանման գծային գործակիցները ունեն հետևյալ արժեքները`

$$\mu_{o\eta} = 0,$$

 $\mu_{nulnn} = 0.48 \ ull^{-1},$
 $\mu_{illuuli} = 0.180 \ ull^{-1},$
 $\mu_{unnuli} = 0.178 \ ull^{-1}.$

Ելնելով Բերի հայտնի բանաձևից` կարելի է հաշվել սկզբնական ռենտգենյան փնջի թուլացման աստիճանը՝

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x)$$
: (2.19)

Աղյուսակ 2.2-ում բերված են որոշակի նյութերի 1 սմ հաստությամբ շերտ անցնելուց հետո փնջի թուլացմանը վերաբերվող տվյալներ:

Հյուսվածք	$I(x)/I_0$, $x = 1$ uu	Տարբերությունը (%) մկանային հյուսվածքի հանդեպ
Оդ	1.0	+20
Արյուն	0.837	+0.2
Մկանային հյուսվածք	0.835	0
Ոսկոր	0.619	-26

Աղյուսակ 2.2. Ռենտգենյան արտապատիկերի կոնտրաստ։

Սովորական ռենտգենյան ժապավենը թույլ է տալիս տարբերակել հյուսվածքները մոտ 2% կոնտրաստի դեպքում։ Այսինքն, 1 սմ հաստությամբ կողերը կամ օդով լցված շնչափողը կարելի է տեսնել ռենտգենյան արտապատկերի վրա։ Սակայն, արյան անոթները, կամ սրտի անատոմիական կառուցվածքը հնարավոր չէ տեսանելի դարձնել սովորական ռենտգենյան համակարգի օգնությամբ։ Որպեսզի տեսանելի լինեն արյունատար անոթները, անհրաժեշտ է հիվանդի արյան մեջ ներարկել կոնտրաստող նյութ՝ յոդ պարունակող լուծույթ։ Այս նյութը ժամանակավորապես մեծացնում է արյան կլանման գծային գործակիցը և ապահովում անհրաժեշտ կոնտրաստը։

Ավանդական ռենտգենոգրաֆիայի մյուս թերությունն այն է, որ հնարավոր չէ ստանալ եռաչափ պատկերներ։ Քանի որ եռաչափ օբյեկտը պրոյեկտում է երկչափ պատկերի, որոշ ինֆորմացիայի կորուստը անխուսափելի է։

Այսպիսով, ավանդական ռենտգենյան սարքավորումը ունի երկու թերություն` հնարավորություն չի տալիս տարբերակել փափուկ հյուսվածքները և հնարավորություն չի տալիս ստանալ տարածական պատկերներ։ Երկու խնդիրն էլ լուծում է ժամանակակից համակարգչային տոմոգրաֆիան, որի սկզբունքները կնկարագրվեն ստորև։

2.7 ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ՇԵՐՏԱԳՐՈՒԹՅՈՒՆ

Համակարգչային շերտագրությունը կամ տոմոգրաֆիան (տոմոգրաֆիա հասկացությունը առաջացել է հին հունական τομη – շերտ և γραφω – գրել բառերից) ենթադրում է օբյեկտի ներքին կառուցվածքի շերտավոր հետազոտում։ Ժամանակակից համակարգչային տոմոգրաֆիան (ՀՏ) թույլ է տալիս մոդելավորման օգնությամբ ստանալ մարմնի ցանկացած շերտի արտապատկերը և բազմաթիվ շերտերի համադրման միջոցով ստանալ հետազոտվող օբյեկտի տարածական պատկերը։

Բժշկության մեջ կիրառվող ՀՏ-ի մեթոդը հիմնված է հյուսվածքներում ռենագենյան ճառագայթների թուլացման աստիճանի տարբերության չափման և տվյալների բարդ համակարգչային մշակման վրա: ՀՏ-ի սարքավորման համակարգը պարունակում է հետևյալ բաղադրիչները՝ ռենագենյան խողովակ, գրանցող սարքավորում (դետեկտոր), հետազոտվողի պառկելու համար նախատեսված տեղ, համակարգիչ։ Ռենտգենյան խողովակը և գրանցող սարքավորումը սինխրոն շարժվում են հետազոտվողի նկատմամբ։

ՀՏ-ի ընթացքում հիվանդի մարմնի միջով անցած ռենտգենյան ճառագայթները գրանցվում են դետեկտորների միջոցով։ Որպես դետեկտոր՝ օգտագործվում են սցինտիլյատորներ կամ գազային խցիկներ։ Ռենտգենյան ֆոտոնները դետեկտորում առաջացնում են էլեկտրական ազդանշաններ։ Ազդանշանի ուժգնությունից ելնելով` կարելի է եզրակացություն անել սկզբնական փնջի կլանման աստիճանի վերաբերյալ։ ՀՏ դետեկտորները մոտ 100 անգամ ավելի զգայուն են, քան ռենտգենյան ժապավենները, այսինքն դրանք շատ ավելի զգայուն են թուլացման գործակիցների տարբերակման նկատմամբ։

Շերտի արտապատկերի ստացման սկզբունքը

Որոշակի շերտի արտապատկերի ստացման նպատակով հետազոտվող օբյեկտը ենթարկվում է ճառագայթման տարբեր կողմերից։ Բոլոր ռենտգենյան ճառագայթներն անցնում են հետազոտվող շերտի հարթությունով։ Շերտից դուրս գտնվող մարմնի մասերը ճառագայթների հետ չեն փոխազորւմ, և, հետևաբար, պատկերների վերադրում տեղի չի ունենում։



Նկ. 2.14. ՀՏ-ի սխեմատիկ պատկեր։

Նկար 2.14-ի օգնությամբ մանրամասնենք ՀՏ-ի սկզբունքը։ Ռենտգենյան ճառագայթների կոլիմացված փունջն անցնում է որոշակի ուղղությամբ F հարթությունում, թուլանում է հետազոտվող O օբյեկտում և գրանցվում է D դետեկտորի օգնությամբ (տե՛ս նկար 2.14 ա)։ F' և F'' հարթությունների ազդեցությունը բացառված է։ ճաոագայթման աղբյուրը և դետեկտորը միաժամանակ տեղաշարժվում են հակառակ ուղղություններով (տե՛ս նկար 2.14 բ)՝ սկանավորելով մեկ *պրոյեկցիա*։ Այնուհետև համակարգը շրջվում է հետազոտվող օբյեկտի նկատմամբ փոքր անկյամբ և կատարվում է հաջորդ պրոյեկցիայի սկանավորում (նկ. 2.4 բ-ում պատկերված է երեք պրոյեկցիաների ստացումը)։ Սկանավորումը շարունակվում է՝ մինչև շրջման լրիվ անկյունը կազմի 180°: Արդյունքում համակարգչում կուտակվում է շերտի արտապատկերը ձևավորելու համար անհրաժեշտ ողջ ինֆորմացիան: Այլ շերտերի հետ վերադրումներ չկան: ՀՏ-ի օգնությամբ ստանում են որոշակի շերտի անատոմիական կառուցվածքը արտահայտող պատկեր, որը կարծես ֆիզիկապես «հանել են» օրգանիզմից և ենթարկել ռենտգենյան ճառագայթման հատույթին ուղղահայաց ուղղություններով:

ՀՏ պատկերի վերականգնման մեթոդների դասակարգումը

Պրոյեկցիաների օգնությամբ պատկերի վերականգման խնդիրը ունի լուծման տարբեր մեթոդներ, որոնք կարելի է բաժանել երկու հիմնական խմբերի՝ անալիտիկ և իտերացիոն։

Անալիտիկ մեթոդները հիմնված են որոշակի մաթեմատիկական բանաձևերի լուծման վրա։ Դրանց հիմքում ընկած են Ֆուրյեի և Ռադոնի ձևափոխությունները։

Պատկերի վերականգնման իտերացիոն մեթոդներում ենթադրվում է սկզբնական որոշակի պարզ բաշխվածություն և որոշակի ուղղումների (իտերացիաների) միջոցով վերականգնվում է իրական բաշխվածությունը։ Այսօր գործածվում են մի քանի իտերացիոն եղանակներ։

ՀS-ի խնդիրն է վերականգնել եռաչափ f(x,y,z) օբյեկտը՝ ելնելով դրա երկչափ f(x,y) հատույթների միաչափ պրոյեկցիաներից՝ ֆիքսված «z» առանցքի դեպքում։ Պատկերի այսպիսի շերտավոր վերականգնման դեպքում լուծվում են երկչափ խնդիրներ, որոնց մաթեմատիկական հաշվարկներն ավելի պարզ են։ Եռաչափ պատկերը ստացվում է շերտերի համադրմամբ (նկ. 2.15)։ Որքան նեղ և խիտ են շերտերը, այնքան ավելի ճշգրիտ է եռաչափ պատկերը։

Ընդհանուր դեպքում ցանկացած ո-չափ խնդիրը կարելի է վերածել երկչափ խնդիրի, ինչը շատ հարմար է, քանի որ հաշվարկներն ավելի պարզ են և պահանջվում է համակարգչային հիշողության ավելի փոքր ծավալ:



Նկ. 2.15. եռաչափ օբյեկտի շերտային վերականգնում։

Համաձայն նկարագրված սխեմայի, հետազոտվող օբյեկտը ճառագայթահարվում է, ճառագայթները և հետազոտվող օբյեկտը կազմող նյութերը փոխազդում են, և արդյունքում գրանցվում են հետազոտվող մարմնից դուրս եկած ճառագայթները։ Գրանցված ճառագայթումը կախված է այդ փոխազդեցությունների վերադրումից։ Այսինքն՝ հետազոտվող օբյեկտից դուրս եկող ճառագայթման ինտենսիվությունը իրենից ներկայացնում է ճառագայթման ինտենսիվության բաշխման ինտեգրալը ճառագայթման հետագծի ուղղությամբ՝

$$f = \int f(x, y) dL, \qquad (2.20)$$

f մեծությունը կոչվում է ճառագայթ-գումար:

Եվ այսպես, ընդունենք, որ հատույթը նկարագրվում է երկչափ f(x, y) ֆունկցիայով։ Հատույթից դուրս ֆունկցիան հավասար է զրոյի: Ելնելով f ճառագայթ-գումարների արժեքներից՝ անհրաժեշտ է վերականգնել f(x, y) ֆունկցիան:

Ռենտգենյան խողովակը առաքում է ճառագայթների նեղ փունջ, որը անցնում է հետազոտվող հարթությունով և գրանցվում դետեկտորների օգնությամբ։ Փնջի թուլացումը կախված է նրա ճանապարհին հանդիպած հյուսվածքների խտություններից։ Խողովակդետեկտոր համակարգը շարժվում է և սկանավորում շերտը տարբեր անկյուններից։ Խողովակ-դետեկտոր համակարգի հետ կապենք շարժական (u, v) համակարգը, որի կենտրոնը համընկնում է նույն հարթությունում գտնվող անշարժ (x, y) համակարգի կենտրոնի հետ։ (u, v) համակարգի առանցքները թեքված են (x, y) համակարգի առանցքների նկատմամբ θ անկյունով։ Ռենտգենյան ճառագայթների ուղղությունը համընկնում է u առանցքի հետ (նկ. 2.16):



Նկ. 2.16. Օբյեկտի դիրքը ռենտգենյան խողովակ-դետեկտոր համակարգում: 1- օբյեկտ, 2-ճառագայթման աղբյուր, 3-դետեկտոր։

ճառագայթները որոշվում են v կոորդինատով և անշարժ (x, y)համակարգի հանդեպ թեքման θ անկյունով: f ֆունկցիայի ցանկացած կետի կոորդինատները կարելի է տալ ինչպես (x, y), այնպես էլ (u, v) համակարգերում։ Կոորդինատների միջև կապը այսպիսին է՝

$$v = x \cos(\theta) + y \sin(\theta), \qquad (2.21)$$

$$u = -x\sin(\theta) + y\cos(\theta), \qquad (2.22)$$

և հակառակը՝

$$x = v \cos(\theta) - u \sin(\theta), \qquad (2.23)$$

$$y = v \sin(\theta) + u \cos(\theta):$$
(2.24)

Ընդիանուր դեպքում պրոյեկցիան ո-չափ ֆունկցիայի (n-1)-չափ արտապատկերումն է, որը ստացվում է n-չափ ֆունկցիայի ինտեգըրմամբ տրված ուղղությամբ։ Քննարկվող երկչափ դեպքում ինտեգրումը կատարվում է **u** առանցքի ուղղությամբ, որը համընկնում է ռենտգենյան ճառագայթների տարածման ուղղությանը։ Այս դեպքում f ֆունկցիայի p պրոյեկցիան շարժական համակարգում կորոշվի որպես՝

$$p_{\theta}(v) = \int f(x, y) du \qquad (2.25)$$

և շարժական համակարգում որպես՝

$$p_{\theta}(v) = \int f(u, v) du, \qquad (2.26)$$

որտեղ θ -ն այն անկյունն է, որի տակ ստացվել է պրոյեկցիան:

Ունենալով տարբեր θ անկյունների դեպքում հանված $p_{\theta}(v)$ պրոյեկցիաները՝ պետք է վերականգնել f(u, v) ֆունկցիան։ Որքան մեծ է պրոյեկցիաների թիվը, այնքան ճշգրիտ է վերականգնումը։

2.8 ՀՏ ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ԱՆԱԼԻՏԻԿ ՄԵԹՈԴՆԵՐ

Պատկերի վերականգնման խնդրի լուծման ամենաբնական եղանակը Ֆուրյե ձևափոխումներն են։

f(x, y) ֆունկցիայից անցնենք դրա Ֆուրյե պատկերին $F(\omega_x, \omega_y)$, և f(u, v) ֆունկցիայից՝ դրա F(U, V) Ֆուրյե պատկերին: $U = \omega_u$ և $V = \omega_v$ Ֆուրյե հարթությունում θ անկյունով թեքված կոորդինատներն են:

Ֆուրյե ձևափոխումների հիմնական հատկություններից է գծայնությունը, որից հետևում է, որ եթե f(x, y) ֆունկցիան շրջվում է θ անկյունով, ապա դրա Ֆուրյե ձևափոխությունը նույնպես շրջվում է θ անկյունով՝

$$\omega_x = V \cos(\theta) - U \sin(\theta), \qquad (2.27)$$

$$\omega_{\gamma} = V \sin(\theta) + U \cos(\theta): \qquad (2.28)$$

Եվ հակառակը՝

$$V = -\omega_x \sin(\theta) + \omega_y \cos(\theta), \qquad (2.29)$$

$$U = \omega_x \cos(\theta) + \omega_y \sin(\theta): \qquad (2.30)$$

(*U*,*V*)-ն շարժական համակարգն է Ֆուրյե-հարթությունում։ Ֆուրյեի հակադարձ ձևափոխումը ունի հետևյալ տեսքը՝

$$f(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} F(\omega_x, \omega_y) \exp(i\omega_x x + i\omega_y y) d\omega_x d\omega_y:$$
(2.31)

Ֆուրյե ձևափոխումն ունի հետևյալ տեսքը՝

$$F(U,V) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(u,v) \exp(-i uU - i vV) \, du dv: \qquad (2.32)$$

Տեղադրենք 2.32 —
ում U=0

$$F(0,V) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(u,v) \exp(-i\,vV) \, du dv: \qquad (2.33)$$

Համեմատելով 2.26 և 2.33-ը կտեսնենք, որ փնտրվող ֆունկցիայի Ֆուրյե - պատկերը Ֆուրյե - հարթությունում գտնվող U = 0 ուղիղի բոլոր կետերում համընկնում է $P_{\theta}(v)$ պրոյեկցիայի Ֆուրյե – պատկերի հետ (այսպես կոչված պրոյեկցիաների և հատույթների թեորեմ)։ Այսինքն՝ քանի որ

$$\int f(u,v)du = p_{\theta}(v)$$

ապա

$$F(0,V) = \int_{-\infty}^{\infty} p_{\theta}(v) \exp(-i vV) dv = P_{\theta}(V), \qquad (2.34)$$

$$F(\omega_x, \omega_y) = F(|V|\cos(\theta), |V|\sin(\theta)) = P_{\theta}(V): \qquad (2.35)$$

Այսպիսով, թեորեմը թույլ է տալիս ստանալ փնտրվող ֆունկցիայի Ֆուրյե - պատկերը Ֆուրյե - հարթության բոլոր (ω_x, ω_y) կետերում, հաշվարկելով Ֆուրյե - պատկերները բոլոր θ անկյունների համար։ Այնուհետև, կատարելով հակադարձ Ֆուրյե - ձևափոխումներ՝ կարելի է վերականգնել փնտրվող ֆունկցիան։ Կարելի է անցնել բևեռային կոորդինատների՝ օգտագործելով հետևյալ արտահայտությունները՝

$$\omega_x = |V| \cos(\theta)$$

$$\omega_y = |V| \sin(\theta)$$

$$0 \le \theta \le \pi:$$

Տարրական ծավալի համար դեկարտային կոորդինատներից բևեռայինին անցնելով՝ կգրենք

$$d\omega_x \, d\omega_y = |V| dV d\theta: \tag{2.36}$$

Ուրեմն՝

$$f(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} F(\omega_x, \omega_y) \exp(i\omega_x x + i\omega_y y) d\omega_x d\omega_y =$$

$$= \frac{1}{4\pi^2} \int_{0}^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \Phi\{p_{\theta}(v)\} \exp(ivV) |V| dV d\theta =$$

$$= \frac{1}{4\pi^2} \int_{0}^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \Phi^{-1}\{\Phi\{p_{\theta}(v)\}|V|\} d\theta: \qquad (2.37)$$

Այս բանաձևի հիման վրա կառուցված են մի շարք հաշվարկային ալգորիթմներ, մասնավորապես, հակադարձ պրոյեկցիայի մեթոդը:

2.9 ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ՀԱԿԱԴԱՐՁ ՊՐՈՅԵԿՑԻԱՅԻ ՄԵԹՈԴ

Այս մեթոդի պարզագույն տարբերակում գնահատվում է խտությունը շերտի ցանկացած կետում, վերականգնվում է ք(u, v) ֆունկցիան, այդ կետով անցնող բոլոր $p_{\theta}(v)$ ճառագայթ-գումարների գումարման միջոցով: Դիտարկենք մի օրինակ՝ նկար 2.17-ում բերված է մոդել՝ երկու («A» և «B») մուգ շրջանագծերի տեսքով: Չափված են երեք պրոյեկցիաներ (գործնականում պրոյեկցիաների թիվը շատ ավելի մեծ է լինում): Պատկերի վերականգնումը կատարվում է հետևյալ կերպ. ճառագայթ գումարին համապատասխանող ազդանշանը վերագրվում է այդ ճառագայթը կազմող բոլոր կետերին: Բոլոր պրոյեկցիաների համար կատարելով այդ գործողությունը՝ ստանում ենք օբյեկտի մոտավոր պատկերը։ Պատկերի յուրաքանչյուր կետում վերականգնված խտությունը իրենից ներկայացնում է այդ կետով անցնող բոլոր պրոյեկցիաների գումարը։ Այդ պատճառով հակադարձ պրոյեկցիայի մեթոդը որոշ դեպքերում կոչում են գումարման մեթոդ կամ գծային սուպերպոզիցիայի մեթոդ (նկ. 2.17-2.20):





Նկ. 2.17. **Անհամասեռության** մոդել (օրինակ՝ քաղցկեղի)

Նկ. 2.18. 90°, 30° և 60° անկյունների տակ հանված պրոյեկցիաներ։ Ռենտգենյան խողովակ-դետեկտոր համակարգը տեղափոխվում է ինքն իրեն զուգահեռ փոքր քայլով։







Նկ. 2.20. Երեք պրոյեկցիաների հակադարձ պրոյեկտում։ Իրական պատկերները ուժեղացել են։

Մեթոդի մաթեմատիկական լուծումը կարելի է ներկայացնել այսպես՝

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} p_{\theta}(v) d\theta: \qquad (2.38)$$

Վերջավոր թվով պրոյեկցիաների դեպքում՝

$$f(x, y) \approx \sum_{i}^{M} p_{\theta}(x \cos(\theta_{i}) + y \sin(\theta_{i})) \Delta \theta_{i}:$$
(2.39)

Որտեղ գումարումը կատարվում է ըստ բոլոր θ անկյունների:

 $y = x \cos \theta_i + y \sin \theta_i$ արգումենտը համապատասխանում է միայն այն ճառագայթներին, որոնք անցնում են (x, y) կետով: $\Delta \theta$ -ն հարևան պրոյեկցիաների միջև անկյունային հեռավորությունն է, M-ը պրոյեկցիաների թիվը:

Ինչպես երևում է նկար 2.19, 2.20-ից, բանաձև 2.39-ի օգնությամբ ստացված արժեքը հավասար չէ իրական խտության արժեքին։ Վերականգված պատկերը պարունակում է մեծ թվով կեղծ ազդանշաններ։ Դա տեղի է ունենում այն պատճառով, որ օբյեկտից դուրս գտնվող կետերը ստանում են պրոյեկտված ազդանշանի մի մասը։ Իսկ օբյեկտին պատկանող կետերը ստանում են լրացուցիչ ինտենսիվություն հարևան կետերի հաշվին։ Արդյունքում, խտության փոքր տարբերությունները չեն նկատվում։

Ասվածից երևում է, որ մեթոդի ճշտգրտությունն այնքան էլ մեծ չէ: Յույց տանք մեկ այլ օրինակի վրա մեթոդի անճշտության պատճառը: Ենթադրենք, վերականգնվող օբյեկտը կազմված է մեկ կետից: Պրոյեկցիաների օգնությամբ վերականգնված պատկերը կունենա ոչ թե կետի տեսք, այլ բազմաճառագայթ աստղի տեսք, որի կենտրոնը գտնվում է մեզ հետաքրքրող կետում (նկ. 2.21):


Նկ. 2.21. Կետային օբյեկտի վերականգնումը հակադարձ պրոյեկցիայի մեթոդով: a-օբյեկտը, б-վերականգնված պատկերը (պարզ երևում է, թե ինչպես է ձևավորվում ֆոնը կետի շուրջ տարածությունում):

Ակնհայտ է, որ առավել ինտենսիվություն կունենա կետը, սակայն շրջակա տարածությունում այս կետը կառաջացնի որոշակի ֆոն, որն էլ անճշտությունների հիմնական պատճառ է և նվազեցնում է մեթոդի արդյունավետությունը։

