

DAVOLASHDA PROTON VA IONLARNING QO’LLANILISHI

*Qurbonov Anvar Razzaqovich¹, Xoshimova Soxiba Janzakovna²,
Qurbanova Barno Qurbon qizi³*

*¹Fizika va uni o`qitish metodikasi kafedrası dots v.b.PhD, ² 2-bosqich magistrлари
Jizzax Davlat pedagogika universiteti, Jizzax sh., O`zbekiston
e-mail: anvar.fizik@mail.ru*

Аннотация. Радиация терапии бу нurlanish manbasining samarali energiyasiga bog'liq holda turli kasalliklarni davolashda keng qo'llaniladi. Jumladan, ionlarning energiyasini o'zgartirib, sog'lom to'qimalarga minimal zarar etkazgan holda, maksimal energiya chiqishi o'simtaning butun chuqurligi bo'ylab sodir bo'lishini ta'minlash mumkin. Ion orqali davolashda asosiy energiya yo'qotishlari ion oqimining oxirgi millimetrlarida, to'xtashdan oldin (Bragg cho'qqisi) sodir bo'ladi.

Калит сўзлар: Protonli davolash, ionli davolash, Siklotron, sog'lom to'qima, Bragg cho'qqisi, Sinxrotron nurlanishi, o'simta, Og'ir ionlar, yadro meditsinasi.

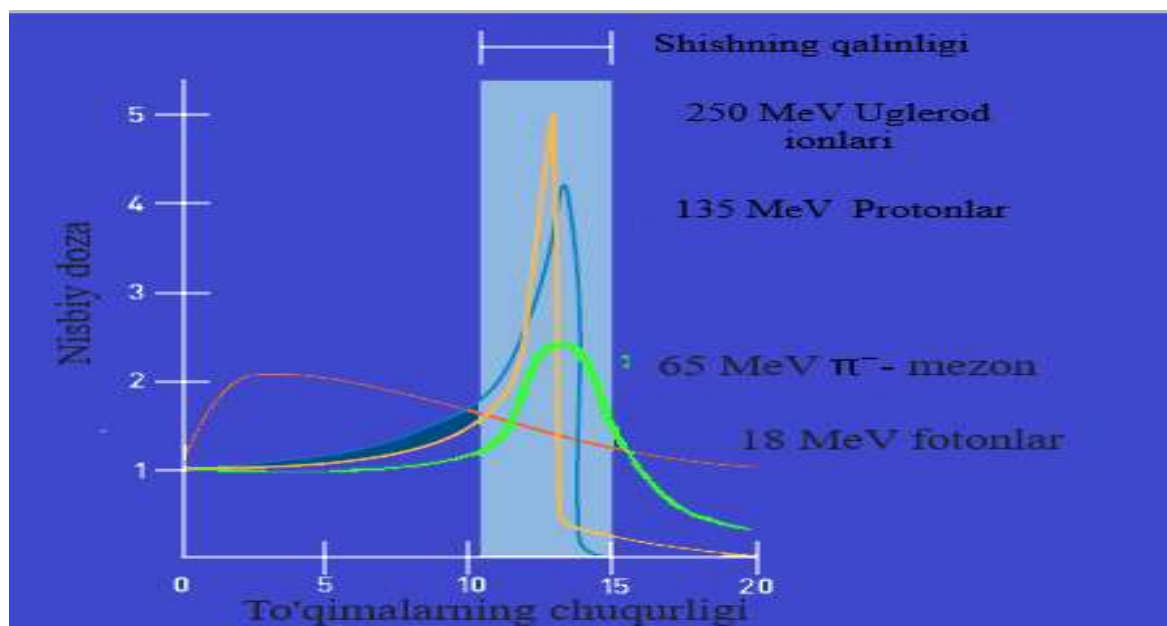
Аннотация. Лучевая терапия широко применяется при лечении различных заболеваний в зависимости от эффективной энергии этого источника излучения. В частности, изменяя энергию ионов, можно добиться того, чтобы максимальный выход энергии происходил по всей глубине опухоли, при минимальном повреждении здоровых тканей. При ионной терапии основные потери энергии происходят на последних миллиметрах ионного потока перед его остановкой (пик Брайга).

