

**ЎЗБЕКИСТОН РЕСПУБЛИКАСИ ОЛИЙ ВА ЎРТА
МАХСУС ТАЪЛИМ ВАЗИРЛИГИ**

**БУХОРО ДАВЛАТ УНИВЕРСИТЕТИ
ФИЗИКА - МАТЕМАТИКА ФАКУЛЬТЕТИ**

«ФИЗИКА» кафедраси

УДК 61:615.617

САФАРОВА РАХИМА САТТОР қизи

«5A140202 - «Физика» (йўналишлар бўйича)

мутахассислиги 2 босқич магистранти

***«ТИББИЁТДА КЎЛЛаниЛАДИГАН ЛАЗЕРЛАРНИНГ
ОПТИК ХУСУСИЯТЛАРИ»***

мавзусидаги магистрлик диссертацияси

Илмий раҳбар: физика – математика фанлари
номзоди, доц. Б.Э.Ниязхонова

Б у х о р о - 2018

М У Н Д А Р И Ж А

КИРИШ	3
I Боб. Замонавий тиббиётда лазерларнинг ўрни ва аҳамияти	9
1.1.Тиббиёт лазерларининг яратилиши.....	9
1.2. Лазерларнинг ишлаш принципи.....	11
1.3.Тиббиётда лазерларни қўллаш самарадорлиги.....	20
II Боб. Тиббиёт лазерларининг оптик хусусиятлари	28
2.1. Биотўқималарнинг оптик хусусиятлари.....	28
2.2. Тиббиёт лазерларининг ишчи кўрсаткичлари.....	37
2.3. Тиббиёт лазерларининг ишчи кўрсаткичларини танлаш.....	43
III Боб. Тиббиётда лазерларни қўллаш	47
3.1. Лазер нурларининг биотўқимада сочилиши ва ютилиши.....	47
3.2. Лазер терапияси хусусиятлари ва турлари.....	59
3.3. Лазер косметологияси хусусиятлари.....	63
3.4. Тиббий ташҳис қўйишда лазерларни қўллаш.....	68
IV. Хулоса	73
V. Адабиётлар рўйхати	76

КИРИШ

XX асрнинг 60 йилларида физика фани соҳасида юз берган буюк ўзгаришлар - Н. Г. Басов, О. М. Прохоров, Ч. Таунс, В. Гордон, Ж. Цайгер, К. Шимода, Т. Ванг ва кўплаб бошқа тадқиқотчилар томонидан лазер қурилмаларининг яратилиши ва уларнинг фан-техника ва технологиялар ривожига таъсири жамиятда ҳам ижтимоий ўзгаришларга олиб келди.

Лазер қурилмаларининг янги-янги турлари яратилиши ва уларнинг турли-туман техник ва технологик муаммолар ечимларида кенг қўлланиши ўз навбатида тиббиёт соҳасида ҳам лазер технологияларининг кенг имкониятларидан фойдаланишга асосланган ва даволаш ўта мураккаб бўлган касалликларга шифо бўлган қурилмалар яратилиши ва клиник амалиётда бир қатор амалий ўзгаришлар ва ютуқларга асос бўлди.

Шу ўринда ушбу соҳанинг ривожланишига ўз салмоқли хиссаларини қўшган олимлар асосан СССР, АКШ, Япония, Исроил мамлакатларида бўлиб, уларда 230 дан ортиқ илмий марказлар фаолият кўрсатдилар.

Лазер технологиялари фан-техника қарийб барча соҳаларида ўз ўрнига эга бўлди. Жумладан, тиббиёт соҳасида очилган кенг имкониятлар ва турли кўринишдаги самарали оғир касалликларни даволаш ушбу соҳанинг аҳамиятини ва халқ саломатлигини тиклашдаги ютуқлари кенг жамоатчилик эътиборини ўзига қаратди.

Бизнинг назаримизда лазер технологияларининг тиббиётда муҳим ўрин эгаллаши, жадал суръатларда ривожланиши ва клиник амалиётда етакчи ўринларга чиқиши лазер нурларининг бир қатор ўзига хос бўлган оптик хоссалари билан боғлиқ:

- нурланиш энергиясининг юқори қиймати;
- нурнинг монохроматик эканлиги;
- когерентлик хоссасининг вақт ва фазода сақланиши;
- доимий ишчи режимларда юқори интенсивликка эга бўлган лазер нурланишининг барқарорлиги;

- ўта қисқа муддатли ёруғлик генерация қилиши ва ҳоказа.

Бугунги кунда махсус адабиётларда 200 дан ортиқ касалликларни даволашда шифокорлар лазер технологияларидан фойдаланаётганликлари ҳақида маълумотлар берилган.