2.10 ՖԻԼՏՐՄԱՄԲ ՀԱԿԱԴԱՐՉ ՊՐՈՅԵԿՑԻԱՅԻ ՄԵԹՈԴ

Ֆիլտրումով հակադարձ պրոյեկցիայի մեթոդը ավելի հստակ արդյունքներ է տալիս նախորդի համեմատ։

Հակադարձ պրոյեկտումը ֆիլտրմամբ նման է հակադարձ պրոյեկցիայի մեթոդին այն տարբերությամբ, որ մինչև հակադարձ պրոյեկտումը, պրոյեկցիաները ենթարկվում են փոփոխության կամ ֆիլտրվում են: Սա թույլ է տալիս բացառել մեթոդին բնորոշ ֆոնային «մթեցման» էֆեկտը։ Իդեալական դեպքում վերականգնված պատկերը լրիվ համապատասխանում է իրականին, քանի որ պրոյեկցիաների փոփոխությունները լիովին կոմպենսացնում են կեղծ ազդանշանները։

Մաթեմատիկորեն ֆիլտրմամբ հակադարձ պրոյեկտման մեթոդը կարելի է ներկայացնել այսպես՝

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{\pi} \{ p_{\theta}(v) \otimes K(v) \} d\theta,$$
(2.40)

որտեղ $p_{\theta}(v)$ -ն պրոյեկցիաների համախումբն է՝ ստացված տարբեր θ անկյունների դեպքում, K(v)-ն «միջուկ» ֆունկցիան է, ⊗-ն ֆունկցիաների փաթույթի նշանն է (մաթեմատիկական գործողություն, որի արդյունքում առաջանում է երրորդ ֆունկցիան, որն իրենից ներկայացնում է սկզբնական ֆունկցիաներից մեկի, մեր դեպքում՝ $p_{\theta}(v)$ -ի, մոդիֆիկացված տեսակը):

Պրոյեկցիաների վերջավոր թվի դեպքում՝

$$f(x, y) \approx \sum_{i}^{M} G_{\theta_{i}}(x \cos(\theta_{i}) + y \sin(\theta_{i})) \Delta \theta_{i}: \qquad (2.41)$$

Որտեղ $G_{\theta}(v)$ -ն՝ $p_{\theta}(v)$ և K(v) ֆունկցիաների փաթույթի արդյունքում առաջացած ֆունկցիան է։ Ինչպես և նախորդ մեթոդի դեպքում, գումարումը անց է կացվում ըստ **M** պրոյեկցիաների թվի, իսկ $\Delta \theta$ գործակիցը՝ հարևան պրոյեկցիաների միջև անկյունային հեռավորությունն է։

Նշենք, որ միջուկ-ֆունկցիայի ընտրությունը էականորեն ազդում է վերականգնվող պատկերի որակի վրա։ Այդ պատճառով միջուկ-ֆունկցիայի ընտրությունը չափազանց կարևոր է: Միջուկ-ֆունկցիայի օրինակ է Լակշմինարայանանի և Ռամաչանդրանի ֆունկցիան՝

$$K(v) = \frac{2V_{max}\sin(V_{max}v)}{v} - \frac{4}{v^2}\sin^2\left(\frac{V_{max}v}{2}\right):$$
 (2.42)

Այս ֆունկցիայի գրաֆիկական պատկերը բերված է նկ. 2.22-ում։



Նկ. 2.22. Լակշմինարայանանի և Ռամաչանդրանի ֆունկցիայի տեսքը (առանցքների վրա նշված են հարաբերական միավորներ):

Պարզեցված կարելի է ասել, որ յուրաքանչյուր ֆունկցիայի վերադրումը միջուկի հետ հանգեցնում է էքստրեմումների ուժեղացմանը, ընդհուպ մինչև բացասական արժեքների (նկ. 2.24), որոնք պրոյեկցիաների գումարման ժամանակ նվազեցնում կամ վերացնում են կեղծ ազդանշանը:



Նկ. 2.23. Պրոյեկցիա։



Նկ. 2.24. Պրոյեկցիայի և միջուկի վերադրման արդյունքում ստացված ֆունկցիա։

Մեթոդը հարմար է այն տեսակետից, որ վերականգման հաշվարկները կարելի է կատարել պրոյեկցիաների չափումների հետ գրեթե միաժամանակ. յուրաքանչյուր պրոյեկցիան ստանալուց անմիջապես հետո կատարվում է դրա վերադրումը միջուկի հետ, և արդյունքները կուտակվում են համակարգչում:

2.11 ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ՀԱՆՐԱՀԱՇՎԱԿԱՆ ՄԵԹՈԴ

Պատկերի վերականգնման հանրահաշվական (ART-Algebraic Reconstruction Technigues) մեթողն իտերացիոն մեթող է: Այս դեպքում շերտի պատկերի վերականգնման ընթացքը հետևյալն է: Շերտի ամբողջ մակերեսը բաժանում են քառակուսիների՝ «բջիջների»: Բոլոր բջիջներին վերագրվում է որևէ սկզբնական խտություն: Յուրաքանչյուր իտերացիայի ժամանակ հաշվարկվում է մեկ ճառագայթգումարի արժեքը՝ ընտրված սկզբնական խտություններից ելնելով: Համեմատելով այդ հաշվարկված արժեքը դետեկտորում գրանցվածի հետ՝ արվում է որոշակի ուղղում, ընդ որում՝ այդ նույն ուղղումն արվում է այս ճառագայթի բոլոր կետերի համար: Այնուհետ գործողությունը կրկնվում է հաջորդ ճառագայթի համար, և այդպես շարունակ։ Իտերացիան ավարտվում է, երբ մշակվում են բոլոր պրոյեկցիաները։

Դիտարկենք պարզագույն օրինակ։ Հետազոտվող օբյեկտի դերում դիտարկենք ABCD քատակուսին, որը բաժանված է 9 հավասար մասերի՝ բջիջների (նկ. 2.25)։ Բջիջներում գրված 1-ից 9-ն թվերը համապատասխանում են բջիջների իրական խտություններին (կամ մի այլ բնութագրին, որը չափվելու է տոմոգրաֆիայի օգնությամբ)։ Ենթադրենք, հայտնի են 4 պրոյեկցիաներ, որոնք չափվել են քատակուսու AB և AD կողմերի ուղղությամբ և AC և BD անկյունագծերի ուղղությամբ։ Եթե յուրաքանչյուր պրոյեկցիայից վերցնենք 3 ճառագայթ-գումար, ապա առաջին երկու դեպքերում ներդրում կունենան բոլոր բջիջները, իսկ մյուս երկուսի դեպքում՝ 9 բջիջներից 7-ը։ Այսպիսով՝ մենք ունենք 12 ճառագայթ-գումարներ և 9 անհայտ էլեմենտ։



Նկ. 2.25. Թեստ օբյեկտ` բաղկացած 9 էլեմենտներից։

Սկսենք AB կողին զուգահեռ պրոյեկցիաներից։ Յուրաքանչյուր ճառագայթ-գումարի արժեքը (այս դեպքում 15) բաժանենք հատվող բջիջների թվին (ճառագայթը հատում է 3 բջիջ) և այդ բջիջներին վերագրենք ստացված արժեքը, այս դեպքում՝ 5։ Ստացված արդյունքը համարենք առաջին իտերացիա (նկ. 2.26A)։ Ինչպես տեսնում ենք, այս դեպքում քննարկվող պրոյեկցիայի համար օբյեկտը բոլորովին համասեռ է։

Եթե ստացված արդյունքի սխալը գնահատենք (2.43) բանաձևի օգնությամբ, ապա կստանանք 43.92%՝

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^9 (g_k^i - g_k^0)^2}{\sum_{k=1}^9 k^2}} \ 100\%, \tag{2.43}$$

(k - hնդեքսը վերաբերվում է բջիջների համարակալմանը,*i* $-ն իտերացիայի համարն է, <math>g_k^0$ -ն բջջի իրական արժեքն է, g_k^i -ն՝ բջջի արժեք *i*-րդ իտերացիայից հետո)։

Անցնենք հաջորդ պրոյեկցիային. ճառագայթները անցել են ADին զուգահեռ։ Այժմ յուրաքանչյուր ճառագայթի համար պետք է նախորդ իտերացիայում ստացված արժեքը ճշտել՝ ելնելով պրոյեկցիայի արժեքից։ Այսպես, քանի որ առաջին սյունակի թվերի գումարը 15 է (նկ. 2.26A), իսկ ճառագայթ գումարի արժեքը 13, պետք է յուրաքանչյուր թվից հանել 2/3 ([15-13]/2) (նկ. 2.26B)։ Երկրորդ սյունակում փոփոխություն չկա (նկ. 2.26B)։ Երրորդ սյունակում, հակառակը, պետք է յուրաքանչյուր բջջում գումարել 2/3։ Երկրորդ իտերացիայից հետո սխալը աճում է և դառնում 48.7%։

Երրորդ իտերացիայում քննարկենք այն ճառագայթները, որոնք զուգահեռ են AC անկյունագծին (նկ. 2.26C)։ Շարունակելով նույն սկզբունքով՝ կստանանք, որ սխալը կազմում է 28.7%։ Չորրորդ իտերացիայից հետո (նկ. 2.26D) կունենանք 14.6% կազմող սխալ։

Այնուհետև կարելի է կրկնել իտերացիաները։ Վեց իտերացիաներից հետո կունենանք 4.25% կազմող սխալ։ Փորձը ցույց է տվել, որ 7-8 իտերացիաները թույլ են տալի ստանալ բավականին լավ արդյունք։



Նկ 2.26. Նկ. 2.25 -ում պատկերված օբյեկտի վերականգնման փուլեր։

2.12 ՀԱՈՒՆՍՖԻԼԴԻ ՍԱՆԴՂԱԿԸ

Oբյեկտի սկանավորումից և ազդանշանների համակարգչային մշակումից հետո կառուցվում է շերտի գրաֆիկական պատկերը՝ գրաֆիկական մատրիցան 512×512 կամ ավելի էլեմենտներից (պիքսելներից)։ Պիքսելները մոնիթորի էկրանին երևում են որպես գորշ գույնի տարբեր երանգների քառակուսիներ՝ կախված հյուսվածքի կլանման գործակցից։ (Իրականում դրանք ոչ թե քառակուսիներ, այլ խորանարդիկներ են (ոքսելներ), որոնց լայնությունը հավասար է հատույքի լայնությանը (նկ. 2.27))։



Նկ. 2.27. Պատկերի տեսքը` յուրաքանչյուր պիքսել երևում է որպես գորշ գույնի ինչ-որ երանգների քառակուսի` կախված հյուսվածքի կլանման գործակցից:

Մատրիցայի յուրաքանչյուր բջջին համապատասխանում է համակարգչի հաշվարկած կլանման գործակիցը (ԿԳ), որը արտահայտվում է Հաունսֆիլդի միավորներով (Hounsfield units, HU): ԿԳ-ի դերը նման է ռենտգենյան արտապատկերի սևացման աստիճանին, այսինքն այն ցույց է տալիս, թե որքանով է հյուսվածքը կլանում (թուլացնում) ռենտգենյան ճառագայթները: Ջրի ԿԳ-ն HU միավորներով ընդունվում է հավասար 0 HU: X հյուսվածքի համար, որի կլանման գծային գործակիցը $\mu_{\rm x}$ է ԿԳ-ն HU միավորներով հաշվարկվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$\frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000, \qquad (2.44)$$

որտեղ μ_{water} և μ_{air} ջրի և օդի կլանման գծային գործակիցներն են համապատասխանաբար:



Նկ. 2.28. Հաունսֆիլդի սանդղակը

Չգայուն դետեկտորների օգտագործումը, Հաունսֆիլդի սանդըղակի օգտագործումը և արտապատկերների թվայնացումը թույլ են տալիս պատկերները մշակել հարմար եղանակներով:

Մարդու անատոմիական հյուսվածքների համար ԿԳ-ները HU միավորներով փոխվում են -1024 մինչև +3072, այսինքն առկա է ընդամենը 4096 HU միավոր։ Օրինակ՝ ոսկորների համար ԿԳ-ի արժեքները ընկած են + 800 ÷ +3000 HU միջակայքում, փափուկ հյուսվածքների համար՝ +10 ÷ +90 HU, ճարպի համար՝ -100 HU:

Մոնիտորի էկրանը արտացոլում է առավելագույնը 256 գորշ գույնի երանգներ, որոշ հատուկ բժշկական սարքավորումներում՝ մինչև 1024 երանգներ։ Մարդու աչքը կարող է տարբերակել միայն 20 -ը։ Քանի որ ԿԳ-ների թիվը մարդու հյուսվածքների համար շատ ավելի մեծ է, կարելի է պատկերի գունային պատուհանը ընտրել այնպես, որ տեսանելի լինեն այն հյուսվածքները, որոնց խտությունները ընկած են որոշակի միջակայքում։

Խտությունների միջին մակարդակը պետք է ընտրել հետազոտվող հյուսվածքին մոտ։ Պատուհանի լայնությունից կախված է պատկերի կոնտրաստը՝ նեղ պատուհանի կոնտրաստը ավելի մեծ է։ Փափուկ հյուսվածքների համար ԿԳ-ները ընկած են 10-90 HU, պատուհանը կարելի է ընտրել 0 -100 HU:

ենթադրենք, անհրաժեշտ է հետազոտել գլխուղեղը։ Սպիտակ և գորշ նյութերի խտությունները տարբերվում են աննշան և պատուհանը պետք է ընտրել շատ նեղ (80-100 HU), իսկ կենտրոնը պետք է գտնվի գլխուղեղի հյուսվածքների խտությունների մեջտեղում (35 HU) (նկ. 2.29 ա)։ Այս դեպքում հետազոտել ոսկորները հնարավոր չէ, քանի որ բոլոր 75-85 HU-ից խիտ հյուսվածքները սպիտակ են երևում։ Ոսկրային մետաստազները (7 նկ. 2.29 բ-ում) գանգի ետևի հատվածում կերևան միայն ոսկրային պատուհանում (նկ. 2.29 գ)։ Մյուս կողմից, այս պատուհանում գլխուղեղը համարյա չի երևում, այսինքն` եթե գլխուղեղում կան մետաստազներ, դրանք չեն երևա։ Այս պատճառով հետազոտությունները բժիշկները կատարում են տարբեր պատուհաններում։



Նկ. 2.29. Հաունսֆիլդի սանդղակը տարբեր պատուհաններում։

Որոշ դեպքերում, եթե հետազոտվող հյուսվածքների խտությունները շատ մոտ են, պատուհանի ճիշտ ընտրությունը բավարար չէ ախտորոշման համար: Այդ դեպքում օգտագործվում են կոնտրաստող նյութեր` յոդ պարունակող միացություններ: Այս նյութերը ներարկվում են օրգանիզմ և արյան միջոցով հասնում և կուտակվում են հյուսվածքներում:

2.13 ՀՏ ՍԿԱՆԵՐՆԵՐԻ ՍԵՐՈՒՆԴՆԵՐԸ

ՀՏ մեթողը առաջարկվել է 1972 թ. Գոդֆրի Հաունսֆիլդի և Ալլան Կորմակի կողմից, ինչի համար 1979 թ. նրանք արժանացան Նոբելյան մրցանակի։ Տվյալների մշակման ալգորիթմները առաջարկել է Ա. Կորմակը, ինժեներ Գ. Հաունֆիլդը իրականացրել է նրա միտքը։ Սարքավորման հետագա զարգացումը թույլ է տալիս պայմանականորեն բաժանել տոմոգրաֆիաներն ըստ սերունդների։

Առաջին սերնդի ՀՏ-ն պարունակում էր մեկ ռենտգենյան ճառագայթների աղբյուր և մեկ գրանցող դետեկտոր։ Ռենտգենյան խողովակը և դետեկտորը սինխրոն շարժվում էին հակառակ ուղղություններով (նկ. 2.30)։ Մեկ շերտի արտապատկերի մշակումը տևում էր մոտ 4 րոպե։



Նկ. 2.30. Առաջին սերնդի տոմոգրաֆի սխեման։

Հետագայում (երկրորդ սերունդ) ստեղծվեցին համակարգեր, որոնցում օգտագործվում էին քվազիհովհարային ռենտգենյան փնջեր, որոնց գրանցումը կատարվում էր մի քանի դետեկտորներից կազմված բլոկի օգնությամբ (նկ. 2.31)։ Շնորհիվ դրա՝ մեկ շերտի արտապատկերի մշակման ժամանակը նվազեց և դարձավ մոտ 20 վայրկյան։



Նկ. 2.31. Երկրորդ սերնդի տոմոգրաֆի սխեման։

Երրորդ սերնդի տոմոգրաֆներում (նկ. 2.32) տվյալների ամբողջականությունն ապահովվում է լայն հովհարային փնջով, որը ընդգըրկում է հետազոտվող օբյեկտն ամբողջապես։ Ռենտգենյան խոողվակը և դետեկտորները լրիվ պտույտ են կատարում մեկ շերտի սկանավորման ընթացքում։ Դետեկտորների թիվն ավելացվել է։ Այս փոփոխությունները թույլ են տալիս զգալիորեն կրճատել հետազոտման ժամանակը։ Արտապատկերի վերականգնման համար այժմ օգտագործվում է այլ մաթեմատիկական ֆորմալիզմ` հովհարային երկրաչափություն։ Սկանավորման մեծ արագությունը նվազեցնում է շարժման հետ կապված արտեֆակտների (շնչողություն և այլն) ազդեցությունը։ Միաժամանակ նվազում է մեկ շերտի արտապատկերի մշակման ժամանակը (մոտ 2 վ)։



Նկ. 2.32. Երրորդ սերնդի տոմոգրաֆի սխեման։

ՀՏ համակարգերի հետագա զարգացումը կապված է ինֆորմացիայի զուգահեռ կանալների ավելացման և մեխանիկական շարժման կրճատման հետ։ Չորրորդ սերնդի սկաներում օգտագործվում է դետեկտորների շրջանաձև անշարժ համակարգ (նկ. 2.33)։ Նմանատիպ կառուցվածքը, երբ շարժվում է միայն ճառագայթների աղբյուրը, զգալի նվազեցնում է սարքավորման չափսերը և զանգվածը։ Մեկ պտույտը համակարգն այժմ կատարում է 0.7 վայրկյանում։



Նկ. 2.33. Չորրորդ սերնդի տոմոգրաֆի սխեման։

ՀՏ-ների երրորդ սերնդից սկսած՝ կիրառվում է այսպես կոչված «պարուրաձև» սկանավորումը։ Պարուրաձև սկանավորման ժամանակ անհրաժեշտ է ապահովել երկու պայման՝ ճառագայթների աղբյուրի (ռենագենյան խողովակի) անընդհատ շարժումը շրջանագծով և հետազոտվողի պառկելատեղի անընդհատ համընթաց շարժումը շրջանագծի մակերեսին ուղղահայաց ուղղությամբ։ Այս դեպքում ռենտգենյան խողովակի շարժման հետագիծը հետազոտվողի պառկելատեղի նկատմամբ իրենից կներկայացնի պարույր (նկ. 2.34)։ Հիվանդի պառկելատեղի շարժման արագությունը որոշվում է հետազոտման նպատակներից ելնելով՝ ինչքան մեծ է արագությունը, այնքան ավելի լայն է սկանավորվող հատվածը։

Պարուրաձև սկանավորումը թույլ տվեց զգալիորեն նվազեցնել հետազոտման ժամանակը և հետազոտվողի ճառագայթային ծանրաբեռնվածությունը։



Նկ. 2.34. Պարուրաձև սկանավորում

Նորագույն ՀՏ-ներում կիրառվում է *բազմաշերտային պարուրաչև* սկանավորման սկզբունքը (*ԲՊՀՏ - բազմաշերտային պարուրաչև համակարգչային տոմոգրաֆիա*)։ Այս դեպքում գրանցող համակարգը բաղկացած է երկու և ավելի դետեկտորների շարքերից։ Որպեսզի ռենտգենյան ճառագայթները գրանցվեն միաժամանակ բոլոր դետեկտորներում, մշակվեց փնջի նոր տարածական երկրաչափական տեսքը:

Առաջին երկշերտային \mathcal{P}^{η} Հ*S*-ները, որոնք պարունակում էին 2 շարք դետեկտորներ, ստեղծվել են 1992 թ.: 1998 թ. ստեղծվեցին չորս շերտանի \mathcal{P}^{η} Հ*S*-ները, 2004-2005 թթ.՝ 32, 64 և 128 դետեկտորների շարքեր պարունակող տոմոգրաֆներ, այդ թվում՝ երկու ռենտգենյան խողովակով: Այսօր գոյություն ունեն 320 շարք դետեկտորներ պաունակող տոմոգրաֆներ: Դրանք թույլ են տալիս ոչ միայն պատկերներ ստանալ, այլև գրեթե ռեալ ժամանակում դիտել մարդու ուղեղում կամ սրտում տեղի ունեցող ֆիզիոլոգիական պրոցեսները: Նման սարքի առանձնահատկությունն այն է, որ հնարավոր է սկանավորել ամբողջական օրգանը (սիրտը, ուղեղը) ռենտգենյան խողովակի մեկ պտույտի ընթացքում: Դա զգալի նվազեցնում է հետազոտման ժամանակը և թույլ է տալիս սկանավորում կատարել նույնիսկ առիթմիայով տառապող հիվանդների դեպքում:

ԲՊՀՏ-ն թույլ է տալիս կատարել հետազոտությունը շատ կարճ ժամանակում (որովայնի հետազոտման համար անհրաժեշտ է 1-2 րոպե)։ Կարճ ժամանակահատվածը, որի ընթացքում հիվանդը կարողանում է պահել շնչառությունը, բացառում է շարժման արտեֆակտների հետ կապված խզումները։ Պարուրաձև սկանավորման մյուս կարևոր առավելությունը այն է, որ կարելի է տեսնել պաթոլոգիական գոյացությունները, որոնց չափսերը փոքր են հատույթի հաստությունից։ Փոքր չափսեր ունեցող մետաստազը կարող է չնկատվել, եթե սկանավորման ընթացքում հիվանդի անհամաչափ շնչառության պատճառով այն դուրս է ընկնում հատույթի հարթությունից։ Պարուրաձև սքանավորման դեպքում նման մետաստազները լավ բացահայտվում են։