Ключевые слова: протонная терапия, ионная терапия, циклотрон, здоровые ткани, Береговский пик, синхротронного излучения, опухоли, тяжелых ионов, ядерной медицине.

Abstract. Radiation therapy is widely used in the treatment of various diseases, depending on the effective energy of this radiation source. In particular, by changing the ion energy, it is possible to ensure that the maximum energy output occurs throughout the entire depth of the tumor, with minimal damage to healthy tissues. In ion therapy, the main energy losses occur in the last millimeters of the ion flow before it stops (the Bragg peak).

Key words: Proton therapy, Ion therapy, Cyclotron, Healthy tissue, Bragg peak, Synchrotron radiation, Tumor, Heavy ions, Nuclear medicine

Gamma, elektron va neytron terapiyasi bilan solishtirganda ion terapiyasining afzalligi shundaki [4,5] asosiy energiya yo'qotishlari ion oqimining oxirgi millimetrlarida, to'xtashdan oldin (Bragg cho'qqisi) sodir bo'ladi (1-rasmga qarang). Bragg cho'qqisining chuqurligi zarrachaning boshlang'ich energiyasiga, kengligi esa nur energiyasining tarqalishiga bog'liq.



1-rasm. To'qimada doza kattaligining chuqurlikdan bog'liqligi

Shunday qilib, ionlarning energiyasini o'zgartirib, sog'lom to'qimalarga minimal zarar etkazgan holda, maksimal energiya chiqishi o'simtaning butun chuqurligi bo'ylab sodir bo'lishini ta'minlash mumkin. Zarrachalarning maksimal kirib borish chuqurligi 30 sm bilan cheklangan, bu ~250 MeV proton energiyasiga to'g'ri keladi. og'irroq ionlar uchun esa energiya bir necha yuz MeV/nuklon bo'lishi kerak [1,2].

Proton va ion terapiyasida asosan siklotronlar va sinxrotronlar qo'llaniladi. Chiziqli tezlatgichlar kamroq qo'llaniladi.

Siklotronlar qat'iy energiya bilan ishlaydi. Siklotronlarning afzalliklari - ishlashning soddaligi va ishonchiligi hisoblanadi. Siklotron nurlarining oqimlari va energiyasi terapiya ehtiyojlaridan ancha yuqori va ulardan davolash maqsadida foydalanib bo'lmaydi. Siklotrondagi hosil qilingan oqimlardan radionuklidlarni ishlab chiqarish maqsadida qo'llaniladi.

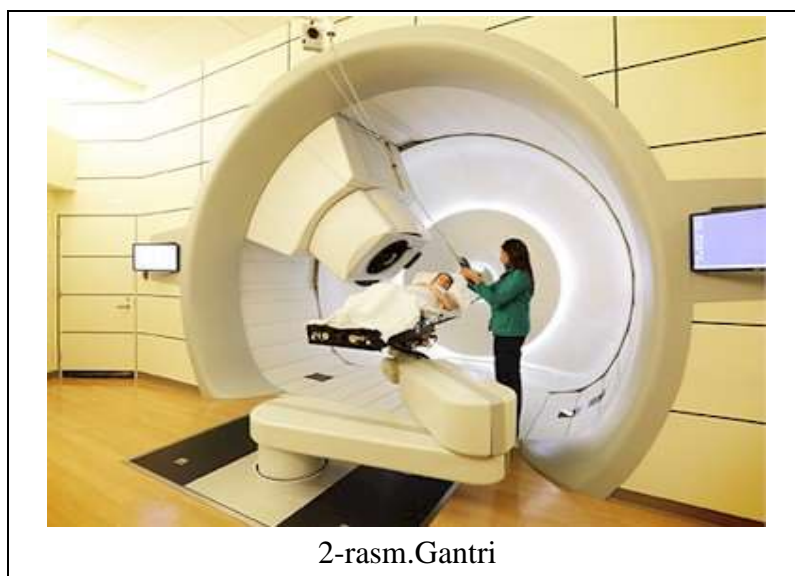
Siklotronlarning kamchiligi shundaki, energiya nurlanish yo'liga o'rnatilgan yutkichlar yordamida o'zgartirilishi kerak, bu energiya taqsimotining kengayishiga olib keladi, bu esa qo'shimcha impuls bo'yicha tahlil qilish bilan kamaytirilishi kerak.