Лазер қурилмаларининг хилма-хиллиги ва кенг диапазонда шифобахш нурларни генерация қилиши унинг «мажбурий нурланиш» ни ҳосил қилувчи техник тизимларнинг ва оптик резонаторларнинг хилма-хиллиги билан белгиланади ва ҳар бир касалликнинг ўзига хос жиҳатларини ҳисобга олгувчи даволаш қурилмалари ва муолажаларини танлашга имкон беради.

Қайд этиш лозимки, лазерли тиббиёт технологиялари ва қурилмалари мураккаблиги ва хилма-хиллиги унинг таъсир объекти, яъни инсон организмнинг мураккаблиги билан белгиланади.

Лазер тиббиёти лазер нурларининг тананинг турли қисмларига таъсирини ўз ичига олади: тери, суяқлар, мушаклар, ёғли тўқималар, ички органлар, кўзлар, тиш эмали, биотўқималари ва бошқалар.

Уларнинг ҳар бири ўз мураккаб тузилишига ва оптик хусусиятларига эга ва яхши натижалар олиш учун уларга турли интенсивлик даражасига эга бўлган лазер нурланишлари таъсир механизмини чуқур ўрганишни талаб этади.

Шу сабабли, тиббий тадқиқотларда ва амалий тиббиётда лазерлардан фойдаланиш самарадорлиги биологик объектларга нурланишнинг турли таъсирлари билан боғлиқ бўлган кенг кўламли оптик ҳодисалар (лазер нурларининг ютилиши, сочилиши, қайтиши ва ҳоказолар) дан мақсадли фойдаланишга асосланган [5-17].

Оптик нуқтаи назардан, биотўқималарни (биосуюқликлар билан бирга: қон, лимфа, плазма, меланин, гемоглобин ва бошқалар) иккита катта синфга бўлиш мумкин: 1 — тасодифий бир жинсли бўлмаган муҳитда скаляр тўлқинларнинг кўп миқдордаги тарқалиши моделида оптик хусусиятларини яхши ифодалаш мумкин бўлган тери, мия, томир девори, қон, склера каби кучли сочувчилар (оптик хира); 2 — ютилиш марказлари бўлган, масалан

кўзнинг олд қисми тўқимаси (шоҳ парда, хрусталча) оптик хоссалари бир марта (ёки кичикроқ) тартибланган муҳитда тарқалиш моделида тасвирланган кучсиз сочувчилар [15,17,21]. Аммо, бу ҳолда, скаляр ёндашув етарли эмас, чунки бу ҳолда тушаётган ва сочилаётган тўлқинларнинг вектор табиати эътиборга олинмайди; шаффоф тўқималар (офтальмология) учун бу айниқса муҳимдир.

Шунинг учун тишларда эмални, дентинни, пульпанинг ўзига хос физиологик жиҳатларини алоҳида ҳисобга олиш лозим. Бу тўқималарнинг барча хусусиятлари (спектрал хусусиятлари, қайтариш коэффициенти, нурланишнинг кириш чуқурлиги) ва бошқа биотўқималардан фарқли бўлган термофизик (иссиқлик ўтказувчанлиги, иссиқлик тарқалиши, иссиқлик қуввати) хусусиятларига эга. Шунинг учун уларга лазер нурланишининг таъсири ҳам бошқача. Демак, ҳар бир ҳолда нурланиш режимининг ушбу касалликни бартараф этувчи ва ўзига мос ишчи кўрсаткичларини танлаш керак: тўлқин узунлиги, таъсир давомийлиги, нур интенсивлиги ва ҳ.к.

Шу сабабли, турли тўлқин узунликдаги ёруғликнинг биотўқималар билан ўзаро таъсири ёруғликнинг фотохимёвий ва иссиқлик таъсирини эътиборсиз қолдириб ёруғликнинг сочувчи муҳитлар билан ўзаро алоқалар нуқтаи назаридан қаралади, шунингдек, энергиянинг флуоресценция шаклида қайта нурланиши жуда кичик эканлигини ҳисобга олиб, биологик тўқималарда айланиб юрадиган фотонларнинг массавий энергия зичлиги билан таққосланган.

Биологик тўқималар хусусиятларининг кучли фарқланиши мумкин бўлган ўзига хос таъсирларни, масалан, патологик тўқималарда тери орқали таъсир (нурланиш тери ости тўқималари сезиларли даражада тери шикастланмаган) қилиш имконини беради. Унинг биологик табиати туфайли ҳар бир тўқима бир ҳил эмас, мураккаб микроструктурага эга. Юмшоқ тўқималарнинг таркиби катта миқдордаги сувни ўз ичига олади. Суяклар таркибида турли минераллар мавжуд. Бунинг натижасида нурланишнинг тўқималарга таъсири, хусусан, зарарли, жарроҳлик, турли тўқималар ва

узушликлар учун нурланиш тўлқин узунлиги нафақат миқдорий, балки сифат жиҳатидан ҳам фарқ қилади.