ԲՐԻՏ-ի թերությունը նրա թանկարժեքությունն է։

2.14 ՌԱԴԻՈՆՈԻԿԼԻԴԱՅԻՆ ԱԽՏՈՐՈՇՈՒՄ

Ռադիոնուկլիդային ախտորոշումը, ի տարբերություն քննարկըված այլ մեթոդների, թույլ է տալիս ոչ միայն տեսանելի դարձնել ներքին օրգանները, այլ նաև հետևել դրանցում ընթացող ֆիզիկական և կենսաքիմիական պրոցեսներին:

Ռադիոնուկլիդային ախտորոշման հիմնադիր և նշակիր ատոմների մեթոդի հայր է համարվում Ջ. Հեվիշին (Georg Hevesy), ով առաջինը օգտագործեց ¹³¹I ռադիոիզոտոպը վահանաձև գեղձի ֆունկցիայի ուսումնասիրության համար և 1943 թ. դարձավ Նոբելյան մրցանակակիր:

Նշակիր ատոմների մեթոդի սկզբունքը պարզ է և գեղեցիկ։ Քանի որ միևնույն տարրի ռադիոնուկլիդների և կայուն իզոտոպների քիմիական հատկությունները չեն տարբերվում, ապա ռադիոնուկլիդի առկայությունը չի փոխում միացության քիմիական հատկությունները։ Միաժամանակ, գրանցելով ռադիոնուկլիդի առաքած ճառագայթները մարմնի արտաքինից, կարելի է «տեսնել» նշակիր մոլեկուլները և հետևել դրանց շարժմանն օրգանիզմում։

Ռադիոնուկլիդային ախտորոշման ժամանակ նշակիր միացությունը, որն անվանում են ռադիոդեղորայք կամ ռադիոֆարմպրեպարատ (ՌՖՊ), ներարկվում է հիվանդի օրգանիզմ։ Քիմիական միացությունը, որը ներառում է ռադիոնուկլիդը, որոշում է ռադիոդեղորայքի կուտակման տեղը և ժամանակը, օրգանիզմից դուրսբերման ձևը և ժամանակը, քիմիական փոխակերպումները։ Հենց քիմիական միացության ճիշտ ընտրությունն է թույլ տալիս օգտագործել տարբեր ռադիոդեղորայքները տարբեր տեսակի հետազոտությունների նպատակով։

Հաճախ ՌՖՊ-ները իրենց հատկություններով նման են օրգանիզմին անհրաժեշտ բնական միացություններին և դրանց ֆարմակոկինետիկան որոշակի կենսաբանական համակարգում առողջ օրգանիզմի դեպքում հայտնի է (ֆարմակոկինետիկան ֆարմակոլոգիայի բաժին է, որում ուսումնասիրվում են օրգանիզմում դեղորայքի բաշիսըման, քիմիական և կենսաբանական փոփոխման, և դուրսբերման պրոցեսները: Այլ կերպ ասած՝ ֆարմակոկինետիկան ուսումնասիրում է այն բոլոր պրոցեսները, որոնց ենթարկվում է դեղորայքը օրգանիզմում): Ցանկացած շեղումները կարելի է «տեսնել» և անել հետևություններ՝ օրգանի ֆունկցիոնալ վիճակի հետ կապված: Օրինակ՝ գլյուկոզայի շրջանառությունը օրգանիզմում հետազոտելու նպատակով օգտագործվում է ¹¹C-գլյուկոզան, կամ ¹⁸F–ֆտորդեզօքսիգլյուկոզան: ¹¹C-գլյուկոզան քիմիական հատկություններով չի տարբերվում բնական գլյուկոզայից, սակայն ¹⁸F-ֆտորդեզօքսիգլյուկոզան, որն օգտագործվում է շատ ավելի հաճախ, որոշ հատկություններով տարբերվում է բնական գլյուկոզայից: Ռ-ՖՊ-ի ընտրությունը պայմանավորված է հիմնականում խնդրի դրվածքով։ Կարևոր է հստակ իմանալ ընտրված Ռ-ՖՊ -ի կինետիկան օրգանիզմում։ Կինետիկա ասելով հասկանում են ընտրված համակարգում Ռ-ՖՊ-ի շարժման նկարագրությունը մաթեմատիկական բանաձևերի օգնությամբ, ինչը թույլ է տալիս մոդելավորել հետազոտվող պրոցեսները։

ՌՖՊ-ի մեջ ներմուծվող ռադիոնուկլիդն անվանում են նաև ռադիոինդիկատոր կամ ռադիոթրեյսեր։

Պարզենք, թե ախտորոշման համար որ տեսակի (α , β , *թե ү шոաքիչներ*) ոաղիոակտիվ նուկլիդներն է նպատակահարմար օգտագործել: Ինչպես հայտնի է՝ α և β մասնիկների վազքը բիոհյուսվածքում փոքր է (α *մասնիկի դեպքում*՝ *միկրոններ*, β *մասնիկի դեպքում*՝ *մինչև մի քանի ամ*), այսինքն այս մասնիկների գրանցումը մարմնից դուրս տեղադրված դետեկտորների օգնությամբ հնարավոր չէ, քանի որ դրանք կկլանվեն հիվանդի մարմնի հյուսվածքներում։ Ռենտգենյան և γ -ճառագայթները ավելի քիչ են կլանվում բիոհյուսվածքում։ Եկար 2.35-ում բերված է փափուկ հյուսվածքներում γ -ճառագայթների հարաբերական թափանցելիության գործակցի (T_c) կախվածությունը γ -ճառագայթների էներգիայից (E_{γ}):



Նկ. 2.35. γ ճառագայթների հարաբերական թափանցելիության գործակցի (T_c = I/I₀ · 100% անցած և ընկնող ճառագայթման ինտենսիվությունների հարաբերությունը) կախվածությունը γ ճառագայթների էներգիայից E_{γ} :

Նկարից երևում է, որ ճառագայթների թուլացումը մեծ է փոքր էներգիաների դեպքում։ Ախտորոշման համար հարմար են բարձր էներգիաներով *γ*-ճառագայթները (50 կէՎ-ից բարձր), քանի որ դրանք դուրս են գալիս հիվանդի մարմնից և կարող են գրանցվել արտաքին դետեկտորների միջոցով։ Մյուս կողմից` փոխազդեցության փոքր կտրվածքն ապահովում է ավելի փոքր դոզային ծանրաբեռնվածություն։ Հետազոտման համար անհրաժեշտ ռադիոակտիվ նյութի քանակը շատ փոքր է (սովորաբար 10⁻¹⁰ մոլից քիչ)։

Ռադիոնուկլիդային ախտորոշման ժամանակ հիվանդի մարմնից դուրս եկող *শ*-ճառագայթումը գրանցվում է դետեկտորի օգնությամբ։ Անհրաժեշտ է, որ դետեկտորը օժտված լինի հետևյալ հատկություններով՝

- Մեծ հավանականությամբ կլանի չ-ճառագայթումը (ունենա մեծ էֆեկտիվություն),
- Փոխակերպի կլանված էներգիան էլեկտրական ազդանշանի,
- Տարբերակի գրանցվող քվանտները` ըստ էներգիաների, ունենա անհրաժեշտ էներգետիկ լուծունակություն:

Վերոհիշյալ հատկություններից ելնելով` քննարկենք, թե ինչպիսի դետեկտորներ են նպատակահարմար օգտագործել ռադիոնուկլիդային ախտորոշման սարքավորումներում։

Գազալցված իոնացման իսցերը համարվում են զգայուն և հարմար դետեկտորներ, սակայն *բ*ճառագայթների գրանցման դեպքում դրանց էֆեկտիվությունը ցածր է։ Ռադիոնուկլիդային ախտորոշման սարքավորումներում օգտագործվում են բազմալարային համեմատական խցեր, բայց ոչ հաճախ։

Կիսահաղորդչային դետեկտորները ունեն ամենալավ էներգետիկ լուծունակությունը, սակայն ոչ մեծ աշխատանքային մակերեսը, բարձր արժեքը և սառեցնելու անհրաժեշտությունը (գերմանիումի դեպքում) սահմանափակում են դրանց օգտագործումը ռադիոնուկլիդային ախտորոշման սարքավորումներում։

Սցինտիլյացիոն դետեկտորները օժտված են բոլոր անհրաժեշտ հատկություններով և օգտագործվում են ռադիոնուկլիդային ախտորոշման սարքավորումներում առավել հաճախ։

2.15 ԳԱՄՄԱ – ԽՑԻԿ

Առաջին ռադիոնուկլիդային պատկերները ստացվել են NaI(Tl) սցինտիլյացիոն դետեկտորի օգնությամբ՝ 1950 թվականին։ Դետեկտորը պարունակում էր մոտ 12 սմ տրամագծով և 10մմ հաստությամբ NaI(Tl) բյուրեղ, որի առջև տեղադրված էր կապարե ֆոկուսացնող կոլիմատոր։ Կոլիմատորի շնորհիվ գրանցվում էին միայն այն γքվանտները, որոնք առաքվում էին նրա ֆոկուսի մոտակայքից։ Օգտագործվում էին նաև երկկոորդինատային սկաներներ՝ մեկ կամ երկու շարժական փոքր գլխիկներով։ Երկկոորդինատային սկանավորումը թույլ էր տալիս ստանալ ռադիոդեղորայքի բաշխումը հորիզոնական հարթության մեջ։ Սակայն այս տիպի սարքավորումը էֆեկտիվ չէր, քանի որ յուրաքանչյուր հատվածի պատկերը ստացվում էր առանձին և դրա ստացման համար անհրաժեշտ էր հատկացնել ինչ-որ ժամանակ։ Կարճ ժամանակի դեպքում պատկերի հստակությունը բավարար չէր, երկար ժամանակի դեպքում` ռադիոդեղորայքը հասցնում էր որոշ չափով վերաբաշխվել օրգանիզմում։ Այսինքն անհրաժեշտ էր մեծացնել դետեկտորի չափերը, որպեսզի պատկերը հնարավոր լիներ ստանալ փոքրաքանակ չափումների միջոցով, լավագույն դեպքում` մեկ չափման ընթացքում։ Փորձ արվեց համակցել մեծ քանակությամբ սցինցիլյացիոն բյուրեղներ։ Սակայն մեծ մակերեսով NaI(Tl) մոնոբյուրեղների ստացումը ռադիոախտորոշման բնագավառում բերեց ռադիկալ փոփոխությունների։

1958 թ. Հոլ Անգերը (Hol Anger)՝ գիտնական Բերկլիի համալսարանից, ստեղծեց այսպես կոչված *գամմա-իսցիկը* կամ *Անգերի իսցիկը*, որը մեծ առաջընթաց էր ռադիոնուկլիդային ախտորոշման բնագավառում։ Սարքի առանձնահատկությունը կայանում է նրանում, որ որպես դետեկտոր օգտագործվում է մեծ չափերի՝ հետազոտվողի ողջ մարմինը ընդգրկող (50 սմ տրամագծով և 6-12 սմ հաստությամբ) սցինտիլյացիոն բյուրեղ։ Դա թույլ է տալիս միաժամանակ ստանալ ռադիոդեղորայքի բաշխումը հետազոտվող հատվածից։

Գամմա-խցիկները կիրառվում են նաև այսօր։ Ժամանակակից գամմա-խցիկները կրել են որոշակի փոփոխություններ, սակայն դրանք պարունակում են առաջին խցիկի հիմնական բաղադրիչ մասերը և հաճախ կոչվում են Անգերի խցիկներ:

Դիտարկենք Անգերի խցիկի աշխատանքի սկզբունքը։ Խցիկը բաղկացած է կոլիմատորից, NaI(Tl) սցինտիլյացիոն բյուրեղից, որը լուսատարի միջոցով միացված է ֆոտոբազմապատկիչների համակարգին, որոնք, իրենց հերթին, միացված են ուժեղացուցիչներին և տեղորոշման էլեկտրոնային համակարգին (նկ. 2.36)։ Բոլոր բաղադրիչ մասերը գտնվում են կապարե պատյանում, որպեսզի խցիկի դիտարկման դաշտից դուրս գտնվող ճառագայթման աղբուրների ստեղծած ֆոնը հնարավորինս նվազեցվի։ Էլեկտրոնային համակարգում որոշվում է ազդանշանի կոորդինատը և լայնույթը։



Նկ. 2.36. Գամմա-խցիկի կառուցվածքը: 1 – հետազոտվող օբյեկտ, 2 – կոլիմատոր, 3 – սցինտիլյատոր, 4 – սցինտիլյատորի ելքային պատուհան, 5 – լուսատար, 6 – ֆոտոբազմապատկիչներ, 7 – ազդանշանների փոխանցման լարեր, 8 – կապարե պատյան:

Կոլիմատորը ընտրում է որոշակի ուղղությամբ տարածվող ճաոագայթները՝ կլանելով բոլոր մնացած ճառագայթները։ Ձուգահեռ խոռոչներով (կանալներով) կոլիմատորի դեպքում սցինտիլյատորին են հասնում և գրանցվում միայն այն γ-ճառագայթները, որոնք տարածվում են կոլիմատորի մակերեսին ուղղահայաց։ Արտապատկերը ձևավորող γ-ճառագայթների էներգիան պետք է համընկնի ռադիոնուկլիդի առաքած γ-ճառագայթների էներգիայի հետ, քանի որ ենթադրվում է, որ ավելի ցածր էներգիաներով ճառագայթները հիվանդի մարմնում ցրված ճառագայթներ են։

Կոլիմատորը որոշում է խցիկի երկրաչափական տեսանելիության դաշտը և համակարգի զգայունությունը։ Սովորաբար տարբեր էներգիաներով ճառագայթներ գրանցելու դեպքում պատկերի հստակությունը ապահովելու համար օգտագործվում են տարբեր կոլիմատորներ։ Չուգահեռ կանալներով կոլիմատորից բացի, օգտագործվում է մեկ նեղ կանալով կոլիմատոր՝ մակերևույթին մոտ գտնվող փոքր օրգանների վիզուալացման համար։ Նաև օգտագործվում են հավաքվող կամ բացվող կանալներով կոլիմատորներ։ Հավաքվող կանալներով կոլիմատորը ապահովում է փոքր երկրաչափական տեսադաշտ և բավականին բարձր զգայունություն։ Բացվող կանալներով կոլիմատորները օգտագործվում են ողջ մարմնի վիզուալացման համար, քանի որ ունեն մեծ տեսադաշտ, սակայն այս դեպքում զգայունությունը այնքան մեծ չէ։

Գամմա-խցիկի օգնությամբ ստացվում է երկչափ պատկեր, որը ոադիոդեղորայքի եռաչափ բաշխման պրոյեկցիան է։ Ռադիոնուկլիդային մեթոդներով ստացված պատկերները, ի տարբերություն համակարգչային տոմոգրաֆիայի մեթոդով ստացած պատկերների, չեն տալիս հստակ անատոմիական պատկերներ։ Սակայն, քանի որ ոադիոդեղորայքը կուտակվում է որոշակի օրգաններում, այն կարող է արտացոլել օրգանում ընթացող կենսաքիմիական և ֆիզիոլոգիական պրոցեսների փոփոխությունները։

Գոյություն ունեն ռադիոնուկլիդային պատկերների ստացման տարբեր ռեժիմներ։

Մարմնի կամ մարմնի մասի հարթ պատկերը՝ *սցինտիգրամման* ստանալու համար ռադիոֆարմպրեպարատի ներարկումից անմիջապես հետո կատարվում է հետազոտվող հատվածի սկանավորում։ Ստացված պատկերը կոչվում է սցինտիգրամմա (նկ. 2.37)։

Դինամիկ հետազոտությունների ժամանակ մարմնի որևէ հատվածի պատկերները հանվում են մի քանի վայրկյան պարբերությամբ։ Ստացված պատկերների հաջորդականությունը արտացոլում է որոշակի արագ պրոցեսների ընթացքը, օրինակ` արյան շրջանառությունը վերջույթներում կամ երիկամներում։

96



Նկ. 2.37. Սցինտիգրամմա (Scinfigram) ցույց է տալիս ռադիոակտիվության բաշխումը մարմնի որևէ մասում, այս դեպքում՝ ոսկորներում։

2.16 ՄԻԱՖՈՏՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻԱ

Միաֆոտոնային ճառագայթման համակարգչային տոմոգրաֆիան (ՄՖՃՀՏ կամ SPECT-Single Photon Emission Computed Tomography) ռադիոնուկլիդային ախտորոշման մեթոդ է, որը թույլ է տալիս ստանալ եռաչափ պատկերներ։ Դետեկտորը (գամմա-խցիկը) շարժվում է, հաջորդաբար թեքվում է 5-10 աստիճանով՝ հետազոտվողին ուղղահայաց առանցքի նկատմամբ, մինչև կպտտվի 360 աստիճանով։ Այսպիով, գրանցվում են տարբեր անկյունների տակ չափված պրոյեկցիաներ։ Ինֆորմացիայի հավաքագրումից հետո տեղի է ունենում հետազոտվող եռաչափ պատկերի վերականգնում։ Ստացված պատկերը ցուցադրվում է համակարգչի էկրանին։ Խցիկների քանակի ավելացումը թույլ է տալիս փոքրացնել ինֆորմացիայի հավաքագրման ժամանակը։ Նկար 2.38-ում պատկերված է երկու գամմա-խցիկով համակարգ։



Նկ. 2.38. Երկու գամմա-խցիկով ՄՖճՀՏ -ի համակարգ։

ՄՖՃՀՏ-ի համար օպտիմալ է օգտագործել ռադիոնուկլիդներ, որոնց առաքած γ-քվանտների էներգիաները 100-200 կէՎ տիրույթում են և կիսատրոհման պարբերությունները՝ մի քանի րոպեից մինչև մի քանի օր են։ Այս էներգիաներով քվանտների գրանցման էֆեկտիվությունը մեծ է, իսկ ոչ մեծ կիսատրոհման պարբերությունը ապահովում է հետազոտվողի կլանված դոզայի թույլատրելի մեծությունները։ ՄՖՃՀՏ-ում առավել հաճախ կիրառվող իզոտոպներն են՝ ^{99m}Tc, ²⁰¹Tl, ¹²³I, ¹²⁴I, ¹¹¹In, ⁶⁷Ga։ Աղյուսակ 2.3-ում բերված են տարբեր օրգանների սկանավորման համար օգտագործվող ռադիոնուկլիդների օրինակներ։

ՄՖՃԿՏ-ն էապես տարբերվում է ՀՏ-ից իր կլինիկական խնդիրներով: ՀՏ-ի դեպքում արտաքին ճառագայթման օգնությամբ հետազոտում են օրգանի անատոմիական կառուցվածքի փոփոխությունները, իսկ ՄՖՃԿՏ-ի ժամանակ ՌՖՊ-ի ներմուծման միջոցով հետազոտում են օրգանների և համակարգերի ֆունկցիոնալ վիճակը, ինչը թույլ է տալիս բացահայտել պաթոլոգիկ փոփոխությունները վաղ շրջանում։

Աղյուսակ 2.3. Տարբեր օրգանների սկանավորման համար օգտագործվող ոաղիոնուկլիդներ։

Իզոտոպ	T _{1/2}	Օրգան	
²⁰¹ Tl	73 ժամ	Սիրտ	
^{99m} Tc	6 ժամ	Սիրտ, թոքեր, երիկամներ, ոսկորներ, ոսկրուղեղ	
⁶⁷ Ga	78 ժամ	Սիրտ	
¹³¹ I	8 op	Թոքեր, գլխուղեղ, երիկամներ, լյարդ	
¹⁸⁹ Au	28.7 p	Լյարդ, գեղձեր	
¹¹¹ In	2.8 op	Լյարդ	

2.17 ՊՈՉԻՏՐՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻԱ

Պոզիտրոնային ճառագայթման տոմոգրաֆիան (ՊՃՏ կամ PET-Positron Emission Tomography), ինչպես և ՄՖՃՀՏ-ը, ռադիոիզոտոպային ախտորոշման մեթոդ է, որը թույլ է տալիս հետազոտել ընտրված օրգանի կամ համակարգի ֆունկցիոնալ խանգարումները: Սակայն ՊՃՏ-ի համար օգտագործվում են ոչ թե γ-ճառագայթներ առաքող իզոտոպներ, ինչպես ՄՖՃՀՏ-ում, այլ պոզիտրոն-առաքիչներ:

Կրկնենք, որ ՀՏ-ն ցույց է տալիս օրգանի կառուցվածքը և անատոմիական փոփոխությունները, իսկ ՊճՏ-ն, ինչպես նաև ՄՖճՀՏ-ն, թույլ են տալիս գրանցել այն նյութափոխանակման փոփոխությունները, որոնք նախորդում են դրան։ Այսինքն` ՊճՏ-ն օգնում է հայտնաբերել պաթոլոգիական փոփոխությունները վաղ շրջանում, երբ ձևաբանական փոփոխություններ դեռ չկան։ Այս պատճառով ՊճՏ-ն համարվում է ժամանակակից ախտորոշման մեթոդներից ամենազգայունը։ ՊճՏ-ի սկզբունքը հետևյալն է՝ հետազոտությունների ընթացքում պոզիտրոն առաքիչ ռադիոիզոտոպ պարունակող ռադիոֆարմպրեպարատը ներմուծվում է հետազոտվողի օրգանիզմ ներերակային կամ ինհալացիոն եղանակով։ Դրանից հետո Ռ-ՖՊ-ը մասնակցում է արյան շրջանառությանը և հասնում հետազոտվող օրգան։ Ռադիոիզոտոպի միջուկը կայուն վիճակի անցնելիս պոզիտրոն է ճառագայթում։ Պոզիտրոնը շարժվում է միջավայրով, հանդիպում է միջավայրի ատոմի ուղեծրային էլեկտրոնի, և տեղի է ունենում անիհիլյացիա, որի արդյունքում առաջանում են երկու հակառակ ուղղությամբ շարժվող 511 կէՎ էներգիայով γ-քվանտներ։ γ-քվանտները գրանցվում են դետեկտորների օգնությամբ, որոնք դասավորված են շրջանագծով (նկ. 2.37)։