Sinxrotronda energiya bir tsikldan ikkinchisiga kichik qismlarda o'zgarishi mumkin, shuning uchun energiya taqsimotining buzilishi sodir bo'lmaydi. Ammo sinxrotronlarni ishlatish murakkabroq va narxi qimmatroq bo'ladi.

Katta chuqurlikga kirib borishda birlamchi ion nurining ko'p tarqalishi bilan bog'liq ta'sirlar ta'sir qila boshlaydi, bu esa harakatlanish uzunligi kengayishiga va

nurning diapazoni tarqalishiga olib keladi. Shunday qilib, suvda 25 sm masofani bosib o'tganda, energiya ~ 200 MeV va boshlang'ich diametri 4 mm bo'lgan protonlar nuri yugurish oxirida diametri 25 mm gacha kengayadi. Protonlar bilan solishtirganda, og'irroq ionlar terapiya uchun yaxshiroq xususiyatlarga ega bo'ladi. Og'irroq ionlar kamroq sochiladi, masalan, uglerod ionlari nurlari uchun bu uglerod ionlarning sochilishi protonga nisbatan 4 baravar zaifroq va uglerod ionlari uchun Bragg cho'qqisining kengligi ham protonga nisbatan taxminan 4 baravar torroqdir bo'ladi. Bragg cho'qqisida va platoda doza nisbati yuqoriroq. Bundan tashqari, ular to'xtatilgunga qadar og'ir ionlar tomonidan yaratilgan yuqori darajadagi ionlanish tufayli ulardagi kislorod konsentratsiyasidan qat'iy nazar hujayra shikastlanishi sodir bo'ladi. Og'ir ionlar o'simtaning ichki, kislorod kamchilik qismlariga uning ta'siri eng samarali ta'sir qiladi.

Og'ir ionlarning kamchiligi shundaki, og'ir ionlarning bo'laklarga bo'linishi, ularning yo'l uzunligi birlamchi ionnikidan kattaroq bo'lganligi sababli, o'simta orqasida joylashgan sog'lom to'qimalar qabul qiladigan doz ortadi. Proton va ion terapiyasi bo'linmalari bir yoki bir nechta gantry deb ataladigan qurilmalar bilan jihozlangan (2-rasm): an'anaviy usulda bo'lgani kabi, radioterapiya har qanday nurlanish burchagida o'simtaga aniq zarba berish uchun nurning bemor atrofida aylanishiga imkon beruvchi katta mexanik tuzilmalar.

