

ՀՏԴ 616-006+615.849

DOI:10.54503/0514-7484-2023-63.3-9

Վիզուալիզացիոն մեթոդների կիրառումը ժամանակակից ճառագայթային ուռուցքաբանությունում

Պ. Մ. Անտոնյան

«ԻԴԱ Մեդիքլ Գրուպ» ՓԲԸ,
0052, Երևան, Ֆանարջյան փ., 29

Բանալի բառեր. ճառագայթային թերապիա, չարորակ նորագոյացությունների բուժում, մագնիսառեզոնանսային շերտագրություն

Ճառագայթային թերապիայի ժամանակակից մեթոդների ներդրումը հնարավորություն է ընձեռում բարձրացնելու ճառագայթման չափաբաժնի առաքման ճշգրտությունը՝ կարևորելով ճառագայթային բուժման պլանավորման օպտիմիզացիայի դերի արդիականացումը: Ակնարկում արծարծվում է ժամանակակից վիզուալիզացիոն տեխնիկայի դերը ճառագայթային թերապիայի բոլոր փուլերում՝ մոդելավորում, պլանավորում, ճառագայթային մոնիթորինգ և բուժման արդյունավետության գնահատում: ՄՌԾ-ի, ՊԷՇ/ՀՇ-ի մորֆոլոգիական և ֆունկցիոնալ մեթոդների կիրառումը՝ մետաբոլիկ և ռեցեպտորային մարկերներով, ուլտրաձայնային հետազոտությունը թույլ են տալիս բարձրացնել պլանավորման ճշգրտությունը և ապահովել բուժման գործընթացի արդյունավետ հսկողություն:

Ժամանակակից ճառագայթային թերապիան (ՃԹ), հանդիսանալով չարորակ նորագոյացությունների բուժման հիմնարար և արդյունավետ մեթոդներից մեկը, ցուցված է քաղցկեղով հիվանդների 50-60%-ին: ՃԹ-ի բարձր կլինիկական կիրառելիությունն ապահովվում է վերջին տարիներին ներդրված և լայն կիրառվող նորագույն տեխնոլոգիաներով, ինչպիսիք են ճառագայթման փնջի ինտենսիվության մոդուլացմամբ (Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT), առցանց ստացված պատկերների կառավարմամբ (Image-Guided Radiation Therapy, IGRT), ստերոտաքսիկ և ադրոնային թերապիան: ՃԹ այս նոր տեխնոլոգիաները թույլ տվեցին ավելի ճշգրիտ գնահատել ուռուցքում և հարակից հյուսվածքներում կլանված չափաբաժինները, ապահովել բուժման ծավալի ճշգրիտ թիրախավորումը և առավելագույն ճառագայթային չափաբաժնի առաքումը բուժման ենթակա պլանավորված

թիրախին՝ նվազագույնի հասցնելով ճառագայթային ազդեցությունն առողջ հյուսվածքների և օրգանների վրա [1, 3, 24, 26]:

Ճառագայթային ուռուցքաբանության (ՃՈԻ) հնարավորությունների ընդլայնումը և բժշկական սարքավորումների կատարելագործումը մեծացրել են ՃԹ-ի պլանավորման պահանջները, որոնք մեծամասամբ կախված են ուռուցքի և հարակից ռիսկի օրգանների դիրքի եռաչափ անատոմիական ճշգրիտ տեղորոշումից, երկրաչափական ձևի և չափսի գնահատումից, ուռուցքում ընթացող մետաբոլիկ պրոցեսներից և այլն: ՃԹ-ի պլանավորման և մոնիթորինգի բարելավման համար լայնորեն կիրառվում են մորֆոլոգիական և ֆունկցիոնալ վիզուալիզացիայի մեթոդների վերջին ձեռքբերումները՝ համակարգչային շերտագրություն (ՀՇ), մագնիսառեզոնանսային շերտագրություն (ՄՌՇ), պոզիտրոն-էմիսիոն շերտագրություն (ՊԷՇ), ուլտրաձայնային հետազոտություն (ՈՒՁՀ) և այլն: Այս մեթոդները հնարավորություն տվեցին իրականացնելու բուժման 3D եռաչափ, կամ ինչպես ընդունված է ասել, բուժման կոնֆորմալ պլանավորում [7, 18, 36]:

Արդի բարձր ճշգրտությամբ ՃԹ-ն ներառում է 5 հիմնական փուլ՝ բուժման մոդելավորում, բուժման պլանավորում, հիվանդի դիրքի ստուգում և ճշգրտում, ճառագայթային չափաբաժնի առաքում և բուժման արդյունավետության գնահատում [18]:

Բուժման մոդելավորում: Այս փուլում տեղեկություններ են հավաքվում հիվանդի անատոմիատեղագրական առանձնահատկությունների վերաբերյալ: Մոդելավորման սկզբնական մեթոդներն իրականացվում էին 2D երկչափ սիմուլյատորների օգնությամբ, որոնք կազմված էին ռենտգենյան խողովակից և կատարում էին նույն շարժումները, ինչ թերապևտիկ բուժասարքը:

Սարքը նմանակում էր բուժումը՝ կիրառելով ճառագայթման ցածր չափաբաժին. այստեղից էլ «սիմուլյացիա» անվանումը: Սակայն սովորական ռենտգենյան սիմուլյատորները չէին կարող ապահովել լիարժեք 3D եռաչափ տեղեկատվություն, այդ իսկ պատճառով աստիճանաբար դուրս եկան գործածությունից: Ներկայումս սիմուլյացիայի համար կիրառվում են եռաչափ վիզուալիզացիայի սարքեր, որոնց թվում առավել հաճախ օգտագործվողը ՀՇ-ն է: ՀՇ-ն լայն կիրառություն գտավ՝ ճառագայթման չափաբաժնի հաշվարկման համար անհրաժեշտ հյուսվածքների խտության մասին ճշգրիտ տեղեկատվություն տրամադրելու շնորհիվ: ՀՇ-ին ներկայացվող հիմնական պահանջները ՃԹ-ի պլանավորման համար հետևյալն են՝ հարթ սեղան և պատուհանի լայն բացվածք, առնվազն 70 սմ [18]:

ՀՇ-ի օգտագործումը և կիրառումն առանձին կամ համակցված ՄՌՇ-ի և ՊԷՇ-ի հետ համարվում են ստանդարտ ընթացակարգեր՝ եռաչափ կոնֆորմալ թերապիայի փուլերի իրականացման համար:

Խորհուրդ է տրվում նաև բուժման սիմուլյացիայի ընթացքում ճառագայթային ուռուցքաբանի ներկայությունը՝ անհրաժեշտ ճշգրտումներ և գծանշումներ կատարելու համար:

ՃԹ-ի պլանավորում: ՃԹ-ի պլանավորումը բաղկացած է մի քանի փուլից՝ ճառագայթվող կամ թիրախային ծավալի և հարակից ռիսկի օրգանների եզրագծում, ճառագայթման չափաբաժնի սահմանափակումների որոշում և բուժման ծրագրի հաստատում, որը համապատասխանում է այս չափանիշներին: Բուժման սիմուլյացիան և ՃԹ-ի պլանավորումը, հանդիսանալով առանձին փուլեր, սերտորեն կապված են իրար հետ:

ՃԹ-ի պլանավորման հիմնական եղանակը ՀՇ-ի վիզուալիզացիան է: Այս մեթոդը բավականին արդյունավետ է այնպիսի հյուսվածքների տարբերակման համար, որոնք ունեն իրարից զգալիորեն տարբերվող ռենտգենյան ճառագայթների կլանման կամ թուլացման գործակից: Սակայն դժվար է տարբերակել նմանատիպ թուլացում ունեցող փափուկ հյուսվածքները, եթե նրանց միջև չկա միջանկյալ այլ հյուսվածք (օր.՝ ոսկրային կամ ճարպային հյուսվածք): Այս սահմանափակումը հանգեցնում է մի շարք դժվարությունների և անորոշությունների՝ գլխի և պարանոցի, կրծքագեղձի, կերակրափողի, թոքի, շագանակագեղձի և գլխուղեղի քաղցկեղի տեղակայումների ժամանակ [5, 9]:

Ճառագայթվող ծավալի ճշգրտությունը մեծացնելու համար ՀՇ-ն հաճախ փոխլրացվում է ՄՌՇ-ով, ապահովում է փափուկ հյուսվածքների բարձր տարածական թույլատրելիություն և կոնտրաստավորում [7]:

ՄՌՇ-ի կիրառման թերություններից են դոզիմետրիկ հաշվարկների համար անհրաժեշտ հյուսվածքների էլեկտրոնային խտության վերաբերյալ տեղեկատվության ստացման անհնարինությունը, ոսկրերի թույլ կոնտրաստավորումը, ստացված պատկերների երկրաչափական աղավաղումների հավանականությունը: Վերջին տարիներին մշակվել և ստեղծվել են հատուկ համակարգչային ծրագրեր, որոնք հնարավորություն են տալիս մասամբ վերացնելու վերը նշված թերությունները [1, 42]:

Ներկայումս ՄՌՇ-ի կիրառումը դառնում է գերիշխող ՃԹ-ում: Ժամանակակից տեխնոլոգիական զարգացումները հնարավորություն են տալիս ներկառուցելու ՄՌՇ-ն ճառագայթման համակարգի հետ՝ ապահովելով հիվանդների դիրքի հսկողության հնարավորությունը և

ճառագայթման գործընթացն անմիջապես ՃԹ-ի սենյակում: Այս համակարգերն ապահովում են փափուկ հյուսվածքների կառուցվածքների անմիջական վիզուալիզացիա՝ պայմաններ ստեղծելով ուռուցքային օջախների և հարակից ռիսկի օրգանների սահմանների արագ և ճշգրիտ որոշման համար՝ ապահովելով ՃԹ-ի առավելագույն ճշգրտությունը [6, 8, 10, 12, 34, 41]:

Չնայած մորֆոլոգիական վիզուալիզացիայի առաջատար դերին՝ ՃԹ-ի ժամանակ առաջանում են հարցեր, որոնք չեն կարող լինել ամբողջությամբ լուծված: Կարևորագույն հարցերից մեկը կենսունակ ուռուցքային հյուսվածքի իրական ծավալի որոշումն է՝ հատկապես նախորդող բուժումներից հետո:

Այս դեպքում կարևոր ախտորոշիչ տեղեկատվություն կարելի է ձեռք բերել՝ օգտագործելով ՊԷՇ, որը թույլ է տալիս հասկանալ նորագոյացությունների մոլեկուլային մակարդակի առանձնահատկությունները, ինչպիսիք են բջիջների նյութափոխանակությունը կամ ռեցեպտորների էքսպրեսիան: Ստացված տեղեկատվությունը կարող է օգտագործվել՝ ուռուցքային պրոցեսի ծավալը և տարածվածությունը պատկերացնելու համար, գնահատելու բուժման պատասխանը, կանխատեսելու բուժման արդյունավետությունը, ճշգրիտ եզրագծելու ճառագայթվող ծավալի սահմանները [40]:

Ապացուցված է ՊԷՇ-ի կիրառման արդյունավետությունը հատկապես թոքի քաղցկեղի և լիմֆոմաների ժամանակ: ՊԷՇ/ՀՇ-ի կիրառումը կերակրափողի քաղցկեղի ժամանակ բերել է ճառագայթման ծավալների փոփոխության տվյալ տեղակայումով հիվանդների կեսից ավելիի մոտ [27]: Որակյալ ՃԹ-ի պլանավորումը թույլ է տալիս ինչպես ընդլայնել սկզբնական ճառագայթման դաշտերը, այնպես էլ նվազեցնել ճառագայթային ազդեցությունը կրիտիկական օրգանների վրա [20, 28, 29]: ՊԷՇ/ՀՇ-ի կիրառումը ոչ վիրահատելի ենթաստամոքսային գեղձի քաղցկեղի ժամանակ հանգեցրել է հիվանդների 1/3-ի մոտ ճառագայթման ծավալի 30%-ով ավելացման ի հաշիվ լրացուցիչ լիմֆատիկ հանգույցների ընդգրկման և առաջնային ուռուցքի ծավալի ընդլայնման [39]:

Կլինիկական հետազոտությունները հաստատել են ՃԹ-ի ավելի մեծ արդյունավետություն ենթաստամոքսային գեղձի քաղցկեղով հիվանդների մոտ, երբ ՃԹ-ի պլանավորումն իրականացվել է ՊԷՇ/ՀՇ-ի պատկերների հիման վրա 18Ֆ-ֆտորդեօքսիգլյուկոզայի (18F-fluorodeoxyglucose, 18F-FDG)՝ համեմատած ՀՇ-ի պատկերների հետ [31]:

Վիզուալիզացիայի տարբեր մեթոդների համակցված կիրառում: ՃԹ-ի պլանավորման կատարելագործմանն է ուղղված մի քանի վիզուալիզացիոն մեթոդներից համակցված պատկերների ստացումը:

ՊԷՇ-ի և ՄՌՇ-ի տվյալները պետք է ճշգրիտ համապատասխանեցվեն սիմուլյացիայից ստացված ՀՇ-ի պատկերների հետ:

Որպես կանոն, բուժման պլանավորման համակարգերում ՀՇ-ի պատկերները համարվում են ստանդարտ, որոնց վերադրվում են այլ մեթոդների կիրառումից ստացված պատկերները:

Եթե ուռուցքի ծավալը կարելի է ավելի հստակ եզրագծել ՄՌՇ-ի միջոցով, և հայտնի է ՄՌՇ-ի և ՀՇ-ի միջև փոխակերպման երկրաչափության գործակիցը, ապա թիրախային ծավալը կարող է եզրագծվել ՄՌՇ-ի պատկերների հիման վրա, այնուհետև փոխանցվել ՀՇ-ի պատկերներին:

Ներկայումս բուժման պլանավորման համակարգերի մեծ մասն օգտագործում է պատկերների վերադրման ծրագրային տարբերակներ:

Հիվանդի դիրքի ստուգում: ՃԹ-ում հիվանդի դիրքի ստուգումը սովորաբար իրականացվում է գծային արագացուցիչին ներկառուցված մեզավոլտային ճառագայթի միջոցով՝ հիվանդին պատկեցնելուց հետո առաջին ճառագայթման սեանսի ընթացքում: Հետագա սեանսների ժամանակ հիվանդի ճշգրիտ դիրքավորումն իրականացվում է լազերային կամ մաշկի գծանշումների միջոցով: Անհրաժեշտության դեպքում կարող է կիրառվել նաև լրացուցիչ ստուգում: Մեզավոլտային ճառագայթային փնջերը, որոնք օգտագործվում են ՃԹ-ի համար, կիրառվում են նաև հիվանդի դիրքի ստուգողական պատկերներ ստանալու համար (պորտալ պատկերներ), որոնք ստացվում են արագացուցիչին ներկառուցված էլեկտրոնային պորտալ վիզուալիզացիոն սարքի միջոցով: Ժամանակակից ՃԹ-ում այս նպատակով կիրառվում են մի քանի համակցված մեթոդներ՝ ՌԻՉՀ, կիլովոլտային ռենտգենյան սարքեր, շարժական ՀՇ, արագացուցիչին ներկառուցված կիլովոլտային և մեզավոլտային ՀՇ-ի կոնաձև փնջով:

ՌԻՉՀ-ի վիզուալիզացիան կիրառվում է բուժման ամենօրյա ռեժիմով հատկապես շագանակագեղձի քաղցկեղի դեպքում, որտեղ կան զգալի շեղումներ նախնական ՀՇ-ի պատկերների հետ համեմատած [16, 35]: ՌԻՉՀ-ի մեթոդի կիրառումը բացարձակ անվտանգ է և անհարմարություններ չի առաջացնում հիվանդների համար: Մակայն այս մեթոդի հիմնական թերությունն այն է, որ թույլ չի տալիս ճշգրիտ որոշել ճառագայթվող թիրախի սահմանները: Հետևաբար՝ ՌԻՉՀ-ն անհրաժեշտ է համակցել մեկ այլ մեթոդի հետ:

Ժամանակակից վիզուալիզացիոն համակարգերը ներկառուցված են բժշկական արագացուցիչների մեջ և կազմում են դրա անբաժանելի մասը: Յուրաքանչյուր համակարգ (երկչափ՝ 2D, թե եռաչափ՝ 3D) ունի սեփական կոորդինատային համակարգը՝ դասականի

նման, որը կիրառվում է ճառագայթման ընթացքում: Որպես կանոն, վիզուալիզացիայի ընթացքում ստացված պատկերների կոորդինատները վերադրվում են ճառագայթիչի կոորդինատների հետ, և այս դեպքում շատ կարևոր է այդ կոորդինատների ճշգրիտ համընկնումը: Կիլովոլտային պատկերների ստացման հիմնական նպատակը ՃԹ-ում ճառագայթվող թիրախի տեղակայման ճշգրիտ որոշումն է: Այստեղ կարևոր է նաև տարբեր անատոմիական կառույցների (հյուսվածքների) ճշգրիտ տեղակայման որոշումը: Ընդհանրապես պատկերների լավ որակը հնարավորություն է տալիս բավականին ճշգրիտ գնահատելու տարբեր անատոմիական կառույցները: Վերջիններիս կիրառումը շատ արդյունավետ է հատկապես ոսկրային հյուսվածքների և բարձր խտության կառույցների դիտարկման համար: Այս մեթոդը բավականին հարմարավետ է, քանզի արագ է և պահանջվում է փոքր չափաբաժնի ստեղծած պատկերների ստացման համար [38]:

Կիլովոլտային և մեգավոլտային կոնաճառագայթային չԾ-ի պատկերներ. տեսապատկերման այս համակարգերը հիմնականում կիրառվում են ճառագայթվող թիրախի դիրքը որոշելու համար, ինչպես նաև տալիս են բավականին ծավալուն տեղեկատվություն փափուկ հյուսվածքների և դրանց ծավալի մասին: Այս համակարգերը հնարավորություն են տալիս իրականացնելու պատկերների վերակառուցում եռաչափ հարթության մեջ:

Օրգանների տեղաշարժման ժամանակ շեղումների գնահատումը: Ճշգրիտ ՃԹ-ի տեխնիկայի կիրառմամբ արդիական է դառնում օրգանների շարժման պատճառով չափաբաժնի առաքման ճշգրտումը: Մեծ դժվարություն է ներկայացնում շնչառական ակտի ժամանակ ճառագայթվող թիրախի և հարակից ռիսկի օրգանների ծավալային փոփոխության գնահատումը: ՃԹ-ի ընթացքում ժամանակավոր անատոմիական կառուցվածքների ծավալի ժամանակավոր փոփոխությունների գնահատումը հնարավորություն է տալիս նվազեցնելու ճառագայթման պլանավորված ծավալը: Սրան հասնելու համար որպես թիրախ պետք է չափել ճառագայթվող ծավալը՝ հաշվի առնելով բոլոր շնչառական գործառնությունները: Վերը նշված խնդիրների լուծման համար ներկայումս առաջարկվում են հետևյալ մեթոդները.

1. ճառագայթման ընթացքում հիվանդի կողմից շնչառության պահում որոշակի ժամանակային միջակայքով:
2. Շնչառական շարժումների սինքրոնիզացիա ճառագայթման ընթացքում:
3. Շնչառության ընթացքում ուռուցքի ծավալի փոփոխության հետազոծի գնահատում:

Առաջին մեթոդի դեպքում ճառագայթվող ծավալի հսկողությունն իրականացվում է հիմնականում ֆլյուրոսկոպիկ մեթոդի օգնությամբ: Թե՛ սիմուլյացիայի, թե՛ բուժման ընթացքում հիվանդը որոշակի կարճ ժամանակով չի շնչում [19, 21, 22]:

Երկրորդ մեթոդի դեպքում ՀՇ-ի պատկերները ստացվում են շնչառական ֆազաների ժամանակ, որոնցում ընդգրկված են կրծքավանդակի շեղումը, օդի ներհոսքը: Ճառագայթման չափաբաժնի առաքումը տեղի է ունենում հստակ սահմանված շնչառական փուլում [14, 15]:

Երրորդ մեթոդի ժամանակ հիվանդը շնչում է ազատ, ճառագայթման դաշտերը շարժվում են ամբողջ շնչառական ցիկլի ընթացքում՝ թիրախի տեղաշարժի հետ սինքրոնացված [13, 30]:

Թոքերի դինամիկ ՄՌՇ-ի նոր մեթոդների կիրառությունը հնարավորություն է տալիս գրանցելու ճառագայթվող թիրախի տեղաշարժը երկար շնչառության ընթացքում և այն օգտագործելու ՃԹ-ի պլանավորման համար [11]:

Ապացուցված է, որ այս մեթոդների կիրառումը նվազեցնում է անհամապատասխանությունները կլինիկական և պլանավորված ծավալների միջև՝ նվազագույնի հասցնելով հարակից ռիսկի օրգանների վրա ճառագայթման ազդեցությունը:

Ճառագայթման չափաբաժնի առաքման մոնիթորինգ: Արդյունավետ ՃԹ-ի կարևոր նախապայմանը ճառագայթման փնջի որակի գնահատումն է և առաջին հերթին կլանված չափաբաժնի տարածական բաշխման ստուգումը բուժման յուրաքանչյուր սեանսի ընթացքում [18]:

ՃԹ-ն բարձր էներգիայի ֆոտոններով (20 ՄԷՎ և ավելի) և ադրոնային թերապիան թույլ են տալիս տալ նման գնահատականներ, քանի որ կիրառվող ճառագայթումը հյուսվածքների հետ փոխազդելիս ստեղծում է պոզիտրոն ճառագայթող ռադիոնուկլիդներ, որոնք կարող են գրանցվել ՊԷՇ-ի կողմից թե՛ ճառագայթման ժամանակ և թե՛ անմիջապես հետո [25, 32, 33, 37]:

Այս ոլորտում տեխնիկական զարգացումները հանգեցրին ճառագայթման փնջի ներսում ՊԷՇ շերտագրերի ներկառուցման, որոնք ունակ են որոշելու կլանված չափաբաժնի առաքման ճշգրտությունն անմիջապես թերապիայի բուժսենյակում: ՊԷՇ-ի օգտագործումը «ճառագայթում» գերադասելի է, քան ՊԷՇ-ը ճառագայթային սեանսից հետո, քանի որ գրանցված ազդանշանների մեծ մասը ձևավորվում է երկու կարճատև ռադիոնուկլիդների տրոհման արդյունքում՝ ^{11}C ($T_{1/2}=20,4$ րոպե) և ^{15}O ($T_{1/2}=123$ վ), [2]:

Բուժման արդյունավետության գնահատում: ՃԹ-ի արդյունավետության գնահատման հիմնական չափանիշը մորֆոլոգիական վիզուալիզացիոն մեթոդներով գրանցված արդյունքներն են՝ ուռուցքի չափի կրճատում կամ իսպառ վերացում: Այնուամենայնիվ, ուռուցքային հանգույցները կարող են մնալ անփոփոխ ՀՇ-ի պատկերների վրա, բայց կարող են լինել ոչ կենսունակ: Հետթերապևտիկ վիզուալիզացիաների ընթացքում դժվար է տարբերակել ակտիվ մետաբոլիկ ուռուցքը և ֆիբրոզը:

Հաստատվել է, որ 18F-FDG ՊԷՇ/ՀՇ-ն ճշգրիտ մեթոդ է գլխի և պարանոցի ուռուցքների, թոքի, կերակրափողի, ենթաստամոքսային գեղձի, կոլոռեկտալ քաղցկեղի, սեմինոմաների և լիմֆոմաների՝ ՃԹ-ից հետո մնացորդային ուռուցքային պրոցեսների ախտորոշման համար [4, 17, 19, 23]:

Բացի այս ռադիոֆարմապարատից, ներկայումս մեծ ծավալով կիրառում են նաև 18F-ֆտորէթիլթիոզինը և 11C-մեթիլմեթիոնինը: Այս երկու ռադիոֆարմապարատների կիրառումն ապահովում է բուժման արդյունավետության առավել ճշգրիտ գնահատում գլխուղեղի մետաստազների և լիմֆոմաների բուժման ժամանակ:

Վերը շարադրվածից ակնհայտ է դառնում, որ ժամանակակից ճառագայթային ուռուցքաբանության զարգացման հիմնական ուղղություններից է ճառագայթման գործընթացի պլանավորման և մոնիթորինգի կատարելագործումը, որում որոշիչ դեր են խաղում վիզուալիզացիայի մեթոդները:

Ընդունված է 07.02.23

Использование визуализационных методов в современной радиационной онкологии

П. М. Антонян

В связи с широким внедрением в клиническую практику современных методов лучевой терапии, позволяющих увеличить точность доставки поглощенных доз, оптимизация планирования облучения становится особенно актуальной. В обзоре рассмотрена роль современных методов визуализации на всех этапах проведения лучевой терапии онкологических заболеваний – симуляции, планирования, мониторинга облучения и оценке эффективности лечения. Показана перспективность применения морфологических и функциональных методов МРТ, ПЭТ/КТ с метаболическими и рецепторными маркерами, УЗИ, позволяющих повысить точность планирования и обеспечить эффективный мониторинг лечебного процесса.

Use of Visualization Methods in Modern Radiation Oncology

P. M. Antonyan

In connection with the widespread introduction of new methods of the radiation therapy into the clinical practice, which makes it possible to increase the accuracy of delivery of the absorbed doses, the optimization of radiotherapy planning becomes especially relevant.

The review describes the role of modern methods of visualization in all stages of radiation therapy for oncological diseases – simulation, planning, dose delivery monitoring and evaluation of treatment effectiveness. The prospects of using morphological and functional methods of MRI, PET/CT with metabolic and receptor markers and ultrasonography, which can upgrade precision of the radiation therapy planning and improve the monitoring of therapeutic processes, are shown.