Նկ. 2.37. ՊճՏ-ի սկզբունքը։

Եթե տրամագծորեն հակադիր երկու դետեկտորները միաժամանակ ազդանշան են գրանցում, ապա կարելի է պնդել, որ անիհիլյացիան տեղի է ունեցել այն գծի վրա, որը միացնում է դետեկտորները։ Միացնելով դետեկտորները համընկնման սխեմայով, որը աշխատում է միայն այն դեպքում, երբ ազդանշան է առաջանում երկու դետեկտորներում, կարելի է ամրագրել այդ գծի դիրքը։ Եվ, քանի որ այդ գծերն առաջանում են մեծ քանակությամբ, ուստի գծերի հատման տիրույթը կարելի է դիտարկել որպես ռադիոիզոտոպի կուտակման տիրույթ։

Մեթոդի գաղափարը ծնվել է 1931 թ., երբ գիտնական Վարբուրգը (Otto Heinrich Warburg) նկատեց, որ քաղցկեղային բջիջները առանձնանում են գլյուկոզայի բարձր սպառմամբ: Այս փաստի հիման վրա ստեղծվեց նշակիր ֆարմպրեպարատ, որը ներառում է ռադիոակտիվ ¹⁸F ֆտորի իզոտոպը որպես ռադիոնիշ: Այս պրեպարատը կոչվում է ֆտորդեզօքսիգլյուկոզա (FDG): FDG-ն շրջանառվում է բջիջներում որպես գլյուկոզա, չնայած որ քիմիապես տարբերվում է դրանից` այն հիդրօքսիլ խմբի փոխարեն պարունակում է ¹⁸F ռադիոնուկլիդը: FDG-ի կիրառումը թույլ է տալիս գնահատել գլյուկոզայի կուտակումները բջիջներում և ֆիքսել ախտահարված հատվածները:

1977 թ. Միշել Տեր-Պողոսյանը (Michel Ter-Pogossian) ղեկավարում էր Մալլինկրոդտի Ինստիտուտի (Mallinckrodt, ԱՄՆ) ռադիոակտիվ հետազոտությունների բաժինը։ Ֆիզիկոսների, քիմիկոսների և բժիշկների համատեղ աշխատանքի արդյունք դարձավ առաջին ՊճՏ սկաների ստեղծումը, որը կիրառվեց կլինականերում։ Միշել Տեր-Պողոսյանը համարվում է Պոզիտրոնային ճառագայթման տոմոգրաֆիայի հայրը։



Նկ. 2.38. Միշել Տեր-Պողոսյանը առաջին ՊԵՏ-ի կողքին։

Այսօր ՊՃՏ-ում, բացի նշված ¹⁸F-ից (T_{1/2}=109.8 րոպե), օգտագործվում են նաև այլ իզոտոպներ՝ ածխածին ¹¹C (T_{1/2}= 20.4 րոպե), ազոտ ¹³N (T_{1/2}= 9.69 րոպե), թթվածին ¹⁵O (T_{1/2}= 2.03 րոպե) և այլն (աղյուսակ 2.4):

Աղյուսակ 2.4	ՊԵՏ-ում օգտագործվող	ռադիոնուկլիդների	ֆիզիկական
		pl	inıpmqptpp:

Ռադիոնուկլիդ	$T_{1 2}, p$	Պոզիփրոնի վազքը	
		կենսաբանական հյուսվածքում, սմ	
C-11	20,4	0,39	
N-13	10,0	0,50	
O-15	2,1	0,72	

F-18	109	0,25
Cu-62	9,2	1,30
Ga-68	68,3	0,83
Rb-82	1,25	1,50

 18 F-ը ունի առավել հարմար ֆիզիկական բնութագրեր՝ համեմատաբար մեծ կիսատրոհման պարբերություն և առաքված պոզիտրոնի փոքր էներգիա, և այդ պատճառով հաճախ է օգտագործվում (FDG-ի տեսքով)։ Որպես քաղցկեղի մետաստազերի մարկերներ՝ հաճախ օգտագործվում են նաև Խոլին-¹¹C և Խոլին-¹⁸F։ Խոլինը մի քիմիական նյութ է, որը անհրաժեշտ է բջիջների մեմբրանների բիոսինթեզի համար։ Արագ աճող քաղցկեղածին բջիջներն ունեն խոլինի ահոելի պահանջ։

ՊՃՏ-ն օգտագործվում է ոչ միայն օնկոլոգիայում, այլ նաև կարդիոլոգիայում և նևրոլոգիայում։ Օրինակ՝ ուղեղի տարբեր պաթոլոգիաների բացահայտման համար՝ էպիլեպսիայի, Ալցգեյմերի և Պարկինսոնի հիվանդությունների դեպքում։

Ինչպես նշեցինք, ռադիոնուկլիդային ախտորոշման մեթոդները հնարավորություն են տալիս հետևել օրգանի նյութափոխանակման և կենսաքիմիական պրոցեսներին in vivo: ՊՃՏ-ի առավելությունը ՄՖՃՀՏ-ի նկատմամբ այն է, որ նշակիր նյութերը հանդիսանում են օրգանիզմի բնական նյութափոխանակման տարրեր, ինչը թույլ է տալիս հետազոտումներ կատարել բջջային մակարդակի վրա:

ՊճՏ-ի օգտագործման ընդարձակմանը խանգարող հանգամանքներից գլխավորը իզոտոպների արտադրության անհրաժեշտությունն է կլինիկային կից տարածքում, որն անհրաժեշտ է ռադիոնուկլիդների կյանքի կարճ տևողության պատճառով։ Մյուս պատճառը վատ տարածական լուծունակությունն է, որը հեշտությամբ լուծվում է ՊճՏ–ՀՏ մեթոդների համադրումով (նկ. 2.39)։ Սակայն այս դեպքում առանց այդ էլ թանկ սարքավորման արժեքը ավելի է բարձրանում։ Այս պատճառով ՊճՏ հետազոտությունը կատարվում է այն դեպքերում, եթե մյուս մեթոդներն արդյունավետ չեն։ Նշենք, որ ՊՃՏ-ՀՏ ախտորոշման համար անհրաժեշտ FDG-ի քանակը որոշվում է՝ ելնելով հիվանդի քաշից։ Պրեպարատի ակտիվությունը կազմում է 150-700 ՄԲք։ Հետազոտումը կատարվում է դեղորայքի ներմուծումից մոտ 50 րոպե հետո։



Նկ.2.39. ՊճՏ-ՀՏ մեթոդների համադրման արդյունքը։

ՊՃՏ-ի սկաններում դետեկտորները դասավորված են օղակաձև (նկ. 2.40)։ Յուրաքանչյուր դետեկտոր աշխատում է այլ դետեկտորների հետ համընկնման ռեժիմում։ Համակարգչային ծրագրի օգնությամբ գրանցված դեպքերը կուտակվում և մշակվում են, և ստացվում է γ-դաշտի տարածական պատկերը։ Հնարավոր է ստանալ մի քանի պատկերներ՝ հանված տարբեր ժամանակամիջոցներում։ Պոզիտրոն ճառագայթող աղբյուրի կոորդինատները որոշելու համար կոլիմատորներ պետք չեն։ ՊՃՏ-ի այդ հատկությունը ստացել է էլեկտրոնային կոլիմացիա անվանումը։ Դրա շնորհիվ ՊՃՏ-ի զգայունությունը մեկից երկու անգամ բարձր է՝ համեմատած ՄՖՃՀՏ-ի։



Նկ. 2.40. ՊՃՏ սկանների տեսքը։ Սարքը բաղկացած է 8 բլոկից, յուրաքանչյուրը պարունակում է 9×13 դետեկտոր։

2.18 ՊՈՉԻՏՐՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻ ՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆԸ ԵՎ ԼՈՒԾՈՒՆԱԿՈՒԹՅՈՒՆԸ

Պոզիտրոնային ճառագայթման տոմոգրաֆի որակը որոշող հիմնական չափորոշիչները զգայունությունն ու լուծունակությունն են: Բարձր զգայունությունը մեծ նշանակություն ունի ազդակ-աղմուկ փոխհարաբերակցության ավելի բարձր ցուցանիշների հասնելու համար։ Պոզիտրոնային ճառագայթման տոմոգրաֆում պատկերների որակը կախված է միավոր ժամանակում գրանցված ազդանշանների քանակից, այսինքն ճշգրիտ ախտորոշման համար անհրաժեշտ է ապահովել որոշակի անհրաժեշտ վիճակագրություն։

ՊՃՏ-ում զգայունությունն ու լուծունակությունը կախված են երկու կառուցողական գործոններից` դետեկտորների էֆեկտիվությունից և դասավորվածության սխեմայից։ Բացի այդ, լուծունակությունը սահմանափակում են հետևյալ երկու ֆիզիկական գործոնները՝

- Պոզիտրոնի ազատ վազքի երկարությունը մինչև էլեկտրոնի հետ բախումը պատահական մեծություն է և կարող է կազմել մի քանի միլիմետր։ Այս պատճառով պոզիտրոնի առաջացման կետը որոշվում է դրա միջին վազքի երկարության ճշտությամբ, նույնիսկ եթե անիհիլյացիայի կոորդինատները որոշվել են ճշգրիտ։
- Անիհիլյացիոն ֆոտոնների տարածման ոչ կոլինեարությունը (շեղումը 180° անկյունից), որը պայմանավորված է էլեկտրոնի հետ բախման պահին պոզիտրոնի ոչ զրոյական կինետիկ էներգիայով:

Պատկերի որակի վրա ազդում են նաև աղմուկները, որոնց առաջացման պատճառ կարող են հանդիսանալ պատահական համընկումները և ցրված ճառագայթները։

Պատահական համընկնումներ։ Երբ դետեկտորներից մեկը γքվանտ է գրանցում, t ժամանակով բացվում է գրանցման էլեկտրոնային կանալը, (t = 4-10 նվ)։ Եթե այդ t ժամանակում հակադիր դետեկտորը նույնպես գրանցում է γ-քվանտ, համակարգը գրանցում է համընկնման փաստը։ Մակայն հնարավոր են պատահական համընկնումներ, երբ t ժամանակամիջոցում գրանցվում են երկու տարբեր անիհիլյացիաներից առաջացած քվանտներ։ Այս դեպքում երկու դետեկտորները միացնող գիծը չի համապատասխանում իրական անիհիլյացիային և ավելացնում է աղմուկների քանակը։ Այս տիպի աղմուկները նվազեցնում են ծրագրավորման մեթոդներով։

Կոմպտոնյան ցրում։ Կոմպտոնյան ցրումը «լղոզում է» պատկերը, վատացնում է տարածական լուծունակությունը, կոնտրաստը, Ռ-ՖՊ-ի բաշխման քանակական քարտեզագրման ճշգրտությունը։ Ցրված γ-քվանտների գրանցումը համընկնման համակարգում տեղի է ունենում այն դեպքում, երբ մեկ կամ երկու γ-քվանտները ցրվում են օբյեկտում և գրանցվում են համընկնումների մեթոդով։ Ընդ որում` գիծը, որը միացնում է դետեկտորները, չի անցնում անիհիլյացիայի կետով։ γ-քվանտների ընտրությունն` ըստ էներգիայի, այս դեպքում արդյունավետ չէ, քանի որ 30°-ով ցրված քվանտը փոխում է իր էներգիան ընդամենը 60 կէՎ-ով, ինչը ավելի քիչ է, քան սցինտիլյացիոն դետեկտորների էներգետիկ լուծունակությունը։ Այս դեպքում նույնպես ճշտումը կատարվում է պատկերների վերակառուցման ընթացքում։ Նախապես չափումներ են կատարում ցրող միջավայրի առկայությամբ և առանց դրա և պատկերը վերականգնելիս հաշվի են առնում արդյունքը, կամ վերակառուցման ալգորիթմում ավելացվում է ցրված ճառագայթման մաթեմատիկական մոդելը։

Հիվանդի մարմնում ճառագայթման թուլացման ոչ միատարրությունն ազդում է ոչ միայն Ռ.Ֆ.Պ-ի ակտիվության քանակական քարտեզագրման վրա, այլև նվազեցնում է կոնտրաստը և տարածական լուծունակությունը։ Այս խնդիրն էլ կարելի է լուծել երկու եղանակով՝ վերակառուցման ալգորիթմում ավելացնել կլանող միջավայրի թուլացման ֆունկցիան (կլանող միջավայրը այս դեպքում համասեռ է համարվում), կամ արտաքին պոզիտրոն-առաքիչի օգնությամբ, որը շարժվում է հիվանդի մարմնի շուրջ, կատարում թուլացման քարտեզավորում, ինչը և օգտագործվում է պատկերները վերակառուցելիս։



Նկ. 2.41. Թուլացման ճշտում արտաքին պոզիտրոն-առաքիչի օգնությամբ։

2.19 ԴԵՏԵԿՏՈՐՆԵՐԻ ԸՆՏՐՈՒԹՅՈՒՆԸ

ՊճՏ-ում օգտագործվող դետեկտորները պետք է ունենան անիհիլյացիոն γ-քվանտների գրանցման բարձր էֆեկտիվություն և ճառագայթման կարճ ժամանակ։ Առաջին տոմոգրաֆներում օգտագործվել են NaI(TI) ավանդական սցինտիլյացիոն բյուրեղներ։ Բայց դրանք ունեն որոշ թերություններ՝ հիգրոսկոպիկ են և ունեն անհիկյացիոն քվանտների գրանցման ոչ մեծ էֆեկտիվություն։ Այդ պատճառով առաջարկվեց ՊճՏ-ում որպես դետեկտոր կիրառել բիսմուտի գերմանատ (Bi₄Ge₃O₁₂, կրճատ՝ BGO)։ BGO միաբյուրեղը ունի մեծ իստություն (7.13 գ/uմ³), ինչը ապահովում է 3 անգամ ավելի մեծ զգայունություն NaI(TI)-ի նկատմամբ։ BGO-ն հիգրոսկոպիկ չէ և չունի իսոնավությունից լրացուցիչ մեկուսացման կարիք։ Այս պատճառով դետեկտորները կարող են ունենալ փոքր չափսեր և կիպ դասավորվածություն։ Բյուրեղի ճառագայթման ժամանակը 300 նվ է, ինչը հարմար է ՊճՏ-ում օգտագործելու համար։ BGO-ի միակ թերությունը ոչ մեծ լուսային ելքն է՝ 20% NaI(TI)-ի համեմատ։

Ժամանակակից ՊճՏ-ի դետեկտորները կառուցված են առանձին դետեկտորական բլոկներից։ Տիպիկ ժամանակակից դետեկտորական բլոկը կազմված է 64 BGO բյուրեղներից, որոնք միացված են չորս ֆոտոէլեկտրոնային բազմապատկիչների հետ։ Նորագույն ECAT EXACT HR+ (Simens) տոմոգրաֆում մեկ դետեկտորի չափը կազմում է 4.05×4.39 սմ, հաստությունը 3 սմ, ինչը ապահովում է 511 կէՎ էներգիայով քվանտների 95% գրանցում։

Ցեզիումի ֆաորիդը (CsF) և բարիումի ֆաորիդը (BaF₂) նույնպես օգտագործվում են ՊճՏ համակարգերում։ Դրանք ունեն շատ կարճ ճառագայթման ժամանակ (5 նվ և 750 պվ համապատասխանաբար) և օգտագործվում են թռիչքի ժամանակի ՊճՏ համակարգերում։

Թոիչքի ժամանակի ՊճՏ համակարգերի սկզբունքը հիմնված է երկու 511 կէՎ էներգիայով ֆոտոնների գրանցման միջև ընկած ժամանակի չափման վրա։ Դրա շնորհիվ կարելի է դետեկտորները միացնող գծի վրա առանձնացնել հատված, որից տեղի է ունեցել պոզիտրոնի առաքումը (նկ. 2.42):


Նկ. 2.42. ժամանակաթոիչքային ՊճՏ.

Աղյուսակ 2.5. ՊճՏ–ի համար արդիական սցին փիլյա փորներ։
Նշանակումները՝ BGO – Bi4Ge3O12, LSO – Lu2SiO5(Ce), YSO – Y2SiO5(Ce);
GSO –Gd2SiO5(Ce), LYSO – Li1.8Y0.2SiO5(Ce):

Հատկություն-	NaI(Tl)	BGO	LSO	YSO	GSO	BaF ₂	LaBr ₃	LYSO
ները								
Խտությունը,	3.67	7.13	7.4	4.53	6.71	4.89	5.3	5.31
q/uu								
Էֆեկտիվ Z	50.6.	74.2	65.5	34.2	58.6	52.2	46.9	54
Կլանման եր-	2.88	1.05	1.16	2.58	1.43	2.2	2.1	2
կարությունը,								
นน์								
Լուսային ելքը,	38	6	29	46	10	2	61	29
ֆոտոն/կէՎ								
Ալիքի երկա-	410	480	420	420	440	220	360	420
րությունը, նմ								
Բեկման	1.85	2.15	1.82	1.8	1.91	1.56	1.9	1.81
գործակիցը								
Էներգետիկ	6.6	10.2	10	12.5	8.5	11.4	3	10
լուծունակու-								
թյունը, ΔΕ/Ε,								
%								

ճառագայթ-	230	300	40	70	60	0.75	15	53
ման ժամանա-								
կը, նվ								
Հիգրոսկոպի-	Ujn	Ոչ	Πչ	Ոչ	ſ۱	Πչ	Ujn	Πչ
կություն								

Դետեկտորների համակցման սխեմաները

Ընդունված է առանձնացնել դետեկտորների համակցման երեք տեսակ՝

1. Շարժական (առաջին սերնդի ՊՃՏ-ներ)։ Դրանցում երկու զուգահեռ դետեկտորները (գամմա-իսցիկի գլխիկները) պտտվում են 180° անկյան տակ՝ հետազոտվողի մարմնի առանցքի շուրջ։ Ռոտացիոն սխեմայով ստեղծված ՊՃՏ-երը ամենապարզն ու էժանն են։ Սակայն, քանի որ ինֆորմացիայի հավաքագրման ժամանակը որոշվում է համակարգի 180°-ով պտույտի ժամանակով, ապա տոմոգրաֆները չեն կարող գրանցել օրգանիզմում արագ ընթացող պրոցեսներ, հետևաբար դինամիկ հետազոտությունները հնարավոր չեն։ Համեմատած ժամանակակից տոմոգրաֆների հետ՝ նրանք ունեն ավելի ցածր զգայունություն։

2. Բազմանկյուն (երկրորդ սերնդի ՊՃՏ-ներ)։ Դրանցում երեք կամ չորս զույգ դետեկտորներ պտտվում են համապատասխանաբար 60° կամ 45° տակ` հիվանդի մարմնի առանցքի նկատմամբ։ Գրանցումը կատարվում է համընկնման սխեմայով։ Համեմատած առաջին սերնդի տոմոգրաֆների հետ` սրանք ունեն ինֆորմացիայի հավաքագրման ավելի մեծ արագություն։

3. Օղակաձև դասավորվածությամբ (երրորդ սերնդի ՊՃՏ-ներ)։ Օղակաձև դասավորվածությունը թույլ է տալիս ինֆորմացիայի հավաքագրումն անցկացնել առանց դետեկտորների մեխանիկական տեղափոխության։ Անիհիլյացիոն ճառագայթումը միաժամանակ գրանցվում է ողջ շրջանագծով։ Այս սխեմայով կառուցված տոմոգրաֆները թույլ են տալիս անցկացնել ամբողջ մարմնի դինամիկ հետազոտություն, ինչը հատկապես կարևոր է ուռուցքների և մետաստազների որոնման դեպքում։ Բոլոր ժամանակակից ՊճՏ-երը կառուցված են դասական բազմաօղակ սխեմայով: Այս համակարգերում օգտագործվում է համընկնումը ոչ միայն դետեկտորների զույգերի միջև, որոնք տեղակայված են միևնույն օղակի վրա, այլև հարևան օղակներին պատկանող դետեկտորների միջև: Հարևան շրջանների դետեկտորների միջև համընկնման գրանցման ժամանակ տոմոգրաֆի զգայունությունը մեծանում է մոտ հինգ անգամ:

ՊճՏ-ի աշխատանքի ռեժիմը

Տոմոգրաֆը կարող է աշխատել երեք ռեժիմով` դինամիկ, ստատիկ, ողջ մարմնի ՊՃՏ։

Դինամիկ ռեժիմում ինֆորմացիայի հավաքումը սկսում է ՌՖՊ-ի ներարկման հետ միաժամանակ։ Հաջորդաբար ստացված կադրերի օգնությամբ կարելի է հետևել արյան հոսքին, ինչպես նաև ՌՖՊ-ի կուտակումների փոփոխությանը։ Այսպիսով, ստանում են տեղեկություններ ուռուցքի մետաբոլիզմի (նյութափոխանակման) վերաբերյալ, ինչպես նաև հետևում են հակաուռուցքային թերապիայի անցկացման ընթացքում ուռուցքի փոփոխությանը։

Ստատիկ ռեժիմում ինֆորմացիայի հավաքագրումը սկսում են ՌՖՊ-ի ներմուծումից որոշ ժամանակ անց (FDG-ի դեպքում 1 ժամից)։ Գրանցվում են պլանար սցինտիգրամմաներ տարբեր անկյունների տակ, որոնք անմիջապես կարելի է տեսնել էկրանին։ Անհրաժեշտության դեպքում հնարավոր է հատույթների պատկերների վերականգնում:

Ողջ մարմնի ՊՃՏ-ը առավել տարածված ռեժիմ է ուռուցքաբանության մեջ։ Ողջ մարմնի պատկերը ստանում են հիվանդին օղակաձև անշարժ դետեկտորների նկատմամբ շարժելու միջոցով։ Այս մեթոդով կատարվում է մետաստազերի հայտնաբերում։

2.20 ՌԱԳԻՈՆՈԻԿԼԻԳԱՅԻՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ԱՅԼ ՁԵՎԵՐ

ՌՖՊ-ները օգտագործվում են նաև բժշկական այլ հետազոտություններում՝ ռադիոմետրիայում, ռադիոգրաֆիայում և ռադիոիմունային անալիզում։