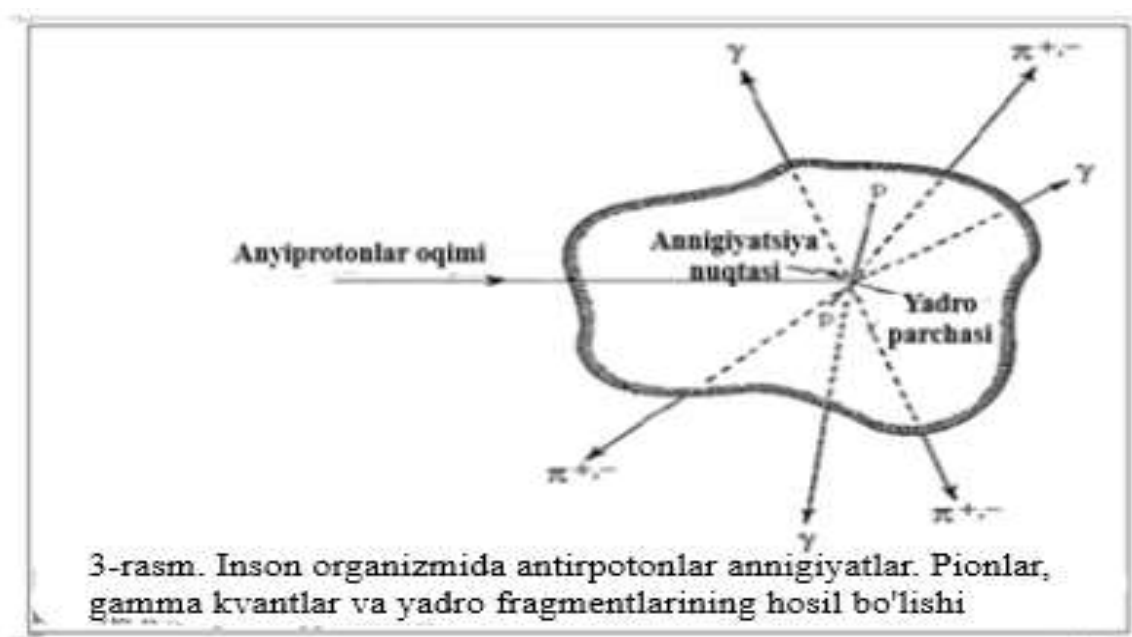


2-rasm. Gantri

Davolash uchun antiprotonlar va manfiy pionlar Radioterapiyada qo'shimcha afzalliklar π^- - mezon va antiproton nurlaridan foydalanish orqali ta'minlanishi mumkin. Biroq, bu kelajakka tegishli masaladek. Moddada to'xtab qolgan 65 MeV π^- - mezon atom yadrosi tomonidan yutiladi va uning kichik

diapazonli va yuqori o'ziga xos ionlashuvga ega bo'lgan bir nechta bo'laklarga parchalanishiga olib keladi.

Antiprotonlarga kelsak, ularning o'ziga xos energiya yo'qotilishi va radiobiologik ta'siri protonlarniki bilan deyarli bir xil. Farqlar Bragg cho'qqisi hududida boshlanadi. Protonlar bilan solishtirganda, antiprotonlar annigilyatsiyani boshdan kechiradi, ularning $\sim 95\%$ ular to'xtaganda sodir bo'ladi, energiya esa taxminan 2 GeV ajralib chiqadi.

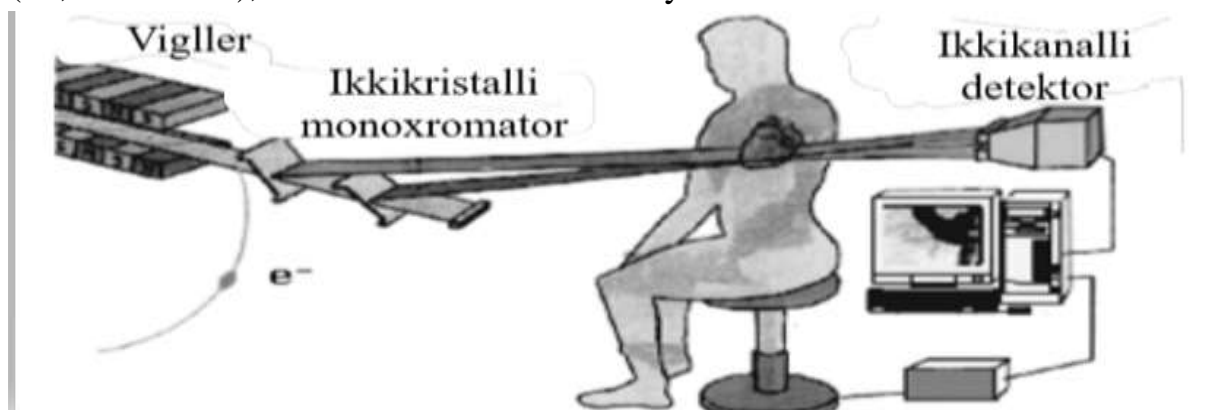


Chiqarilgan energiyaning katta qismi 4-5 ta yuqori energiyali pion tomonidan qabul qilinadi. π^0 -mezonlar tezda 70–300 MeV energiyaga ega gamma nurlariga parchalanadi. Yuqori energiyali zaryadlangan pionlar atrofdagi to'qimalarga sezilarli radiatsiyaviy zarar etkazmasdan yo'q bo'lgan hududni tark etadi. Biroq, zaryadlangan pionlar yadrolarda yadro ichidagi kaskadlarni ham keltirib chiqarishi mumkin, buning natijasida yadrolar parchalanadi. Zaryadlangan yadro bo'laklarining diapazoni kichik va ular o'z energiyasini yo'q qilish nuqtasiga yaqin joyda qoldiradilar[8].