Գրականություն

1. *Bernier J., Hall E., Giaccia A.* Radiation oncology: century of achievements. *Nat. Rev. Cancer*, 2004, v. 4, pp. 737–747.
2. *Bisogni M., Attili A., Battistoni G.* INSIDE in-beam positron emission tomography system for particle range monitoring in hardron therapy. *J. Med. Imaging*, (Bellingham), 2017, v. 4, p. 011005.
3. *Bortfeld T.* IMRT: review and preview. *Phys. Med. Biol.*, 2006, v. 51, pp. R363-R379.
4. *Brucher B., Weber W., Bauer M.* Neoadjuvant therapy of squamous cell carcinoma: response evaluation by positron emission tomography. *Ann. Surg.*, 2001, v. 233, pp. 300-309.
5. *Caldwell C., Mah K., Ung Y.* Observer variation in contouring of gross tumor volume in patients with poorly defined non-small-cell lung tumors on CT: the impact of 18-FDG-hybrid PET fusion. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2001, v. 51, pp. 921-931.
6. *Chem A., Cao M., Hsu S.* Magnetic resonance imaging guided reirradiation of recurrent and secondary primary head and neck cancer. *Adv. Radiat. Oncol.*, 2017, v. 2, pp. 165-175.
7. *Cyran C., Paprottka P., Eisenblatter M.* Visualization, imaging and new preclinical diagnostics in radiation oncology. *Radiation Oncology*, 2014, v. 9, p. 3.
8. *Fisher-Valuk B., Henke L., Green O.* Two-and-a-half year clinical experience with the world's first magnetic resonance image-guided radiation therapy system. *Adv. Radiat. Oncol.*, 2017, v. 2, pp. 485-493.
9. *Hurkmans C., Borger J., Giersbergen A.* Variability in target volume delineation on CT of the breast. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2001, v. 50, pp. 1366-1372.
10. *Kashani R., Olsen J.* Magnetic resonance imaging for target delineation and daily treatment modification. *Sem. Rad. Oncol.*, 2018, v. 28, pp. 178-184.
11. *Kauczor H., Plathow C.* Imaging tumor motion for radiotherapy planning using MRI. *Cancer Imaging*, 2006, v. 6, pp. S140-S144.
12. *Kauczor H., Zechmann C., Stieltjes B.* Functional magnetic resonance imaging for defining the biological target volume. *Cancer Imaging*, 2006, v. 6, pp. 51-55.