Ռադիոմետրիայի երկու տեսակ են առանձնացնում՝ լաբորատոր և կլինիկական: Դրանց իրականացման համար հիվանդին նախ ներարկվում է նշակիր դեղորայք, ինչից հետո անցկացվում է հետազոտություն: Հետազոտվում են կենսաբանական հեղուկները՝ արյունը, մեզը: Ռադիոմետրի օգնությամբ չափվում է նմուշի ակտիվությունը: Մեթոդը օգտագործվում է էրիթրոցիտների և պլազմայի քանակի որոշման, արյան մեջ տոքսինների քանակի որոշման, աղեստամոքսային համակարգում յուղերի յուրացման աստիճանի որոշման նպատակով:

Կլինիկական ռադիոմետրիայում հետազոտվում են նշակիր դեղորայքի կուտակումները հիվանդի օրգաններում կամ հյուսվածքներում։ Չափվում է հիվանդի մարմնից դուրս եկող ճառագայքների ինտենսիվությունը, և այդպիսով որոշվում է տվյալ օրգանի ֆունկցիոնալ ակտիվությունը։ Արդյունքներն արտահայտվում են նորմալ օրգանի ֆունկցիայի համեմատ տոկոսային փոփոխության տեսքով։ Նմանատիպ հետազոտման պարզ օրինակ է վահանաձև գեղձի հետազոտումը ռադիոակտիվ յոդի օգնությամբ։

Ռադիոգրաֆիան թույլ է տալիս հետևել նշակիր միացության շարժման արագությանը որոշակի օրգաններում և հետազոտել ՌՖՊ-ի կուտակման դինամիկան։ ՌՖՊ-ի ներարկումից հետո գրանցվում է ճառագայթման ինտենսիվության փոփոխությունը՝ կախված ժամանակից։ Արդյունքները արտահայտվում են կորերի տեսքով։ Մեթոդը օգտագործվում է տարբեր պրոցեսների հետազոտման համար։ Օրինակ՝ ՌՖՊ-ի կոնցենտրացիայի փոփոխությունը սրտի որոշակի հատվածներով հոսող արյան մեջ թույլ է տալիս հետազոտել սրտի փորոքների կրճատման ֆունկցիան (ռադիոկարդիագրաֆիա)։ Ստացված ինֆորմացիան նույնն է, ինչ-որ դինամիկ սցինտիգրաֆիայի դեպքում, սակայն ճշգրտությունն ավելի ցածր է։ Մեթոդի առավելությունը սցինտիգրաֆիայի նկատմամբ ցածր արժեքն է։

Ռադիոիմունային անալիզը in vitro հետազոտություն է, որը թույլ է տալիս որոշել կենսաբանորեն ակտիվ նյութերի (հորմոնների, ֆերմենտների, դեղորայքի և այլն) քանակը կենսաբանական հեղուկներում:

Ռադիոիմունային անալիզի համար արտադրվում են հատուկ ստանդարտ նշակիր ռեագենտներ (անտիգեն), որոնցից յուրաքանչյուրը նախատեսված է որոշակի նյութի կոնցետրացիայի որոշման համար։ Կենսաբանական հեղուկը խառնում են ռեագենտի հետ և թողնում են մի քանի ժամով։ Այդ ժամանակն անհրաժեշտ է, որպեսզի հետազոտվող մոլեկուլները կապվեն ռեագենտի հետ։ Այնուհետև առանձնացնում են կապված և ազատ ռադիոակտիվ նյութը։ Քանի որ նշակիր անտիգենը ավելացնում են հայտնի քանակությամբ, աոանձնացված նյութի ռադիոմետրիան թույլ է տալիս որոշել հետազոտվող նյութի քանակը։

2.21 ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ԿԻՐԱՌՄԱՆ ՀՆԱՐԱՎՈՐՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ

Ռենտգենյան ճառագայթների (Վ. Ռենտգեն, 1895թ.) և ռադիոակտիվության (Ա. Բեքերել, 1896թ.) երևույթների բացահայտումից անմիջապես հետո ծնվեց այն գաղափարը, համաձայն որի իոնացնող ճառագայթումը կարելի է օգտագործել չարորակ ուռուցքների բուժման նպատակով։ Տարիների ընթացքում ճառագայթաբուժությունը ապրել է վերելքների և վայրէջքների շրջաններ։ Սկզբնական շրջանում անհաջողությունները կապված էին մի կողմից այն փաստի հետ, որ դեռ բավարար չէին այդ ուղղությամբ ունեցած գիտելիքները, մյուս կողմից՝ տեխնիկական սարքավորումները թույլ չէին տալիս ստանալ բուժման համար անհրաժեշտ ճառագայթման աղբյուրներ և վերահսկել հիվանդության դինամիկան։ Ավելի քան հարյուր տարվա ընթացքում կուտակված փորձը թույլ է տալիս այսօր ճառագայթումն օգտագործել քաղցկեղային հիվանդությունների բուժման նպատակով և ստանալ դրական արդյունքներ։ Ներկայումս աշխարհում քաղցկեղով հիվանդների 60-70%-ը ստանում է ճառագայթային բուժում։ Դա հնարավոր է դարձել շնորհիվ ֆիզիկայի, կենսաբանության, դոզիմետրիայի, ուռուցքաբանության բնագավառներում կուտակված փորձի, ինչպես նաև ստեղծված ժամանակակից սարքավորումների:

ճառագայթաբուժությունը ենթադրում է բնական կամ արհեստական ճառագայթման աղբյուրների օգտագործում, որոնք առաքում են α -, β -, γ - մասնիկներ, պրոտոններ, նեյտրոններ և ռենտգենյան ճառագայթներ։ Ինչպես նշվեց առաջին գլխում, ճառագայթման տեսակից կախված՝ փոխվում է փոխազդեցության ձևը նյութի հետ, սակայն բոլոր դեպքերում տեղի է ունենում միջավայրի ատոմների իոնացում, ինչն, իր հերթին, կարող է հանգեցնել հյուսվածքի բջիջների մահվանը։

Ճառագայթաբուժության մեթոդներն ըստ դոզայի հասցման ձևի կարելի է բաժանել երեք հիմնական տեսակների՝

- 1. Հեռաճառագայթաբուժություն կամ տելեթերապիա։
- Կոնտակտային ճառագայթաբուժություն կամ բրախիթերապիա:
- 3. Ռադիոնուկլիդային բուժում։

Հեռաճառագայթաբուժությունը ենթադրում է ռադիոակտիվ աղբյուրի տեղադրումը հիվանդի մարմնից որոշ հեռավորության վրա։ Այն տարաբաժանում են ըստ ճառագայթման տեսակի՝ ռենտգենային, գամմա, էլեկտրոնային, նեյտրոնային, պրոտոնային, իոնային և այլն։

Որպես ռադիոակտիվության աղբյուր օգտագործվում են ռադիոնուկլիդները կամ բարձր էներգիաներով մասնիկների հոսքեր գեներացնող սարքերը։ Անհրաժեշտ արդյունք ստանալու համար հաճախ կիրառվում է դոզայի մասնաբաժանումը։

Ռենտգենյան ճառագայթների օգնությամբ բուժումը (*ռենւրգենաթերապիա*) ենթադրում է ռենտգենյան խողովակի գեներացրած ճառագայթման օգտագործումը։ *γ-թերապիան* հիմնված է *γ*-ճառագայթներ առաքող ռադիոնուկլիդների օգտագործման վրա։ *γ*-ճառագայթների էներգիան մեծ է ռենտգենյան ճառագայթների էներգիայի համեմատ, հետևաբար դրանք ավելի խորն են թափանցում մարմնի մեջ և կարող են հասնել ներքին օրգաններին։ Որպես ռադիոակտիվության աղբյուր *γ*-թերապիայի համար նախատեսված սարքավորումներում օգտագործվում են ⁶⁰Co, ¹³⁷Cs, ¹⁹²Ir ռադիոնուկլիդները։ Սակայն այս սարքավորումները ունեն մի շարք թերություններ, օրինակ` յուրաքանչյուր ռադիոիզոտոպ առաքում է որոշակի էներգիայով *γ*-ճառագայթներ, այսինքն` փնջի էներգիան չի ենթարկվում փոփոխման։ Բացի այդ, ճառագայթման աղբյուրը պետք է պարբերաբար փոխարինել նորով, փոխարինման ժամկետները կախված են իզոտոպի կիսատրոհման պարբերությունից։

Ռադիոնուկլիդային սարքավորումների թերությունները գիտնականներին ստիպեցին փնտրել և գտնել ճառագայթման այլ, ավելի հարմար աղբյուրներ։ Արդյունքում ստեղծվեցին կոմպակտ էլեկտրոնային արագացուցիչներ, որոնք և լայնորեն կիրառվում են այսօր։ 40-60 թվականներին տարբեր տիպի արագացուցիչները մրցակցության մեջ էին` բետատրոնները, միկրոտրոնները, գծային արագացուցիչները, սակայն հետագայում գծային էլեկտրոնային արագացուցիչները դարձան հեռաճառագայթման թերապիայի հիմնական սարքավորումներ բոլոր զարգացած երկրներում։

1946 թ. ամերիկացի գիտնական Ռ. Վիլսոնը առաջարկեց ճառագայթել չարորակ ուռուցքները պրոտոնային փնջով։ 1954 թ. գաղափարը իրականացվեց Բերկլիում (ԱՄՆ) և արդյունքները գերազանցեցին սպասելիքները։ Փորձենք հասկանալ, թե ինչում է այս մեթոդի առավելությունը։

Պրոտոնային թերապիայի ընթացքում, ինչպես և քննարկված մյուս դեպքերում, ճառագայթները ուղղորդվում են դեպի ախտահարված հատված, վնասում են բջիջների ԴՆԹ-ն և բերում դրանց ոչնչացմանը։ Սակայն, մեծ զանգվածի շնորհիվ պրոտոնները, ինչպես բոլոր ծանր լիցքավորված մասնիկները, շատ քիչ են ցրվում լայնական ուղղությամբ, և դրանց վազքի դիսպերսիան փոքր է: Այսինքն՝ պրոտոնային փնջում բոլոր պրոտոնները շարժվում են նույն էներգիայով, ունեն մոտավորապես ուղղագիծ հետագիծ, գրեթե չեն ցրվում և ունեն գրեթե նույն վազքը։ Բացի այդ, դոզաչափի մեծ մասը կլանվում է հյուսվածքում վազքի վերջում (Բրեգի պիկ)։ Այսինքն, ընտրելով ճիշտ էներգիա, կարելի է մեծ դոզա հասցնել անհրաժեշտ հատվածին, համարյա չվնասելով մնացած հատվածները։ Բացի այդ, փոփոխելով փնջի էներգիան՝ կարելի է «մոդիֆիկացնել» Բրեգի պիկը և լայնացնել մեծ դոզայի հասցման ծավալը (նկ. 2.43)։



Նկ. 2.43. Դոզայի կախվածությունները թափանցման խորությունից` պրոտոնների, էլեկտրոների, նեյտրոնների, արգելակային ճառագայթման, ռենտգենյան ճառագայթման, ⁶⁰Co-ի առաքած γ-ճառագայթման համար:

Վերջին 30 տարիների ընթացքում օնկոլոգիական հիվանդությունների բուժման մեջ մեծ առաջընթաց է նկատվել նոր մոտեցումների և նոր մեթոդների կիրառման շնորհիվ։ Բացի պրոտոնային և ծանր իոններով թերապիաներից, լավ արդյունքներ է տալիս *նեյտրոնազավթումային* թերապիան (ԵՉԹ)։

ՆՉԹ-ն երկքայլ մեթող է։ Քայլերից յուրաքանչյուրն առանձին անիմաստ է, սակայն համատեղ կիրառումը թույլ է տայիս ընտրողաբար ազդել քաղցկեղային բջիջների վրա և ստանալ լավ արդյունըներ։ ՆՉԹ-ի սկզբունքը հետևյայն է։ Նեյտրոն-կյանող նյութը ներարկվում է հիվանդի արյան մեջ և ընտրողաբար կուտակվում քաղցկեղային բջիջներում։ Այսօր որպես նեյտրոն-կյանոող նյութ օգտագործվում է մեծ մասամբ ¹⁰B և թերապիան կոչվում է բոր-զավթումալին։ Օգտագործվում են նաև 113 Cd և 157 Gd։ Կանգ առնենք բոր-զավթումային թերապիայի վրա (ԲՆՉԹ)։ Եվ այսպես՝ հիվանդին ներարկում են բոր-պարունակող պրեպարատը, որը կուտակվում է քաղցկեղային բջիջներում, և որոշ ժամանակ անց ճառագայթում են նելտրոններով։ Նեյտրոնային փունջը ստանում են հատուկ ռեակտորի կամ արագացուցչի օգնությամբ: ¹⁰B-ը կյանելով նեյտրոնը, ճեղքվում է և առաջացնում է α -մասնիկ և ⁷Li-իոն։ 6% դեպքերում α -մասնիկի և ⁷Li-hnûh qnuununhû tûtpahwû 2.8 Ut4 t, hu4 94% nt4 pt12ՄէՎ, քանի որ 0.48 ՄէՎ-ը տանում է γ-քվանտր (նկ. 2.44):



Նկ. 2.44. ¹⁰B(*n*, α)/⁷Li ռեակցիայի սխեման և առաջացած արգասիքների բնութագրերը:

Բիոհյուսվածքում լիթիումի միջուկի վազքը 5 մկմ է, իսկ α -մասնիկինը՝ 7 մկմ։ Բջջի չափսը 10 մկմ-ի կարգի է։ Դա նշանակում է, որ միջուկային ռեակցիայի էներգիայի 80%-ը կլանվում է հենց այն բջջում, որը պարունակում էր բորի միջուկը, ինչը մեծ հավանականությամբ կհանգեցնի բջջի մահվանը։ Այսինքն, կարևոր է ապահովել ¹⁰B-ի ընտրողական կուտակումը քաղցկեղային բջիջներում։ Այս դեպքում նեյտրոններով ճառագայթումը կոչնչացնի քաղցկեղային բջիջները, իսկ առողջ բջիջները չեն վնասվի։

 10 B-h ընտրությունը՝ որպես կլանhչ, պայմանավորված է առաջhն հերթին դրա ջերմային նեյտրոնային կլանման մեծ կտրվածքով՝ 3837 բարն: Նշենք, որ էլեմենտների մեծ մասի համար այդ կտրվածքը չh հասնում տասը բարնի: Իհարկե, գոյություն ունեն նաև այլ նեյտրոնային կլանման մեծ կտրված ունեցող էլեմենտներ: ¹⁰B-ը նախընտրելի է հետևյալ պատճառներով՝ այն կայուն է և հեշտ հասանելի (¹⁰B-ի տարածվածությունը բնական բորի բաշխվածության մեջ 20% է), ¹⁰B-ի քիմիական հատկությունները լավ ուսումնասիրված են, ինչը թույլ է տալիս ստեղծել անհրաժեշտ հատկություններով օժտված բոր-պարունակող միացություններ։

Ծառագայթման ընթացքում բջջում հնարավոր են նաև ¹⁴N(n,p)¹⁴C μ ¹H(n,γ)²H nեակցիաները, քանի որ ¹⁴N և ջրածինը բջջի բնական բաղադրիչներ են։ Չնայած ածխածնի և ջրածնի նեյտրոնալին կլանման կտրվածքները մեծ չեն, ռեակցիաներում առաջացած պրոտոնները և γ-ճառագայթները ստեղծում են ֆոնային ճառագայթում, որը զգայի ներդրում ունի կյանված դոզաչափի մեջ։ Այս ֆոնային ճառագայթումը նվազեցնելու համար անհրաժեշտ է ապահովել բորի մեծ կոնցենտրացիաների կուտակումը հենց քաղցկեղային բջիջներում։ Այս մեթոդի առաջին բացասական արդյունքները կապված էին հենց նրա հետ, որ օգտագործվող պրեպարատները չունեին անհրաժեշտ ընտրողականություն քաղցկեղային բջիջների նկատմամբ։ ՆՉԹ-ի արդյունավետ կիրառությունը հնարավոր դարձավ ¹⁰В պարունակող այնպիսի դեղորայքի սինթեզման շնորհիվ, որի կոնցենտրացիան քաղցկեղային բջիջներում 3,5 անգամ ավելի մեծ է, քան առողջ բջիջներում։ Այսպիսի կոնցենտրացիայի դեպքում ֆոնային ճառագայթումը ընդունելի փոքր է և միաժամանակ ապահովվում է ընտրված բջիջների ոչնչացումը։

Բրախիթերապիան կամ կոնտակտային թերապիան ճառագայթաբուժության մի տեսակ է, որի դեպքում ճառագայթման աղբյուրը տեղադրվում է ախտահարված օջախին հնարավորին մոտ կամ անմիջապես օջախում: Դա թույլ է տալիս քաղցկեղային բջիջներում ապահովել բարձր դոզաչափ և նվազեցնել առողջ բջիջների ճառագայթման ոիսկը: ճառագայթման աղբյուրներ են ռադիոնուկլիդները, որոնք ներմուծվում են օրգանիզմ փակ վիճակում (պատիճների մեջ) տարբեր տեսքով` հաբերի, կապսուլաների, լարերի, «հատիկների»: Բրախիթերապիայում հաճախ օգտագործվող ռադիոնուկլիդներն են` 226 Ra, 222 Rn, 60 Co, 137 Cs, 192 Ir, 198 Au, 125 I, 103 Pd:

Ռադիոնուկլիդային թերապիան (ՌՆԹ) ճառագայթաբուժության մի տեսակ է, որի ընթացքում ռադիոդեղորայքը «բաց» վիճակում ներմուծվում է հիվանդի օրգանիզմ հաբի կամ ներարկման ձևով: ՌՆԹ-ի ամենահայտնի մեթոդը ռադիոյող թերապիան է։ Յոդը կուտակվում է վահանաձև գեղծում և օգտագործվում է վահանաձև գեղձի քաղզկեղի բուժման նպատակով։ Ժամանակակից բժշկության մեջ բուժման նպատակով ռադիոդեղորայքի կազմում օգտագործվում են նաև այլ ռադիոնուկլիդներ։ Ռադիոդեղորայքի կենսաքիմիական հատկությունները հանգեցնում են նրան, որ այն կուտակվում է ախտահարված բջիջներում։ Այդ պատճառով ՌՆԹ-ն նաև թիրախային ptnumhu ξ η_1 (targeted therapy): Phnuhumhu ptnumhuu հնարավոր է դարձել շնորհիվ ստեղծված ռադիոնուկիլիդ կրող հակամարմինների և պեպտիդների, որոնք ընտրողաբար հասցվում են քաղցկեղային բջիջներին: Ռադիոիզոտոպների տրոհման արդյունքում առաջացած մասնիկները պետք է ունենան մեծ էԳՀ և փոքր վազք, որպեսզի քայքայեն ախտահարված բջիջները և չվնասեն առողջներին: Այսինքն, այս դեպքում հարմար են α -առաքիչ իզոարաներ (թիրախային α - թերապիան օգտագործվում է արյան քաղգկեղի, մելանոմայի և միկրոմետաստագների բուժման համար) կամ էլեկտրոն-առաքիներ (կիրառվում է մեծ ուռուցքների դեպքում)։ Որutu α -unuphy oquuqnpdynu tu Ac-225/Bi-213, Ac-227/Ra-223, U-230/Th-226 գեներատորները, նաև ²²⁷Th, ¹⁴⁹Tb, ²¹⁰Po և ²¹¹At նուկլիդները։

ԳԼՈՒԽ 3

ՌԱԳԻՈՆՈՒԿԼԻԳՆԵՐԻ ՍՏԱՑՄԱՆ ԵՂԱՆԱԿՆԵՐԸ

Մինչև 1934 թ հայտնի էին միայն բնական ռադիոակտիվ իզոտոպներ, որոնք ստանում էին ուրանի և թորիումի հանքանյութից։ Դրանցից կարևորագույնը ռադիումն էր։ Այս էլեմենտը բացահայտվեց Պյեր և Մարի Կյուրիների կողմից և գրեթե անմիջապես գտավ իր կիրառությունը բժշկության մեջ՝ չարորակ ուռուցքների բուժման համար։ 1934 թ ֆրանսիացի գիտնականներ Ֆեդերիկ և Իրեն Ժոլիո-Կյուրիները բացահայտեցին արհեստական ռադիոիզոտոպների ըստացման հնարավորությունը։ Այդ ժամանակից սկսած մարդիկ ստացել են հարյուրավոր ռադիոիզոտոպներ՝ իրականացնելով զանազան միջուկային ռեակցիաներ։ Այսօր հայտնի 2500 նուկլիդներից միայն 266-ն են կայուն, մնացածը՝ ռադիոակտիվ են։

Ռադիոդեղորայքը՝ ախտորոշման և բուժման համար օգտագործվող ռադիոնուկլիդ պարունակող միացությունները, տարբերվում են սովորական դեղորայքից։ Դրանք չունեն ֆարմակոդինամիկ ազդեցություն մարդու օրգանիզմի վրա։ Դեղորայքի բուժող հատկությունը կապված է բջջի բնական ֆիզիոլոգիական պրոցեսների ուժեղացման կամ ճնշման հետ։ Ռադիոդեղորայքի ազդեցությունը պայմանավորված է ոչ թե քիմիական միացության ազդեցությունը պայմանավորված է ոչ թե քիմիական միացության ազդեցությամբ, այլ ռադիոնուկլիդի առաքած ճառագայթմամբ։ Իհարկե, ռադիոդեղորայքի օգտագործումն ախտորոշման նպատակով հիմնված է դրանց ֆարմակոկինետիկայի (ֆարմակոկինետիկա - դեղորայքի յուրաքանչյուր մոլեկուլի շարժումը և՛ քիմիական, և՛ կենսաբանական փոիսակերպումը օրգանիզմում) յուրահատկությունների վրա, ինչը թույլ է տալիս ստանալու որոշակի օրգանների պատկերներ և որոշել դրանց ֆունկցիոնալ վիճակը։

Պարզաբանում

Бարմակոդինամիկան ուսումնասիրում է դեղորայքի էֆեկտները և ազդեցության մեխանիզմները։ Бարմակոկինետիկան` օրգանիզմում պրեպարատի տարածումը և փոխակերպումները։ Այլ բառերով` Бարմակոդինամիկան օրգանիզմի «ճակատագիրն» է դեղորայքի ազդեցությունից հետո, Бարմակոկինետիկան`դեղորայքի յուրաքանչյուր մոլեկուլի «ճակատագիրը» օրգանիզմում։