Natijada, antiprotonlar Bragg cho'qqisi mintaqasidagi protonlarga nisbatan ancha ko'p energiya qoldiradilar. Bundan tashqari, yadro parchalari yuqori sifat omili tufayli yuqori radiobiologik ta'sirga ega.

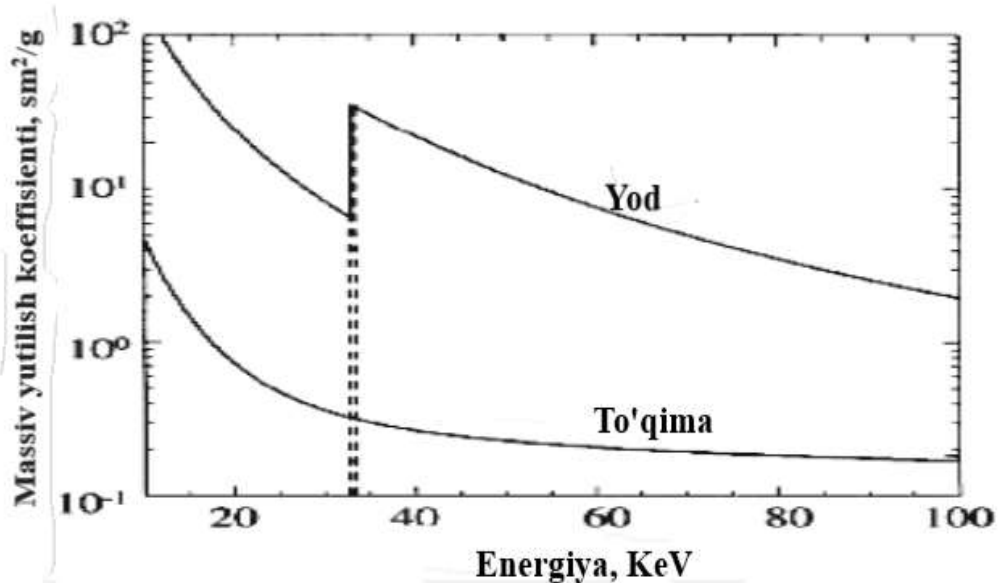
Diagnostikada sinxrotron nurlanishidan foydalanish yadro tibbiyotidagi yangi yo'nalishlaridan biri hisoblanadi. Ushbu sohadagi eng ilg'or yo'nalish - sinkrotron nurlanishidan foydalangan holda transvena koronar angiografiya (koronar arteriyalarni ko'rinishi olinishi). Ushbu usulda yod o'z ichiga olgan kontrast modda tomir orqali yuboriladi. Sinxrotron nurlanishidan ikkita foton nurlari ajratilgan: biri

energiya yuqorida, ikkinchisi yodning yutilish spektrining K-qirrasidan pastda (33,17 keV), bunda fotonni yutish kesimi keskin ortadi.



4-rasm. Sinxrotron nurlanishi ikki foton nurlari orqali tekshirilishi.

Ushbu to'plamlar yurak mintaqasida kesishadi. Ikkita nurdan olingan tasvirlar bir vaqtning o'zida ikki kanalli detektor tomonidan yozib olinadi (4 rasm). Keyin bitta rasmdan boshqasi chiqariladi va atrofdagi to'qimalarning fonida tomirlarning kontrastli tasviri olinadi. Sinxrotron nurlanishi bilan solishtirganda, an'anaviy rentgen nurlari yurak kabi tez harakatlanuvchi ob'ektlarni ko'rish uchun etarli intensivlikni ta'minlamaydi. Sinxrotron nurlanishi bilan skanerlash juda tez amalga oshirilishi mumkin[8,9,10].



5-rasm. Yod va to'qimalarda massa susayish koeffitsientlarini taqqoslash - chapda, Sinxrotron nurlanishidan foydalangan holda angiografiya sxemasi - o'ngda.