13. Keall P., Joshi S., Vedam S. Four-dimensional radiotherapy planning for DMLC-based respiratory motion tracking. *Med. Phys.*, 2005, v. 32, pp. 942-951.
14. Kubo D., Hill B. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys. Med. Biol.*, 1996, v. 41, pp. 83-91.
15. Kubo D., Len P., Minohara S. Breathing synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center. *Med. Phys.*, 2000, v. 27, pp. 346-353.
16. Kupelian P., Langen K., Willoughby T. Daily variation in position of the prostate bed in patients with prostate cancer receiving postoperative external beam radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2006, v. 66, pp. 593-596.
17. Langer A. A systematic review of PET and PET/CT in oncology: a way to personalize cancer treatment in a cost-effective manner. *BMC Health Serv. Res.*, 2010, v. 10, pp. 283-298.
18. Lecchi M., Fossati P., Elisei F. Current concepts on imaging in radiotherapy. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 2008, v. 35, pp. 821-837.
19. Lee Y., Bollet M., Charles-Edwards G. Radiotherapy treatment planning of prostate cancer using magnetic resonance imaging alone. *Radiother. Oncol.*, 2003, v. 66, pp. 203-216.
20. Leong T., Everitt C., Yuen K. et al. A prospective study to evaluate the impact of FDG-PET on CT-based radiotherapy treatment planning for oesophageal cancer. *Radiother. Oncol.*, 2006, v. 78, pp. 254-261.
21. Mageras G., Yorke E. Deep inspiration breath hold and respiratory gating strategies for reducing organs motion in radiation treatment. *Semin. Radiat. Oncol.*, 2004, v. 14, pp. 65-75.
22. Mah D., Hsanley J., Rosenzweig K. Technical aspects of the deep inspiration breathhold technique in the treatment of thoracic cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2000, v. 48, pp. 1175-1185.
23. Messa C., Picchio M. PET/CT and radiotherapy. *Q. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 2006, v. 50, pp. 4-14.
24. Millin A., Hanna L., Crosby T., Macbeth F. Radiotherapy planning 2: advanced external beam radiotherapy techniques. Cambridge University Press, 2015, pp. 70-79.
25. Mockel D., Muller H., Pawelke J. Quantification of beta(+) activity generated by hard photons by mean of PET. *Phys. Med. Biol.*, 2007, v. 52, pp. 2515-2530.
26. Morgan J., Elshaikh M., Lawrence T. Radiotherapy: What can we achieve by technical improvements in dose delivery? *Lancet Oncol.*, 2005, v. 6, pp. 51-58.
27. Moureau Zabetto L., Touboul L., Lerouge D. Impact of CT and 18F-deoxyglucose positron emission tomography image fusion for conformal radiotherapy in esophageal carcinoma. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2005, v. 63, pp. 340-345.
28. Muijs C., Schreurs L., Bussz D. Consequences of additional use of PET information for target volume delineation and radiotherapy dose distribution for esophageal cancer. *Radiother. Oncol.*, 2009, v. 93, pp. 447-453.
29. Nowee M., Voncken F., Kotte A. Gross tumor delineation on computed tomography and positron emission tomography-computed tomography in oesophageal cancer: A nationwide study. *Clinical and Translational Radiation Oncology*, 2019, v. 14, pp. 33-39.
30. Onumaru R., Shirato H., Fujino M. The effect of tumor location and respiratory function on tumor movement estimated by real-time tracking radiotherapy (RTRT) system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* – 2005. – V. 63. – 164-169.
31. Parlak C., Topkan E., Onal C. Prognostic value of gross tumor volume delineated by FDG-PET-CT based radiotherapy treatment planning in patients with locally advanced pancreatic cancer treated with chemoradiotherapy. *Radiat. Oncol.*, 2012, v. 7, p. 37.
32. Parodi K., Enghart W., Harber T. In-beam PET measurements of β^+ radioactivity induced by proton beams. *Phys.*, 2002, v. 47, pp. 21-36.
33. Parodi K., Paganetti H., Cascio E. PET/CT imaging for treatment verification after proton therapy: a study with plastic phantoms and metallic implants. *Med. Phys.*, 2007, v. 34, pp. 419-435.
34. Payne G., Leach M. Applications of magnetic resonance spectroscopy in radiation treatment planning. *Br. J. Radiol.*, 2006, v. 79, spec. N 1, pp. S16-26.

-
35. *Peignaux K., Crehange G., Truc G.* High precision radiotherapy with ultrasonic imaging guidance. *Cancer Radiother.*, 2006, v. 10. pp. 231-234.
 36. *Pelizzari C., Chen G.* Volume visualization in radiation treatment planning. *Crit. Rev. Diagn. Imaging*, 2000, v. 41, pp. 379- 401.
 37. *Ponisch F., Parodi K., Hasch B.* The modelling of positron emitter production and PET imaging during carbon ion therapy. *Phys. Med. Biol.*, 2004, v. 49, pp. 5217-5232.
 38. *Soete G., Cock M., Verellen D.* X-ray-assisted positioning of patients treated by conformal arc radiotherapy for prostate cancer: comparison of set-up accuracy using implanted markers versus bony structures. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2007, v. 67, pp 823-827.
 39. *Topkan A., Yavuz A., Aydin M.* Comparison of CT and PET-CT based planning of radiation therapy in locally advanced pancreatic carcinoma. *J. Exp. Clin. Cancer Res.*, 2008, v. 27, pp. 41-43.
 40. *Unterrainer M., Eze C.* Recent advances of PET imaging in clinical radiation oncology / M. Unterrainer, C. Eze, H. Ilhan et al. *Radiat. Oncol.*, 2020, v. 15, pp. 88- 102.
 41. *Zapotoczna A., Sasso G., Simpson J.* Current role and future perspectives of magnetic resonance spectroscopy in radiation oncology for prostate cancer. *Neoplasia*, 2007, v. 9, pp. 455-463.
 42. *Фатеев К., Терещенко Г., Беляев В.* Планирование лучевой терапии на основе магнитно-резонансной томографии: первые шаги. *Вопросы гематологии, онкологии и иммунологии в педиатрии*, 2018, т.17, 3, с. 60-65.