Ռադիոդեղորայքի ախտորոշիչ հատկությունները որոշվում են ինչպես ռադիոնուկլիդի ֆիզիկական հատկություններով, այնպես էլ այն ներառող քիմիական միացության օրգանիզմում տարածման առանձնահատկություններով։

Ֆիզիկական հատկություններից պետք է հաշվի առնել՝

- Առաքվող ճառագայթման տեսակը, էներգիան և ինտենսիվությունը
- Կիսատրոհման պարբերությունը
- Ստացման հնարավորությունը և պայմանները։

Ռադիոնուկլիդային ախտրորշման մեթոդները հիմնված են γճառագայթների գրանցման վրա: Լիցքավորված մասնիկների առաքումը անցանկալի է, քանի որ այն մեծացնում է հիվանդի դոզային ծանրաբեռնվածությունը: Այսինքն՝ առավել հարմար են իզոմերային անցումով տրոհվող ռադիոնուկլիդները: Առաքված ճառագայթների օպտիմալ էներգիաների տիրույթը 100-200 կէՎ է, քանի որ ավելի ցածր էներգիաների դեպքում մեծ է կլանումը (այսինքն՝ հիվանդի ստացած դոզան կմեծանա) և ցրումը (ցրումը նվազեցնում է պատկերի հստակությունը): Ավելի մեծ էներգիաների դեպքում նվազում է դետեկտորների էֆեկտիվությունը:

Ամփոփելով, կարելի է ասել, որ ախտորոշման համար «իդեալական» ռադիոնուկլիդը պետք է ունենա հետևյալ հատկությունները՝ մեկ ինտենսիվ գամմա-գիծ 100-200 կէՎ էներգիաների տիրույթում, տրոհվի իզոմերային անցումով կամ էլեկտրոնային զավթումով, կիսատրոհման պարբերությունը մոտ է հետազոտման համար անհրաժեշտ ժամանակին։ Օրինակ՝ ^{99m}Tc-ը հարմար է բոլոր նշված տեսակետներից և այդ պատճառով հաճախ կիրառվում է։ Միևնույն տարրի ռադիոնուկլիդների և կայուն իզոտոպների քիմիական հատկությունները և ֆարմակոկինետիկան չեն տարբերվում։ Այդ պատճառով ռադիոնուկլիդի առկայությունը չի փոխում քիմիական միացության հատկությունները և միաժամանակ թույլ է տալիս հետևել դրա տարածմանը օրգանիզմում արտաքինից։ Քիմիական միացությունը, որը ներառում է ռադիոնուկլիդը, որոշում է ռադիոդեղորայքի կուտակման վայրը և ժամանակը, դուրսբերման ձևը և ժամանակը, քիմիական փոխակերպումները։ Հենց քիմիական միացության ճիշտ ընտրությունն է թույլ տալիս օգտագործել տարբեր ռադիոդեղորայքները տարբեր տեսակի հետազոտությունների նպատակով։ Աղյուսակ 3.1-ում բերված են ^{99m}Tc ռադիոնուկլիդը ներառող մի քանի միացությունների անվանումները և դրանց կիրառմամբ հետազոտվող օրգանները։

Հետազոտում	Ռ-ադիո իզո- տոպ	γ-ճառա- գայթման էներգիա (կէՎ)	Կիսա- տրոհման պարբե- րություն	Ռադիո- դեղորայքի միջազգային անվանումը	Ակտիվու- թյունը (ՄԲք)
Ոսկորների սկանավորում	^{99m} Tc	140	6 ժամ	Phosphonates/ Bisphosphonates	800
Սրտանոթի պերֆուզիայի սկանավորում	^{99m} Tc	140	6 ժամ	tetrofosmin; Sestamibi	700
Վահանաձև գեղձի սկանավոևում	^{99m} Tc	140	6 ժամ	Sestamibi	
Ուղեղի սկանավոևում	^{99m} Tc	140	6 ժամ	HMPAO; ECD	555-1110

Աղյուսակ 3.1. ^{99m}Tc ռադիոնուկլիդը ներառող որոշ միացությունների անվանումները և դրանց օգտագործման նպատակները։

ՊՃՏ-ի դեպքում, ինչպես գիտենք, օգտագործվում են պոզիտրոն-առաքիչներ և գրանցվում է անիհիլյացիայի հետևանքով առաջացած *չ*-ճառագայթումը։ Օգտագործվում են ¹⁵Օ նշակիր ջուրը, թթվածինը, ածխածնի երկօքսիդը, ¹⁸F նշակիր ֆտորդեզօքսիգլյուկոզան, ուրոցիլը և այլն։

Ռադիոդեղորայքի արտադրման ընթացքը ներառում է հետևյալ պրոցեսները՝

- ռադիոնուկլիդի ստացում,
- ռադիոդեղորայքի սինթեզում ռադիոքիմիական լաբորատորիայում,
- ռադիոդեղորայքի որակի ստուգում,
- ռադիոդեղորայքի նախընտրելի փաթեթավորում։

Ռադիոդեղորայքի որակը որոշվում է ֆիզիկական` ռադիոնուկլիդային մաքրություն, ծավալային ակտիվություն, տեսակարար ակտիվություն, քիմիական`ռադիոքիմիական և քիմիական մաքրություն, և կենսաբանական` ստերիլությունը հատկանիշներով:

Քժշկության մեջ օգտագործվող ռադիոնուկլիդները ստանում են նեյտրոնների կամ լիցքավորված մասնիկների հոսքերի կիրառմամբ։

Պարզաբանում

Ռադիոնուկլիդային մաքրությունը – նպատակային ռադիոնուկլիդի և ռադիոդեղորայքի ընդհանուր ակտիվության հարաբերությունն է։

Ծավալային ակտիվություն – դեղորայքի 1 մլ ծավալի ակտիվությունը։

Sեսակարար ակտիվություն – միավոր զանգվածի ակտիվությունը:

Ոսադիոքիմիական մաքրություն – ռադիոդեղորայքում անհրաժեշտ քիմիական վիճակում գտնվող ռադիոնուկլիդի մասը։

3.1 ՌԱԳԻՈՆՈԻԿԼԻԳՆԵՐԻ ԿՈՒՏԱԿՄԱՆ ՌԵԱԿՏՈՐԱՅԻՆ ՄԵԹՈԳՆԵՐԸ

Ռադիոակտիվ նուկլիդները կիրառվում են ո'չ միալն բժշկության, այլև տարբեր ոլորտներում։ Այդ նուկլիդների հիմնական մասը ստանում են ճառագայթելով նյութը նելտրոններով։ Մեծ ինտենսիվությամբ նեյտրոնների հոսքերի աղբյուր են միջուկային ռեակտորները, որոնք և կարող են օգտագործվել տվյալ նպատակով։ Ռեակտորներում նեյտրոնները առաջանում են 235U-ի բաժանման հետևանքով: Հայտնի է, որ 235 U-ի յուրաքանչյուր միջուկի բաժանումը huuatgunit ξ thu 2 Ut 4 tutpahujni ~ 2,5 tpupphujhu μ atjuphuների առաջացմանը։ Երկրորդային նեյտրոնների մի մասը հետագայում ծախսվում է ռեակտորի վառելիքի բաժանման ռեակցիաների առաջազման վրա, մյուսը կլանվում է սարքավորման կողմից։ Սակայն, առաջացած նեյտրոնների մի մասը կարող է օգտագործվել թիրախների ճառագայթման նպատակով։ Նելտրոնների կյանման շնորհիվ թիրախի սկզբնական կայուն նուկլիդը վերածվում է *նպատակային* ռաղիոակտիվ նուկլիդի, որն առանձնացվում է ռադիոքիմիական բաժանմամբ: Նեյտրոնների կյանման (n, γ), (n,p), (n, α), (n, 2n) ռեակզիաների հետևանքով թիրախը կազմող կայուն իզոտոպները վերածվում են ռաղիոակտիվի։ Փոխակերպումը կարող է ընթանալ մեկ կամ ավելի փուլերով։

Բերենք որոշ միջուկային ռեակցիաների օրինակներ, որոնք կիրառվում են միջուկային ռեակտորներում ռադիոնուկլիդների ստացման նպատակով:

1. Նեյտրոնների ռադիացիոն գրավում (ո, γ): Այդպիսի ռեակցիայի պարզագույն օրինակ է հանդիսանում կոբալտի ակտիվացումը ⁵⁹Co(n, γ) ⁶⁰Co սխեմայով .



2. Նեյտրոնների ռադիացիոն գրավում (n, γ), որը ուղեկցվում է միջանկյալ միջուկի տրոհմամբ (սովորաբար դա β -տրոհում է)։ Sրոհման արդյունքում առաջանում է նպատակային ռադիոնուկլիդը։ Այս դեպքում նպատակային ռադիոնուկլիդը և թիրախը տարբեր քիմիական տարրերի իզոտոպներ են։ Այսպիսի սխեմայի օրինակ է հանդիսանում ¹²⁵I-ի կուտակումը ¹²⁴Xe-ի թիրախի ճառագայթման ժամանակ.



3. Նեյտրոնի ռաղիացիոն գրավում (ո, γ), որի արդյունքում առաջացած միջանկյալ միջուկը տրոհվում է կայուն նուկլիդի, որը, իր հերթին, կլանելով նեյտրոնը (ո, γ) ռեակցիայով, վերածվում է նպատակային ռադիոնուկլիդի: Օրինակ՝ ¹⁵³Gd-ի կուտակումը ¹⁵¹Eu-ի թիրախի ճառագայթման ժամանակ.



4. Հաջորդաբար երկու կամ ավելի նեյտրոնների ռադիացիոն գրավում։ Այս ռեակցիան հիմնականում օգտագործվում է տրանսուրանային էլեմենտների կուտակման ժամանակ։ Օրինակ՝ ¹⁸⁸W կուտակումը ¹⁸⁶W թիրախի ճառագայթման ժամանակ.



5. Լիցքավորված մասնիկների առաջացմամբ միջուկային ռեակցիաներ։ Օրինակ՝

${}^{32}S(n, p){}^{32}P$, ${}^{6}Li(n, \alpha){}^{3}H$

Ի տարբերություն (n, γ) ռեակցիայի, նմանատիպ միջուկային ռեակցիաները, որպես կանոն, ունեն շեմային բնույթ, այսինքն՝ իրականանում են, եթե նեյտրոնների էներգիան ավելի բարձր է, քան ռեակցիայի էներգետիկ շեմը։

6. Նեյտրոնների ոչ առաձգական ցրում (ո, ո'): Օրինակ՝ կայուն ¹¹⁷Sn-ի ճառագայթման ժամանակ մետաստաբիլ ^{117m}Sn ռադիոակտիվ միջուկի առաջացումը։ Այս ռեակցիան նույնպես շեմային է։

 117 Sn(n, n') 117m Sn

7. (*n*, *f*) բաժանման ռեակցիայի հետևանքով առաջանում են մեծ քանակությամբ ռադիոնուկլիդներ:

Վերոհիշյալ օրինակները կրում են պարզեցված բնույթ։ Գործնականում ճառագայթվող թիրախը շատ հաճախ պարունակում է նուկլիդների խառնուրդ է և ճառագայթման ժամանակ իրականանում են մեծ քանակությամբ բազմատեսակ միջուկային ռեակցիաներ, որոնք հանգեցնում են բավականին բարդ միջուկային փոխակերպումների և կուտակման շղթաների։ Որպես օրինակ բերենք ռեակտորում բնական իզոտոպային բաղադրությամբ տելուրի ճառագայթման ժամանակ տեղի ունեցող միջուկային փոխակերպումների սխեման (նկ. 3.1):



Նկ. 3.1. Ռեակտորում բնական իզոտոպային բաղադրությամբ տելուրի ճառագայթման ժամանակ տեղի ունեցող միջուկային փոխակերպումների շղթա

Այսպիսի ճառագայթման հիմնական նպատակն է ¹³¹I ռադիոնուկլիդի կուտակումը։ Ինչպես երևում է գծանկարից, սրա հետ մեկտեղ գոյանում են բավականին մեծ քանակությամբ այլ ռադիոակտիվ և կայուն յոդի և տելուրի նուկլիդներ, որոնք այսպես թե այնպես որոշում են կուտակված պրեպարատի որակը (ռադիոնուկլիդային պրեպարատ ասելով հասկանանք նպատակային և այլ կուտակվող նուկլիդների խառնուրդը)։ Միջուկային ռեակտորում կուտակվող ռադիոնուկլիդային տեսակարար ակտիվությունը և ռադիոնուկլիդային մաքրությունը կախված են ճառագայթման ռեժիմից, հոսքի խտությունից, նեյտրոնների էներգիայից, ճառագայթման ժամանակից և թիրախի հարստացման աստիճանից։ Օրինակ` պրեպարատի տեսակարար ակտիվության մեծացման նպատակով օգտագործվում են հարստացված թիրախներ։ Չնայած հարստացված թիրախի թանկությանը, մի շարք դեպքերում այսպիսի մոտեցումը միակ հնարավորն է պրեպարատի պահանջվող որակի ապահովման համար։

Ընդիանուր առմամբ j նուկլիդի միջուկների քանակության փոփոխության x_j արագությունը ճառագայթման ընթացքում նկարագրվում է հետևյալ դիֆերենցիալ հավասարմամբ՝

$$\frac{dx_j}{dt} = \sum_m a_{(m \to j)} x_m - \sum_n b_j^n x_j:$$
(3.1)

Հավասարման աջ մասի առաջին անդամը նկարագրում է į միջուկի առաջացման արագությունը *m* միջուկներից, իսկ երկրորդը՝ j միջուկների կորստի արագությունը բոլոր հնարավոր *n* կանալներով: a և b գործակիցները j միջուկի առաջացմանը կամ կորստին հանգեցնող միջուկային ռեակցիաների (տրոհում, (n, γ)-ռեակցիաներ և այլն) արագություններն են։ Կուտակման ռեակցիայի օպտիմալացման գործընթացը հանգեցվում է նպատակային ռաղիոնուկլիդի առաջացման արագության մեծացման և դրա կորստի արագության փոքրացման գործընթացին։ Քանակապես միջուկային ռեակցիայի արագության փոփոխությունը որոշվում է ոչ միայն նեյտրոնների հոսքի խտությամբ, այլ նաև նուկլիդների ֆիզիկական հաստատունով` հերթին միջուկների նեյտրոնային փոխազդեցության առաջին կտրվածքներով։ Փոխազդեցության կտրվածքը կախված է նեյտրոնի էներգիայից, ընդ որում՝ մի քանի էՎ էներգիայի դեպքում այն փոխվում է $\frac{1}{\sqrt{E}}$ օրենքին համաձայն։ Որպես օրինակ նկ. 3.2-ում բերված է նեյտրոնային փոխազդեցության կտրվածքների էներգետիկ կախվածությունը ¹⁰³Rh միջուկի համար։



Նկ․3.2. ¹⁰³Rh միջուկի նեյտրոնային կլանման կտրվածքի էներգետիկ կախումը:

Գործնականում միջուկների փոխակերպումները հաշվարկելիս ունենում են (3.1) տիպի հավասարումների համակարգ, որտեղ հավասարումների թիվը համապատասխանում է տվյալ դեպքում դիտարկվող ռաղիոնուկլիդների քանակին:

Ընդհանուր դեպքերում i-րդ միջուկային ռեակցիայի արագությունը նեյտրոնային ճառագայթման ներքո, օրինակ` $b_i(t)$ -ն այսինքն i տիպի միջուկային փոխակերպումների թիվը միավոր ժամանակում, որոշվում է հետևյալ բանաձևով.

$$b_i(t) = \int_0^\infty \sigma_i(E) \Phi(E, t) dE, \qquad (3.2)$$

որտեղ՝ $\sigma_i(E) - bi$ -րդ միջուկային ռեակցիայի նեյտրոնային կտրվածքն է (uմ²), իսկ $\Phi(E, t)$ -ը նեյտրոնների հոսքի խտությունը ժամանակի t պահին (uմ⁻² վ⁻¹) E էներգիայի դեպքում:

Հաշվարկների ժամանակ հիմնականում ենթադրվում է, որ նետրոնների գումարային հոսքի խտությունը կարող է ներկայացվել երկու բաղադրիչների տեսքով՝ ջերմային և ռեզոնանսային։ Այդ դեպքում (3.2) հավասարումը պարզեցվում է և կարող է ներկայացվել հետևյալ տեսքով՝

$$b_i(t) = K_{\iota/h\varrho}\sigma_i(E_0)\Phi_{\varrho t \rho \iota}(t) + I_{in t q}\varphi_{\varrho t \rho \iota}(t) , \qquad (3.3)$$

որտեղ՝ $\sigma_i(E_0)$ -ը i-րդ միջուկային ռեակցիայի ջերմային կտրվածքն է (ud^2) ($E_0 = 0.025$ էՎ նետրոնների էներգիայի դեպքում):

 $\Phi_{gnpu}(t)$ – ջերմային նեյտրոնների ինտեգրալային հոսքի խտությունն է (ամ⁻² վ⁻¹):

 K_{ilpg} – ջերմային կտրվածքի միջինացման գործակիցը (ըստ ջերմային նեյտրոնների էներգետիկ սպեկտրի):

 I_{intq} – i-րդ միջուկային ռեակցիայի արդյունարար ռեզոնասային ինտեգրալ (ամ²):

 $arphi_{n k q}(t)$ – ն ռեզոնանսային նեյտրոնների հոսքի խտությունը (սմ⁻² վ⁻¹):

Եթե ջերմային նեյտրոնների կտրվածքի էներգետիկ կախվածությունը ունի $\frac{1}{\sqrt{E}}$ տեսքը, ապա K_{dhg} -նը կորոշվի հետևյալ արտահայտությամբ՝

$$K_{ulpg} = [\pi(T_0/T)/2]^{1/2}, \qquad (3.4)$$

որտեղ $T_0 = 293.6$ K, T-ն նեյտրոնային գազի ջերմաստիճանն է ճառագայթման կետում։

Էֆեկտիվ ռեզոնանսային ինտեգրալի ներմուծումը թույլ է տալիս հաշվի առնել ճառագայթվող նյութի ռեզոնանսային ինքնաէկրանավորման էֆեկտն իրական թիրախում, այսինքն միջուկային ռեակցիայի արագության նվազումը (մեկ միջուկի հաշվարկով) այն դեպքի համեմատ, երբ նեյտրոնների հետ փոխազդում է յուրաքանչյուր միջուկ (իրական թիրախում փոխազդում են նեյտրոնները և մակերեսային միջուկները)։

Իրական ճառագայթման պայմաններում այս կամ այն ռադիոնուկլիդի կուտակման հաշվարկի ժամանակ առավել կարևոր խնդիր է հանդիսանում միջուկային ռեակցիաների արագությունների որոշումը։ Հաշվարկելով ռեակցիաների արագությունները՝ կարելի է ինտեգրել (3.1) հավասարումների համակարգը և որոշել յուրաքանչյուր նուկլիդի միջուկների քանակը ժամանակի *t* պահին:

ճառագայթման օպտիմալ ռեժիմի ապահովումը գործնականում հանգեցվում է ռեակտորում այնպիսի տեղի ընտրությանը, որում նեյտրոնների հոսքի խտությունն ու սպեկտրը այնպիսին են, որ ճիշտ ընտրված ճառագայթահարման ժամանակի դեպքում կարելի է ստանալ պահանջվող որակի նպատակային ռադիոնուկլիդը։ Ռադիոնուկլիդների կուտակման համար օգտագործվող հետազոտական միջուկային ռեակտորներում, որպես կանոն, կան թիրախների ճառագայթման համար նախատեսված բազմաթիվ տեղեր։ ճառագայթման տեղի փոփոխումը թույլ է տալիս փոփոխել կուտակման ռեժիմը՝ կախված այս կամ այն ռադիոնուկլիդի գոյացման առանձնահատկություններից։

Օրինակ` նկ. 3.3-ում բերված է СМ տիպի հետազոտական ռեակտորի սխեմատիկ պատկերը։ Ռեակտորում թիրախների ճառագայթման համար նախատեսված տեղերում ջերմային նեյտրոնների հոսքերի խտությունները փոխվում են $10^{14}-10^{15}$ ամ⁻²վ⁻¹ տիրույթում, արագ նեյտրոնների (E > 0.1 ՄէՎ) հոսքի առավելագույն խտությունը 10^{15} ամ⁻²վ⁻¹ է։ Ճառագայթման համար նախատեսված տեղերից յուրաքանչյուրը օգտագործվում է այնպիսի ռադիոնուկլիդի կուտակման համար, որի դեպքում այդ տեղում ռադիոնուկլիդի առաջացման և դրա քանակի նվազման արագությունների հարաբերակցությունը առավելագույնս շեղված է հետաքրքրող ռեակցիայի ուղղությամբ։



Նկ․3.3. CM ռեակտորի քարտեզագրումը (Դիմիտրովգրադի գիտահետազոտական ինստիտուտի փորձարարական ռեակտոր)։ Օղակներում պատկերված են թիրախների տեղադրման համար նախատեսված տեղերը։

Այն դեպքերում, երբ նպատակային ռադիոնուկլիդի առաջացմանը հասցնող ռեակցիաները ունեն փոքր կտրվածքներ, օգտագործվում են առավելագույն նեյտրոնային հոսքեր ապահովող հատվածները։ Շեմային ռեակցիաների հետևանքով առաջացող նուկլիդների դեպքում օգտագործվում են ռեակտորի ակտիվ գոտում գտնվող վայրերը, որտեղ արագ նեյտրոնների հոսքերի խտությունն առավելագույնն է։

Ռեակտորային մեթոդով ստանում են տարբեր բնագավառներում օգտագործվող ռադիոնուկլիդներ։ Քժշկության համար կարևոր նշանակություն ունեցող ռադիոնուկլիդներն են ⁹⁹Mo (ստացվում է որ-

պես ²³⁵U-ի բաժանման արգասիք և օգտագործվում է որպես ^{99m}Tc գեներատոր), ⁶⁰Co (ստացվում է բնական կոբալտի թիրախի ակտիվացմամբ), ¹³¹I (ստացվում է բնական Te թիրախի ճառագայթմամբ կամ որպես բաժանման արգասիք), ¹⁹²Ir (ստացվում է բնական իրիդիումի ակտիվացմամբ), ¹⁴C (ստացվում է ¹⁴N(n, p) ռեակցիայի միջոցով), ³²P (ստացվում է ³²S (p, n) ռեակցիայի միջոցով):