Shunga o'xshash usul bronxlarni (bronxografiya) vizualizatsiya qilish uchun ishlatiladi. Bu erda kontrast modda sifatida ksenon gaz aralashmasi (80% ksenon,

20% kislorod) ishlatiladi. (Ksenon K-qirradi 34,56 keV) Sinxrotron nurlanishining kichik burchakli divergentsiyasi tasvirni olish uchun turli zichlikdagi jismlar chegaralarida fotonlarning sinishi yoki tarqalishidan foydalanishga imkon beradi. Bu kichik o'lchamdagi va zichlikning kichik o'zgarishi bilan o'smalarni aniqlash imkonini beradi [6,7]

Har xil energiyaga ega ikkita foton nurlaridan foydalanish (masalan, 40 va 100 keV) olingan tasvirlarda engil va o'rta atom og'irlikdagi elementlarning konsentratsiyasini aniqlash va suyak mineral massasini yaxshi aniqlik bilan aniqlash imkonini beradi [4,5].

Xulosa qilib aytganda proton va ion radiatsiyasidan davolash maqsadida foydalanish o'ziga xos foydali xususiyatlarga ega bo'ladi. Ionlar va protonlar davolanayotgan hujayrada Bragg cho'qqisni hosil qiladi. Bragg cho'qqisining chuqurligi zarrachaning boshlang'ich energiyasiga, kengligi esa nur energiyasining tarqalishiga bog'liq. Bu nurlanish manbai sifatida siklotron va sinxrotron kabi tezlatkichlar qo'llaniladi. Ion nurlanish zaryadga va massaga bog'liq holda toqimalarda tez to'xtaydi va ion nurlanishi shishlar (kasallangan hujayralar)ga ta'siri yuqori bo'ladi. Faqatgina ion nurlanishi energiyasi yuqori bo'lsa hujayra yadrolari to'qnashuvi natijasida parchalanishi va har xil parchalar sog'lom hujayralarga ta'sir qilishi mumkin. Proton, antiproton, pion va ionlar bilan davolash har bir o'ziga xos xususiyatlarga ega bo'lganligi uchun ular orqali davolashda samarali metodlarni ajratib foydalanishga to'g'ri keladi.

Adabiyotlar

1. Qurbonov A., Qurbonova B., Abdurashidova D. Inson tanasidagi radioaktivlik //Физико-технологического образование. – 2021. – Т. 5. – №. 5.
2. Razzoqovich Q. A. et al. YADRO FIZIKASI NURLANISHLARINING MEDITINADA QO'LLANILISHI //E Conference Zone. – 2022. – С. 25-26.
3. Qurbonov A., Qurbonova B. INSON VA UNING HAYOTIDA RADIATSIYANING TUTGAN O'RNI //Физико-технологического образование. – 2021. – Т. 4. – №. 4.
4. Qurbonov A., Qurbonova B. RADIATSIYANING ODAMLARGA TA'SIRI //Физико-технологического образование. – 2022. – №. 5.
5. Qurbonov A. NEYTRON VA NEYTRON TUTIB OLIISH TERAPIYASINING UMUMIY JIHATLARI //Физико-технологического образование. – 2022. – №. 5.
6. Qurbonov A., Qurbonova B. TABIIY RADIATSIYA MANBALARI //Физико-технологического образование. – 2022. – №. 2.
7. К. Олимов, А. Курбанов, С. Л. Лутпуллаев и др., ЯФ 72, 636 (2009).

8. К. Олимов, В.В. Глаголев, С.Л. Лутпуллаев, А. Курбанов и др., ЯФ 74, 268 (2011).

9. К. Олимов, С.Л. Лутпуллаев, К.Г. Гулямов, А. Курбанов и др., Журнал “ДАН РУз”, №1, (2011).

10. К. Олимов, В. В. Глаголев, К. Г. Гуламов, А. Курбанов, С. Л. Лутпуллаев, А.К.Олимов, В. И. Петров, А.А.Юлдашев. Развал ядра кислорода на легкие фрагменты с массовыми числами $A \leq 4$ в ^{16}O -взаимодействиях при 3.25 A ГэВ/с . Ядерная физика 75, 432–437, 2012 г.