Ռեակտորային մեթոդի հիմնական առավելությունն է միաժամանակ ռադիոնուկլիդների մեծ քանակությունների ստացման հնարավորությունը, ինչը հնարավոր է ինչպես թիրախների մեծ զանգվածի, այնպես էլ նեյտրոնների հոսքերի մեծ խտությունների շնորհիվ:

Որոշ արժեքավոր ռադիոնուկլիդներ կարելի է առանձնացնել օգտագործված վառելիքից։

Ռեակտորային մեթոդի թերություններն են՝ հնարավոր է ստանալ միայն նեյտրոնավելցուկային, երկարակյաց ռադիոնուկլիդներ, թիրախում միաժամանակ առաջանում են նաև անցանկալի ռադիոնուկլիդներ (այս թերությունը մասամբ լուծվում է հարստացված թիրախի օգտագործմամբ)։ Բացի այդ, առաջանում են մեծ քանակությամբ ռադիոակտիվ թափոններ։

Աշխարհում այսօր արտադրվող ռադիոնուկլիդների 85% կազմում է ⁹⁹Mo, որը ^{99m}Tc-ի գեներատոր է հանդիսանում։ Հենց ռեակտորներն են ապահովում ^{99m}Tc-ի հիմնական քանակը։ Սակայն անվտանգության խնդիրներից ելնելով՝ մշակվում և կիրառվում են այս իզոտոպի ստացման այլընտրանքային մեթոդներ։

3.2 ՌԱԳԻՈՆՈՒԿԼԻԳՆԵՐԻ ՍՏԱՑՈՒՄԸ ԱՐԱԳԱՑՈՒՑԻՉՆԵՐԻ ՕԳՆՈՒԹՅԱՄԲ

Ռադիոնուկլիդների ստացման արագացուցչային եղանակն ունի մի շարք առավելություններ: Արագացուցիչների օգնությամբ հնարավոր է ստանալ կարճապրող թեթև էլեմենտներ, այդ թվում՝ պոզիտրոն-առաքիչներ, որոնք առավել արդյունավետ են կենսաբժշկական հետազոտություններ անցկացնելիս, քանի որ հնարավորություն են տալիս կրկնել հետազոտումները փոքր ժամանակամիջոցներում, նաև կյանքի կարճ տևողության շնորհիվ ապահովում են հետազոտվողի և հետազոտողի ճառագայթման փոքր դոզային ծանրաբեռնվածությունը:

Բժշկության մեջ կիրառվող արագացուցիչները բաժանվում են 4 խոշոր խմբերի․

- Ռադիոնուկլեդների արտադրության և վաճառքի համար նախատեսված:
- ՊճՏ-ի համար նախատեսված։
- Քաղցկեղի պրոտոնային և նեյտրոնային թերապիաների համար նախատեսված:
- Բազմանպատակային։

Ռադիոնուկլիդների ստացման համար հիմնականում օգտագործվում են ցիկլատրոններ, որոշ դեպքերում էլեկտրոնային և պրոտոնային գծային արագացուցիչներ։

Ցիկլատրոնի հիմանական աշխատանքային մասը բաղկացած է վակուումային իցիկում որոշակի հեռավորության վրա տեղադրված դատարկ մետաղական կիսասկավառակներից, որոնք միացված են բարձր հաճախականությամբ գեներացվող փոփոխական հոսանքին և գտնվում են սկավառակների մակերեսի նկատմամբ ուղղահայաց ուղղված մագնիսական դաշտի ազդեցության տակ։ Լիցքավորված մասնիկները առաքվում են կիսասկավառակների մեջտեղում գտնվող կետում և մագնիսական դաշտի առկայության պատճառով շարժվում են շրջանագծով։ Էլեկտրական փոփոխական դաշտի հաճախականությունը ընտրվում է այնպես, որ ամեն անգամ, երբ մասնիկները գտնվում են երկու կիսասկավառակների միջև, նրանք ստանում են արագացում։ Արդյունքում մասնիկների շարժման հետագիծը լինում է պարուրաձև։ Ցիկլատրոնից դուրս բերված լիցքավորված մասնիկների փունջը ուղղորդում են թիրախի վրա, որում կատարվում է մեկ նուկլիդի միջուկային վերափոխումը մյուսի (նկ. 3.4)։



Նկ. 3.4. Ցիկլատրոնի սխեմատիկ պատկերը` 1-լիցքավորված մասնիկների առաքման կետ, 2-արագացվող մասնիկների հետագիծ, 3-մետաղական կիսասկավառակներ (դուանտներ), 4-արագացնող դաշտի գեներատոր։

Ցիկլատրոններում արագացվում են պրոտոններ, դեյտրոններ, հելիումի միջուկներ։ Արագացման էներգիաներից կախված՝ ցիկլատրոնները պայմանականորեն բաժանում են չորս մակարդակների։ Աղյուակ 3.2-ում բերված են I-IV մակարդակների ցիկլատրոնների բնութագրերը՝ արագացման էներգիաների տիրույթները և այն ռեակցիաները, որոնք կարելի է իրականացնել։

Յիկլատրոն	Պրոտոնների էներգիա, ՄէՎ	Միջուկային ռեակցիաներ	Արտադրվող հիմնական ռադիոնուկլիդները
Մակարդակ I	≤ 10	(p,n), (p,α)	¹¹ C, ¹³ N, ¹⁵ O, ¹⁸ F
Մակարդակ II	≤ 20	(p,n), (p,α)	¹¹ C, ¹³ N, ¹⁵ O, ¹⁸ F, ⁶⁷ Ga, ¹⁰³ Pd, ¹⁰⁹ Cd, ¹¹¹ In, ¹²³ I, ¹²⁴ I, ¹⁸⁶ Re

Աղյուսակ 3.2. Տարբեր մակարդակների ցիկլատրոնների բնութագրերը

Մակարդակ III	≤ 45	(p,pn), (p,2n), (p,3n) և այլն	 ²²Na, ³⁸K, ⁵⁷Co, ⁶⁷Ga, 68Ge, ⁷³Se, ⁷⁵⁻⁷⁷Br, ⁸¹Rb (⁸¹Kr), ¹¹¹In, ¹²³I, ²⁰¹Tl, ²²⁵Ac
Մակարդակ IV	≤ 200	(p,4n), (p,5n) և այլն	²² Na, ²⁸ Mg, ⁵² Fe ⁶⁷ Cu, ⁷² Se (⁷² As), ⁸¹ Rb (⁸¹ Kr), ⁸² Sr (⁸² Rb), ¹⁰³ Pd, ¹⁰⁹ Cd, ^{117m} Sn, ¹²³ I, ¹⁴⁹ Tb, ²⁰¹ Tl

Ռադիոնուկլիդի ստացման գործընթացը բաղկացած է թիրախի պատրաստումից, ճառագայթումից և վերջնական ռադիոակտիվ պրեպապատի պատրաստումից:

Թիրախը կորող է գտնվել վակուումային խցիկում (ներքին թիրախ) կամ խցիկից դուրս (արտաքին թիրախ)։ Առաջին դեպքում թիրախը կարելի է ճառագայթել մասնիկների մեծ (հարյուրավոր միկրո Ամպեր) հոսքերով և ստանալ մեծ ակտիվություններ։

Սակայն այս դեպքում թիրախը շատ է շիկանում և անհրաժեշտ է օգտագործել հատուկ սառեցման համակարգ։ Օրինակ՝ Էմերշեմի (Անգլիա) ռադիոքիմիական կենտրոնում թիրախանյութով պատվում է հատուկ պղնձե սկավառակը։ Սկավառակը պտտվում է ճառագայթման ընթացում։ Սառեցումը կատարվում է սկավառակի հիմքի միջով սառը ջուր մղելու միջոցով։ Այս դեպքում թիրախը ճառագայթում են 750 մկԱ հոսանքով։ Քանի որ ճառագայթված թիրախը ունի շատ մեծ ակտիվություն, խցիկից թիրախի հեռացումը ավտոմատացված է։

Արտաքին թիրախի դեպքում մասնիկների հոսքերը շատ ավելի փոքր են (100 մկԱ ոչ ավելի)։ Սակայն այս դեպքում թիրախ հանդիսացող նյութի քանակը կարող է զգալիորեն ավելի մեծ լինել։

Որպես թիրախ կարող են օգտագործվել մետաղները, աղերը, փոշիաձև նյութերը, գազերը:

Սովորաբար, լիցքավորված մասնիկներով ճառագայթման դեպքում թիրախում առաջացող նպատակային ռադիոնուկլիդը թիրախից տարբերվող քիմիական տարր է: Այսինքն, ճառագայթված թիրախը նպատակային ռադիոնուկլիդից բացի այդ տարրի այլ կայուն իզոտոպներ չի պարունակում: Օրինակ՝ եթե ջուրը ճառագայթենք ³He իոններով և իրականացնենք ${}^{16}O({}^{3}\text{He}, p){}^{18}\text{F}$ ռեակցիան, ճառագայթված ջրում առկա կլինեն ֆտորի միայն ռադիոակտիվ ատոմներ։ Այս դեպքում քիմիական բաժանումը շատ ավելի հեշտ է։

Հիշենք, որ նեյտրոններով ճառագայթման դեպքում թիրախի և նպատակային ռադիոնուկլիդի քիմիական տարրը որոշ դեպքերում նույնն էին, օրինակ՝ 59 Co(n, γ) 60 Co 117 Sn(n,n') 117m Sn: Բացի այդ, թիրախը կարող էր պարունակել նպատակային ռադիոնուկլիդից բացի նույն տարրի այլ կայուն և ռադիոակտիվ իզոտոպներ։ Որպես օրինակ հիշենք՝ 131 I ռադիոնուկլիդի կուտակման նպատակով ռեա-կտորում բնական իզոտոպային բաղադրությամբ տելուրի ճառագայթման դեպքը։

Արագացուցիչների օգնությամբ կարելի է ստանալ այնպիսի ռադիոնուկլիդներ, որոնց ստացումը նեյտրոնային ռեակցիաներում անհնար է, մասնավորապես պրոտոնավելցուկային միջուկներ, որոնք մեծ մասամբ տալիս են β^+ -տրոհում կամ *k*–գրավում։ Պոզիտրոնառաքիչներն օգտագործվում են ՊճՏ-ում, իսկ *k*–գրավում տրոհվող իզոտոպները՝ ռենտգենոֆլյուրեսցենտային անալիզում և ռադիոգրաֆիայում։ Օրինակ՝ ¹⁸O(*p*, *n*)¹⁸F, ¹⁴N(*p*, *a*)¹¹C ռեակցիաների շնորհիվ կարելի է ստանալ ՊճՏ-ում օգտագործվող ¹⁸F և ¹¹C ռադիոնուկլիդները։

Արագացուցիչների օգնությամբ ստանում են նաև ՄՖՃՀՏ-ում օգտագործվող իզոտոպներ։ Օրինակ՝ $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$ ռեակցիայի չնորհիվ ստանում են ախտորոշման համար օգտագործվող ^{123}I ռա-դիոիզոտոպը, ինչը հնարավոր չէ ռեակտորներում։

Ցիկլատրոնների կիրառական առավելություններից է նաև այն փաստը, որ այն կարելի է տեղադրել անմիջապես ռադիոնուկլիդները սպառող կազմակերպությունում (ախտորոշման կենտրոնում), ինչը բույլ կտա օգտագործել կարճապրող (¹⁵O, T_½ = 2 p; ¹³N T_½ = 10 p) նուկլիդներ։

 $^{100}{
m Mo}(p,\ 2n)^{99{
m m}}{
m Tc}$ ռեակցիան իրականացնելով, կարելի է ստանալ նաև ախտորոշման նպատակով ամենահաճախ օգտագործվող $^{99{
m m}}{
m Tc}$ ռադիոիզոտոպը: Ինչպես երևում է աղյուսակ 3.2-ից, նույն ռադիոնուկլիդը կարելի է ստանալ տարբեր ռեակցիաներում։ Օպտիմալ է համարվում այն ռեակցիան, որը ունի ավելի մեծ կտրվածք։ Կարևոր է նաև թիրախի արժեքը, ստացված պրեպարատի քիմիական և ռադիոմաքրությունը։ Ռադիոքիմիական մաքրությունը ապահովելու համար որոշ դեպքերում օգտագործում են թանկարժեք հարստացված թիրախներ, ինչը հեշտացնում և էժանացնում է ռադիոքիմիական բաժանման գործընթացը:

Ռադիոնուկլիդի զանգվածի ց [գ] և դրա ակտիվության C [Կի] միջև կապն այսպիսին է՝

$$g = 0.884 \cdot 10^{-13} \text{ CAT}_{\frac{1}{2}}, \tag{3.5}$$

որտեղ A-ն ռադիոնուկլիդի ատոմային զանգվածն է, $T_{\frac{1}{2}}$ -ը կիսատրոհման պարբերությունը (վ)։ Օգտվելով բանաձևից կարելի է հաշվել, որ 1 մԿի ակտիվությունն ունի ¹⁸F-ի ընդամենը 1·10⁻¹¹ գրամը։ Օրինակը ցույց է տալիս, որ այս դեպքում հնարավոր է ունենալ մեծ ակտիվություն փոքր զանգվածում, ինչը թույլ է տալիս ստանալ ռադիոնուկլիդի բաշխման հստակ պատկեր, նաև նվազեցնել հիվանդի թունավորման ռիսկը տարրի կայուն իզոտոպների ազդեցությունից։

Ցիկլատրոնների օգնությամբ արտադրվող ռադիոնուկլիդների ցանկը բերված է աղյուսակ 3.3-ում։ Ռեակցիաների ելքերը տատանվում են մեծ տիրույթում և կախված են փոխազդեցության էներգիայից։ Օրինակ՝ էներգիայի բարձրացումը 15-ից մինչև 22 ՄէՎ հանգեցնում է ⁴⁰Ar (α , p) ⁴³K ռեակցիայի ելքի մեծացմանը 0,9 մինչև 4 մկԿի/ժ 50 մկԱ հոսանքի դեպքում։ ¹⁰B (d, n) ¹¹C ռեակցիայի ելքը աճում է 167 մինչև 500 մկԿի/ժ էներգիայի 7,5 ՄէՎ մինչև 11,5 ՄէՎ փոփոխվելու դեպքում։ Աղյուսակ 3.3. Ցիկլատրոններում ստացվող ռադիոիզոտոպների բնութագրերը և օգտագործման բնագավառը։ Բնութագրական ռենտգենյան ճառագայթումը էլեկտրոնային զավթման (ԵՉ) և անիհիլյացիոն ճառագայթումը β⁺- տրոհման ժամանակ աղյուսակում բերված չէ։

Իրականաց-	Ռադիո	Կիսա-	Տրոհման տեսակը,	Կիրառման
վող	նուկլիդ	տրոհման	առաքվող	բնագավառը
ռեակցիա		պարբե-	ճառագայթումը և	
		րություն	դրա էներգիան,	
			ՄԷՎ	
7 Li (<i>p</i> . <i>n</i>)	⁷ Be	53 ор	t2; γ (0,478)	Արդունաբերու-
⁷ Li (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)				թյուն (նիշ),
6 Li (d, n)				ստանդարտ γ-
10 B (d, α)				աղբյուր
$^{10}\mathrm{B}\left(d,n\right)$	¹¹ C	20 p	β+(1,0)	Բժշկություն
11 B (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)				(ախտորոշում),
${}^{9}\text{Be}({}^{3}\text{He}, n)$				գյուղտնտեսու-
14 N (p, α)				թյուն (նիշ)
$^{12}C(^{3}He, \alpha)$				
$^{12}C(p, pn)$				
$^{12}C(d, n)$	¹³ N	10 p	β+(1,2)	Բժշկություն
				(ախտորոշում)
14 N (<i>d</i> , <i>n</i>)	¹⁶ O	2 p	β+(1,74)	Բժշկություն
				(ախտորոշում)
$^{16}O(^{3}\text{He}, n)$	¹⁸ F	112 ր	β+(0,63)	Բժշկություն
$^{16}O(\alpha, pn)$				(ախտորոշում)
²⁰ Ne (d, α)				
²⁰ Ne (³ He, α n)				
²⁴ Mg (d , α)	²² Na	2,6 տարի	β+ (0,54; 1,83); էՉ;	Ստանդարտ γ-
			γ (1,27)	աղբյուր, գյուղ-
				տնտեսություն
				(նիշ)
²⁷ Al (α , 3 p)	²⁸ Mg	21 đ ամ	β- (0,42); γ (0,03;	Բժշկություն
			0,40; 0,95; 1,35)	(ախտորոշում)
27 Al (p, d)	²⁶ Al	$7,4 * 10^5$	β+ (1,16); ቲՉ; γ	Արդունաբերու-
		տարի	(1,12; 1,83; 2,96)	թյուն (նիշ)
40 Ar (α , p)	⁴³ K	22 <i>d</i> uuմ	β- (0,83);	Բժշկություն
			γ (0,37; 0,63)	(ախտորոշում)

48 Ti (<i>p</i> , <i>n</i>)	⁴⁸ V	16 op	β+ (0,70); ቲ᠑; γ	Արդունաբերու-
⁴⁸ Ti (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)			(0,98; 1,31; 2,25)	թյուն (նիշ)
51 V (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	⁵¹ Cr	27,8 op	£2; γ (0,32)	Արդունաբերու-
				թյուն (նիշ),
				հիդրոլոգիա
				(նիշ),
				Բժշկություն
				(ախտորոշում)
52 Cr (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	⁵² Mn	5,7 ор	β+ (0,58); ±2; γ	Արդունաբերու -
⁵⁶ Fe (d, α)			(0,73; 0,94; 1,45)	թյուն (նիշ),
				գյուղտնտեսությ
				ուն (նիշ)
54 Cr (<i>p</i> , <i>n</i>)	⁵⁴ Mn	303 op	t2; γ (0,84)	Արդունաբերու-
⁵⁶ Fe (d , α)				թյուն (նիշ),
				գյուղտնտեսու-
				թյուն (նիշ)
50 Cr (3 He, <i>n</i>)	⁵² Fe	8,3 ປະເທ	β+ (0,80); Ε2; γ	Բժշկություն
52 Cr (3 He, 3 <i>n</i>)			(0,16)	(ախտորոշում)
50 Cr (α , 2 <i>n</i>)				
60 Ni (p, α)	⁵⁷ Co	267 ор	£9; γ (0,122; 0,136)	Բժշկություն
⁵⁸ Ni (p, pn)				(ախտորոշում),
⁵⁷ Ni				Մեսսբաուերի
⁵⁷ Ni ⁵⁷ Co				սպեկտրոսկոպի
				այի աղբյուր
⁶⁴ Ni $(d, 2n)$	⁶⁴ Cu	12,7 đuư	β- (0,57);	Բժշկություն
64 Ni (<i>d</i> , <i>n</i>)			β+ (0,66); t2;	(ախտորոշում),
			γ (1,34)	գյուղտնտեսու-
				թյուն (նիշ)
65 Cu (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	⁶⁵ Zn	250 op	β+ (0,32); ቲ᠑; γ	Արդունաբերու-
			(1,12)	թյուն (նիշ), հիդ-
				րոլոգիա (նիշ),
				գյուղտնտեսու-
				թյուն (նիշ),
				էկոլոգիյա (նիշ)
$^{66}Zn(d, n)$	⁶⁷ Ga	78 ժամ	t2; γ (0,09; 0,18;	Բժշկություն
65 Cu (α , 2n)	(0)		0,30)	(ախտորոշում)
66 Zn (α , 2n)	⁶⁸ Ge	288 ор	£2; γ (1,08)	⁰³Ga -þ
				գեներատոր

				(բժշկական
	=			ախտորոշում)
69 Ga (α , n)	⁷² As	26 đ ամ	β+ (2,5; 3,34); ±2;	Բժշկություն
			γ (0,63; 0,83)	(ախտորոշում),
				գյուղտնտեսու-
				թյուն (նիշ)
74 Ge (d, 2 <i>n</i>)	⁷⁴ As	17,5 đuư	β- (0,72; 1,36);	Բժշկություն
73 Ge (d, <i>n</i>)			β+ (0,91); էՁ;	(ախտորոշում),
71 Ga (α , n)			γ (0,60)	գյուղտնտեսությ
				ուն (նիշ)
75 As (<i>d</i> , <i>n</i>)	⁷⁵ Se	127 op	t2; γ (0,14; 0,27;	Բժշկություն
			0,40)	(ախտորոշում),
				գյուղտնտեսությ
				ուն (նիշ)
75 As(α , 2n)	⁷⁷ Br	57 ժամ	γ (0,24; 0,52)	Բժշկություն
				(ախտորոշում)
⁷⁹ Br (α , 2n)	⁸¹ Rb	4,6 ժամ	β+ (1,05); ЭЗ;	⁸¹ Kr -ի գեներա-
			γ (0,45; 1,1)	տոր (բժշկական
				ախտորոշում)
84 Kr (d 2n)	⁸⁴ Rb		β- (0,9);	Բժոկություն
81 Br (α, n)		33 op	β+ (0,8; 1,7); էՉ;	(unpunnnnanus)
$\operatorname{Dr}(\mathfrak{a},n)$			γ (0,88)	(uluuninziiu)
	⁸⁵ Sr			Բժշկություն
85 Rb (p, <i>n</i>)		65 on	$F_{9, \gamma}(0.51)$	(ախտորոշում),
85 Rb (d, 2 <i>n</i>)		05 011	(0,51)	գյուղտնտե-
				սություն (նիշ)
86 Kr(³ He 2n)	^{87/m} Sr	2.8 duus	$F_{9} \cdot \gamma (0.39)$	Բժշկություն
10(110, 21)	0.7	2,00000	ια, <u>Γ</u> (0,57)	(ախտորոշում)
0.5	⁸⁷ Y		$\beta + (0.47) \cdot F \Omega \cdot$	^{8 /m} Sr -ի գեներա-
⁸⁵ Rb (α , 2 n)		80 ժամ	$\gamma(0.48)$	տոր (բժշկական
			1 (0,70)	ախտորոշում)
¹¹⁰ Pd (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	¹¹⁰ Ag	253 ор	β- (0,09; 1,5);	Արդունաբերու-
			γ (0,66; 0,94)	թյուն (նիշ),
				հիդրոլոգիա
				(նիշ)
109 Ag (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	¹⁰⁹ Cd	470 op	<u></u> ቲ <u></u> ,γ (0,088)	Ստանդարտ γ-
				աղբյուր

110 Cd (d, <i>n</i>)	¹¹¹ In	67 ժամ	γ (0,17; 0,25)	Բժշկություն
111 Cd (p, <i>n</i>)				(ախտորոշում)
112 Cd (p, 2 <i>n</i>)				
109 Ag $^{(3)}$ He, <i>n</i>)				
¹¹⁴ Cd (α , n)	^{117m} Sn	14 op	γ (0,16)	Բժշկություն
				(ախտորոշում)
¹¹⁵ In (α , 2 <i>n</i>)	¹¹⁷ Sb	2,8 đuư	β+ (0,57); t ₂ ;	Բժշկություն
			γ (0,16)	(ախտորոշում)
¹²¹ Sb(α , 2n)	¹²³ I	13 ປະເທ	t2; γ (0,16)	Բժշկություն
123 Sb(3 He, $3n$)				(ախտորոշում)
122 Te (³ He,				
$(2n)^{123}$ Xe				
123 Xe $\rightarrow ^{123}$ I				
123 Te (<i>p</i> , <i>n</i>)				
127 I (α , 2n)	¹²⁹ Cs	32 <i>d</i> uu	t2; γ (0,38)	Բժշկություն
				(ախտորոշում)
131 Xe (<i>p</i> , <i>n</i>)	¹³¹ Cs	9,7 op	£2	Բժշկություն
131 Xe (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)				(ախտորոշում)
131 Xe (<i>d</i> , <i>n</i>)	¹³² Cs	6,6 op	β+(0,41); էՁ;	Բժշկություն
132 Xe (<i>p</i> , <i>n</i>)			γ (0,67)	(ախտորոշում)
132 Xe (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)				
139 La (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)	¹³⁹ Ce	140 op	t2; γ (0,166)	Ստանդարտ γ-
				աղբյուր
155 Gd (α , 2n)	¹⁵⁷ Dy	8,1 op	t2; γ (0,33)	Բժշկություն
159 Tb (p, <i>3n</i>)				(ախտորոշում)
200 Hg (d, n)	²⁰¹ Tl	73 ժամ	t2; γ (0,14; 0,17)	Բժշկություն
201 Hg (<i>d</i> , 2 <i>n</i>)				(ախտորոշում)
203 Tl(<i>p</i> , 3 <i>n</i>)				
²⁰¹ Pb				
$^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201\text{Tl}}$				
203 Tl (d, 2n)	²⁰³ Pb	52 <i>d</i> ɯմ	t2; γ (0,28; 0,40)	Բժշկություն
203 Tl (<i>p</i> , <i>n</i>)				(ախտորոշում)
206 Pb (d, 2n)	²⁰⁶ Bi	6,2 ор	β+ (0,98); է 2;	Բժշկություն
207 Pb (d, <i>3n</i>)			γ (0,18-1,72)	(ախտորոշում,
				բուժում)

3.3 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴԱՅԻՆ ԳԵՆԵՐԱՏՈՐՆԵՐ

Ռադիոնուկլիդային գեներատորները օգտագործվում են երկար ապրող մայր միջուկներից կարճ ապրող ռադիոնուկլիդների ստացման համար։

Քննարկենք ռադիոնուկլիդային գեներատորների աշխատանքի սկզբունքը ^{99m}Tc-ի գեներատորի օրինակի օգնությամբ։

Ինչպես արդեն գիտենք, ^{99m}Tc պարունակող ՌՖՊ-ները հաճախ են կիրառվում ախտորոշման նպատակով: ^{99m}Tc-ի կիսատրոհման պարբերությունը 6 ժամ է, այսինքն՝ անհրաժեշտություն է առաջանում այն արագ հասցնել սպառողին։ Սակայն կարելի է տեղափոխել ոչ թե ^{99m}Tc-ը, այլ դրա մայրական ⁹⁹Mo ռադիոնուկլիդը, որի կիսատրոհման պարբերությունը 66 ժամ է, իսկ ՌՖՊ-ը ստանալ անմիջապես սպառող լաբորատորիայում։ ⁹⁹Mo-ի տրոհման սխեման բերված է նկար 3.5-ում։



Նկ. 3.5.⁹⁹Mo-ի տրոհման սխեմա։

 99 Мо մեծ քանակությամբ ստանում են ռեակտորներում: Բարձր հարստացմամբ 235 U-ը ռեակտորում ճառագայթում են նեյտրոններով և իրականացնում 235 U + $n \rightarrow ^{99}$ Мо + 126 Sn + n ռեակցիան: Առա-ջացած տրոհման արգասիքներից անջատում են 99 Мо և աղսորբում են այն անօրգանական աղսորբենտի (օրինակ ալմոգելի) վրա (ипр-

բենտները կլանում և կուտակում են որոշակի նյութեր): ⁹⁹Мо-ը կլանած սորբենտը տեղադրում են քրոմոտոգրաֆիական սյան մեջ: Ժամանակի ընթացքում ⁹⁹Мо-ը տրոհվում է և առաջանում է ^{99m}Tc: Մոլիբդենը գտնվում է MoO_4^{2-} վիճակում և ամուր կապված է սորբենտին: Տեխնեցիումը գտնվում է TcO_4^- վիճակում և հեշտությամբ լվացվում է աղային լուծույթով (NaCl):

Գեներատորի սխեմատիկ պատկերը բերված է նկ. 3.6-ում։ Սյան վերնամասից լցնում են աղային լուծույթը, որը լվանում և սյունակից դուրս է բերում 99m Tc -ը Na 99m TcO₄ միացության տեսքով: Լվացվող Na 99m TcO₄ միացությունից սինթեզվում են անհրաժեշտ նշակիր միացություններ։ Գործողությունը կրկնվում է որոշ ժամանակ անց։



Նկ. 3.6. ^{99m}Tc –ի գեներատորի սխեմատիկ պատկերը

^{99m}Tc-ի կիսատրոհման պարբերությունը ~ 6 ժամ է և հավասարակշիռ վիճակը առաջանում է ~ 24 ժամ անց։ Սակայն հաճախ անհրաժեշտությունից ելնելով, լվացումը կատարվում է օրվա մեջ նույնիսկ մի քանի անգամ։ Գեներատորը ծառայում է մոտ մեկ ամիս։

 $^{99}{\rm Mo} \rightarrow {}^{99{\rm m}}{\rm Tc}$ տրոհման դինամիկ հավասարակշռված վիճակի դասական օրինակ է: Գենարատորի սյան մեջ պարունակվող ${}^{99}{\rm Mo}$ -ը տրոհվում է ${}^{99{\rm m}}{\rm Tc}$ –ի (86%) և ${}^{99}{\rm Tc}$ –ի (14%): T_{1/2}(${}^{99{\rm m}}{\rm Tc}$) ≈ 6 ժամ է,
$T_{1/2}(^{99}Mo) \approx 66$ ժամ է։ Երկու ռադիոիզոտոպների ակտիվության կախվածության կորերը ժամանակից բերված են նկ. 3.7-ում։ Ենթադրվում է, որ յուրաքանչյուր 24 ժամը մեկ տեխնեցիումն ամբողջապես հեռացվում է գեներատորից։



Նկ. 3.7. ⁹⁹Mo և ^{99m}Tc ռադիոնուկլիդների ակտիվության կախվածությունը ժամանակից:

Գրենք տրոհման օրենքը $^{99}{\rm Mo}$ և $^{99{\rm m}}{\rm Tc}$ ռադիոնուկլիդների հա-մար՝

$$dN_1/dt = -\lambda_1 N_1 \tag{3.6},$$

$$dN_2/dt = -\lambda_2 N_2 + \lambda_1 N_1, \qquad (3.7),$$

որտեղ N₁(t) և N₂(t) – համապատասխանաբար ⁹⁹Mo և ^{99m}Tc միջուկների թիվն է, իսկ λ_1 և λ_2 – դրանց տրոհման հաստատունները։ Այս համակարգի լուծումը սկզբնական N₁(0) = N₁₀, N₂(0) = 0 պայմանների դեպքում կլինի՝

$$N_1(t) = N_{10}e^{-\lambda_1 t}$$
 (3.8),

$$N_{2}(t) = \frac{N_{10}\lambda_{1}}{\lambda_{2} - \lambda_{1}} (e^{-\lambda_{1}t} - e^{-\lambda_{2}t})$$
(3.9)

 $t^{max} = \frac{\ln(\lambda_1 / \lambda_2)}{\lambda_1 - \lambda_2}$ -ի դեպքում N₂ միջուկների թիվը առավելա-

գույնն է և հավասար է

$$N_2^{\max} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} N_{10} e^{-\lambda_1 t^{\max}}$$
(3.10)

Ռադիոնուկլիդային գեներատորները օգտագործվում են նաև այլ իզոտոպներ ստանալու նպատակով։ Բժշկական գեներատորներում օգտագործվող ռադիոնուկլիդները բերված են աղյուսակ 3.4-ում։

Մայրական ռադիոնուկիդ	T _{1/2}	Դուստր ռադիոնուկլիդ	T _{1/2}
⁹⁹ Mo	66,02 đ	^{99m} Tc	6,01 p
¹¹³ Sn	115,5 op	^{113m} In	99,51 p
⁹⁰ Sr	28,7 տարի	⁹⁰ Y	64,26 đ
^{188}W	60 op	¹⁸⁸ Re	16,98 đ
⁶⁸ Ge	288 op	⁶⁸ Ga	68,0 p
⁸² Sr	25,0 op	⁸² Rd	1,25 p
⁸¹ Rd	4,58 đ	^{81m} Kr	13 վ

Աղյուսակ 3.4. Քժշկական գեներափորներում օգտա	գործվող
ռադիոնուկ	լիդները։

ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ

1. ՀՀ Կառավարության որոշումը ճառագայթային անվտանգության կանոնները հաստատելու մասին՝

http://www.arlis.am/DocumentView.aspx?DocID=63497

2. Մեծությունների միավորների հայերեն անվանումը, նշագրումը և գրելաձևը միավորների միջազգային համակարգի հիմնական միավորները`

https://www.e-gov.am/u files/file/decrees/kar/2012/09/12 1181.pdf

3. Серия изданий по безопасности, по 115. Международное агентство по атомной энергии, Вена, 1997.

 $http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/SS-115r-Web/Pub996r_web1.pdf$

4. Физика визуализации изображений в медицине, Под редакцией С. Узбба, перевод с английского, Москва, Мир, 1991.

5. Изотопы. Свойства, получение, применение. Под редакцией В. Ю. Баранова. Москва, ИздАт, 2000.

6. И. Н. Бекман, Радиационная и ядерная медицина: фзические и химические аспекты, Москва, Онто-Принт, 2012.

7. А. П. Черняев, Ядерно-физические технологии в медицине. ФЭЧАЯ т.43, выпуск 2, 2012.

8. А. Н. Гребенюк и др. Основы радиологии и радиационной медецины, Санкт-Петербург, Фолиант, 2012.

9. Пикаев А. К., Современная радиационная химия, М., Наука, 1985.

10. В. А. Климанов, Физика ядерной медицины, НИЯУ МИФИ, Москва, 2012.

11. Хофер М, Компьютерная томография. Базовое руководство, 2008.

12. М. В. Синьков, А. И. Закидальский, Я. А. Калиновский и др., Компьютерная томография, Этапы развития и вклад ИПРИ НАН Украины, УДК 620.179.15:004.421.2. ISSN 1560-9189 Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2007, Т. 9, № 3.

13. T. Schwarz, J. Sunders, «Veterinary computed tomography», Wiley-Blackwell, 2012

14. М. Прокоп, М. Галански, «Спиральная и многослойная компьютерная томография», М. МЕДпресс-информ, 2006.

15. О. В. Щербина, Современные методы лучевой диагностики:однофотонная эмиссионная компьютерная томография и позитронная эмиссионная томография, Международный медицинский журнал, № 1, 2007.

16. Arman Rahmim and Habib Zaidi. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges, Nuclear Medicine Communications 2008, Vol 29 No 3.

17. С. К. Терновой, В. Е. Синицын, Лучевая диагностика и терапия, Москва, Геотар-Медиа, 2010.

18. Лучевая терапия, Под редакцией Г. Е. Труфанова, Москва, Геотар-Медиа, 2012.

19. Галабуха В. С., Фрадкин Г.Е., Накопление радиоактижных элементов в организме и их выведение, М., 1958. -220с.

20. М. В. Елизарова, Д. А. Овсянников, В. М. Черемисин, Физикотехнические аспекты лучевой терапии, Санкт-Петербург, 2007.

21. В. М. Виноградов. Перспективные методики лучевой терапии. Практическая онкилогия, т.8 N4, 2007.

22. Г. И. Борисов, Теоретические и экспериментальные физические методы нейтронно-захватной терапии, ФЭЧА, т.42, 2011.

23. Ravinder Nath, et all, Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60, Med. Phys. 26 .2., 1999.

24. Абрамян Е. А., Промышленные ускорители электронов, М., Энергоатомиздат, 1986.

25. Рябухин Ю. С., Шальнов А. В. Ускоренные пучки и их применение, М., Атомиздат, 1980.

26. Mausner L.F. Radionuclides: cyclotron, reactor, and fission products // In: Nuclear medicine. 2nd edition. V. 1 / Ed. by R.E. Henkin, D. Bova, G.L. Dillehay et al. 2006. Mosby, Inc. P. 358 - 372.

27. Qaim S.M. Cyclotron production of medical radionuclides // In: Handbook of nuclear chemistry. V. 4. Eds: A. Vertes, S. Nagy, Z. Klencsar et al / Dordrech. The Netherland. 2003. P. 47 - 79.

28. Д. В. Лосев, М. Ф. Ломанов, А. П. Черняев, Аналитический расчет модифицированной кривой Брегга. Ппепринт НИИЯФ МГУ – 2003 -16/729.

29. Б. Л. Жуйков, Успехи и проблемы получения медицинских радиоизвтвпов в России, УФН, 2016, т. 186, N 5, 544-549.

Տերմինների բառարան

Հայերեն	Ռուսերեն	Անգլերեն
Արդյունարարություն	Эффективность	efficiency
Բաժնաչափ, դոզա	Доза	Dose
Գեներատոր, արտադրիչ	Генератор	Generator
Կենսակայունություն	Жизнеспособность	Viability
Լուծունակություն	Разрешающая	Resolution
	способность	
Համակարգչային	Компютерная	Computer
տոմոգրաֆիա (ՀՏ),	томография (КТ)	Tomography
համակարգչային		
շերտագրում		
Չևափոխիչ	модификатор	Modifier
Միաֆոտոնային	Однофотонная	Single photon
ճառագայթման	эмиссионная	emission computer
համակարգչային	компютерная	tomography (SPECT)
տոմոգրաֆիա (ՄՖճՀՏ)	ромография (ОФЭКТ)	
Շերտագրում,	Томография	Tomography
տոմոգրաֆիա		
Չափաբաշխում	Фракционирование	Fractionation
Պահաժամ, էքսպոզիցիա	Экспозиция	Exposure
Պատրաստուկ,	Препарат	Preparation
պրեպարատ		
Պոզիտրոնային	Позитрон-эмиссионная	Positron Emission
ճառագայթման	томография (ПЭТ)	Tomography (PET)
տոմոգրաֆիա (ՊճՏ)		
Տեսածրիչ, սկաներ	Сканнер	Scanner

Բովանդակություն

ԳԼՈՒԽ 1
ՃԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ԿԵՆՍԱԲԱՆԱԿԱՆ ԱԶԴԵՑՈՒԹՅՈՒՆԸ
1.1 ՊԱՏՄԱԿԱՆ ԱԿՆԱՐԿ3
1.2 ԻՈՆԱՑՆՈՂ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՓՈԽԱՉԴԵՑՈՒԹՅՈՒՆԸ
ህՅበՒውኮ ረቴՏ5
1.3 ԴՈՉԻՄԵՏՐԻԱԿԱՆ ՉԱՓՄԱՆ ՄԻԱՎՈՐՆԵՐ11
1.4 ԻՈՆԱՑՆՈՂ ճԱՌԱԳԱՅԹՆԵՐԻ ԱՉԴԵՑՈՒԹՅՈՒՆԸ
ԿԵՆՍԱԲԱՆԱԿԱՆ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻ ՎՐԱ17
1.5 ԴԵՏԵՐՄԻՆԱՑՎԱԾ ԵՎ ՍՏՈԽԱՍՏԻԿ ԷՖԵԿՏՆԵՐ22
1.6 ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՆՈՐՄԱՎՈՐՄԱՆ ՍԿՉԲՈՒՆՔԸ25
1.7 ճԱՌԱԳԱՅԹԱՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆ
(ՌԱԴԻՈՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆ)26
1.8 ՌԱԴԻՈՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅԱՆ ՎՐԱ ԱՉԴՈՂ ԳՈՐԾՈՆՆԵՐ29
1.9 ՆԵՐՔԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ
ԱՌԱՆՉՆԱՀԱՏԿՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ36
ԳԼՈՒԽ 2
ՃԱՌԱԳԱՅԹԱՅԻՆ ՄԵԹՈԴՆԵՐԸ
ԲԺՇԿԱԿԱՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ՄԵՋ
2.1 ԻՆՉՊԵՍ ՏԵՍՆԵԼ ԱՆՏԵՍԱՆԵԼԻՆ38
2.2 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐԻ ՍՏԱՑՄԱՆ ՍԿՉԲՈՒՆՔԸ40
2.3 ԲԻՈՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻ ՀԵՏ
ԳԱՄՄԱ-ճԱՌԱԳԱՅԹՆԵՐԻ ՓՈԽԱՉԴԵՅՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ
ԱՌԱՆՉՆԱՀԱՏԿՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ44
2.4 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐԻ ՈՐԱԿԻ ՎՐԱ ԱՉԴՈՂ
ԳՈՐԾՈՆՆԵՐ49
2.5 ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ՍԱՐՔԱՎՈՐՈՒՄ54
2.6 ԻՆՉ ԿԱՐԵԼԻ Է ՏԵՄՆԵԼ ՌԵՆՏԳԵՆՅԱՆ ԱՐՏԱՊԱՏԿԵՐՆԵՐԻ
ՎՐԱ60
2.7 ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ՇԵՐՏԱԳՐՈՒԹՅՈՒՆ63
2.8 ՀՏ ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ԱՆԱԼԻՏԻԿ ՄԵԹՈԴՆԵՐ68
2.9 ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ՀԱԿԱԴԱՐՁ
ՊՐՈՅԵԿՑՒԱՅԻ ՄԵԹՈԴ70
2.10 ՖԻԼՏԲՄԱՄԲ ՀԱԿԱԴԱՐՉ ՊՐՈՅԵԿՑԻԱՅԻ ՄԵԹՈԴ74

2.11 ՊԱՏԿԵՐԻ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՍԱՆ	
ՀԱՆՐԱՀԱՇՎԱԿԱՆ ՄԵԹՈԴ	76
2.12 ՀԱՈՒՆՍՖԻԼԴԻ ՍԱՆԴՂԱԿԸ	80
2.13 ՀՏ ՍԿԱՆԵՐՆԵՐԻ ՍԵՐՈՒՆԴՆԵՐԸ	
2.14 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴԱՅԻՆ ԱԽՏՈՐՈՇՈՒՄ	90
2.15 ԳԱՄՄԱ – ԽՑԻԿ	
2.16 ՍԻԱՖՈՏՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ	
ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻԱ	97
2.17 ՊՈՉԻՏՐՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻԱ	
2.18 ՊՈՉԻՏՐՈՆԱՅԻՆ ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻ	
ՉԳԱՅՈՒՆՈՒԹՅՈՒՆԸ ԵՎ ԼՈՒԾՈՒՆԱԿՈՒԹՅՈՒՆԸ	
2.19 ԴԵՏԵԿՏՈՐՆԵՐԻ ԸՆՏՐՈՒԹՅՈՒՆԸ	
2.20 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴԱՅԻՆ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ԱՅԼ ՉԵՎԵՐ .	
2.21 ճԱՌԱԳԱՅԹՄԱՆ ԿԻՐԱՌՄԱՆ	
ՀՆԱՐԱՎՈՐՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԸ	
ԳԼՈՒԽ 3	
ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴՆԵՐԻ ՍՏԱՑՍԱՆ ԵՂԱՆԱԿՆԵՐԸ	
3.1 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴՆԵՐԻ ԿՈՒՏԱԿՄԱՆ ՌԵԱԿՏՈՐԱՅԻՆ	r
ՄԵԹՈԴՆԵՐԸ	
3.2 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴՆԵՐԻ ՍՏԱՅՈՒՄԸ ԱՐԱԳԱՅՈՒՑԻՉՆ	ԵՐԻ
0ԳՆՈՒԹՅԱՄԲ	
3.3 ՌԱԴԻՈՆՈՒԿԼԻԴԱՅԻՆ ԳԵՆԵՐԱՏՈՐՆԵՐ	
ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ	147
ՏԵՐՍԻՆՆԵՐԻ ԲԱՌԱՐԱՆ	149

ԵՐԵՎԱՆԻ ՊԵՏԱԿԱՆ ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ

Գոհար Հովհաննեսի Հովհաննիսյան

ՀԵՏԱՉՈՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ճԱՌԱԳԱՅԹԱՅԻՆ ՄԵԹՈԴՆԵՐ

Ուսումնական չեռնարկ

Համակարգչային ձևավորումը՝ Կ. Չալաբյանի Կազմի ձևավորումը՝ Ա. Պատվականյանի Հրատ. սրբագրումը՝ Գ. Գրիգորյանի

Տպագրված է «Արման Ասմանգուլյան» ԱՁ-ում։ ք. Երևան, Հր. Ներսիսյան 1/125

Ստորագրված է տպագրության` 08.11.2017։ Չափսը` 60x84 ¹/₁₆: Տպ. մամուլը` 9,5։ Տպաքանակը` 100։

ԵՊՀ իրատարակչություն ք. Երևան, 0025, Ալեք Մանուկյան 1 www.publishing.am