Лазерларни тиббиётда қўлланилиши бошқа соҳалардан тубдан фарқ қилади. Лазерли тиббий технологиялар инсонпарварлик йўналиши билан ажралиб туради. Бу эса даволаш жараёнида биологик тўқималарни олиб ташлашнинг турли хил механизмларидан (иссиқлик ва паст энергияли коагуляция, сўнгра резорбсия, портловчи механизмлар, “совуқ” абляция) оптимал ечимни танлашни тақозо қилади.. Қизиғи шундаки, тананинг маълум бир қисмида терапевтик таъсирларни кучайтириш учун лазер таъсири бутунлай бошқа объектга йўналтирилиши мумкин. Бу ерда лазер терапияси кўрсаткич бўлиб ҳисобланади, оёқ ости ёки қафтдаги махсус нуқталарини ёки инсон терисидаги органлар проекциялари (Захарьин-Гед зоналари), орқа мия соҳасидаги қоннинг нурланишини, таъсир доирасидан анчагина узоқ бўлган ички органларга ва бутун организмга таъсир кўрсатади.

Бундан ташқари, организм бир бутунни ташкил этади, таъсири оқибати унинг тугашидан кейин ҳам узоқ вақт давом этади. Лазер жарроҳликдан кейин тананинг ремиссияси (тикланиш вақти) кунлар, ҳафталар ва ҳатто ойлар давом этади. Лазерли тиббиётнинг мураккаблиги ва комплекслиги янги технологияларни яратиш, қўлланиш йўналишларини аниқлаш ва даволаш имкониятларини тадқиқ этишни тақозо этди.

Ушбу назарий тадқиқотда тиббиёт лазерларининг яратилиши ва клиник амалиётда қўлланиш тарихи, лазерли даволаш усулларининг афзалликлари, биологик тўқималарнинг оптик хусусиятлари ва уларга лазер нурлари таъсир механизмлари, тиббий амалиётда лазер технологияларидан фойдаланишнинг асосий йўналишлари қисқача ёритилган.

1. Магистрлик диссертацияси мавзуси асосланганлиги ва унинг долзарблиги: бугунги кунда тиббиётнинг барча соҳаларига лазер технологияларининг жадал кириб келиши бўлажак шифокор - талабаларга физика таълими жараёнида ушбу йўналиш аҳамиятини, келажакда унинг

янада кучайишини ва жамият учун муҳим иқтисодий-ижтимоий аҳамиятини тўлиқроқ етказишни тақозо этади.

Ушбу тадқиқот назарий характерга эга бўлиб, нашрий адабиётлар ва Интернет ахборот ресурсларини ўрганиш асосида замонавий тиббиётда лазерлардан фойдаланиш хусусиятлари бўйича таҳлилий тадқиқот олиб бориш ва тиббиёт лазерларининг диагностик ва клиник самарадорлигини тегишли мисолларда ёритишга бағишланган.

2. Тадқиқот объекти ва предмети: тиббиёт соҳасида лазер технологияларининг ўрни ва аҳамияти, ривожланиш истиқболлари.

3. Тадқиқотнинг мақсади ва вазифалари: лазер технологияларининг тиббиётда қўлланиш тарихини ва даволаш самарадорлигини ўрганиш асосида бўлажак шифокорларда ушбу соҳага касбий қизиқиш уйғотиш.

4. Илмий янгилиги: биринчи марта ўзбек тилида тиббиёт лазерларининг яратилиш тарихи, соҳа ривожига ўз ҳиссасини қўшган олимлар ва шифокорлар ҳақида маълумотлар, Ўзбекистон Республикаси шароитида тиббиёт лазерларидан асосан хусусий клиникаларда фойдаланилаётлиги ва аҳоли учун қишлоқ даволаш масканларида лазер қурилмалар таъминоти ва улардан самарали фойдаланиш зарурати кўрсатилган.

5. Тадқиқотнинг асосий масалалари ва фаразлари:

- тиббиётда лазер технологияларини қўллаш тарихини ёритиш;
- тиббиёт лазерларининг қўлланилиш соҳаларини ва клиник самарадорлигини мисолларда ёритиш;
- Ўзбекистон Республикаси тиббиёт тизимида лазер технологияларидан фойдаланиш ҳолати ва ривожланиш истиқболларини ёритиш;
- тиббиёт лазерларининг иш принципларини ва турларини касалликлар кесимида мисолларда ёритиш;
- бўлажак шифокорларда тиббиёт лазерлари ва технологиялари истиқболи ҳақида маълумот бериш ва касбий қизиқишини ошириш ва ҳ.қ.

6. Тадқиқотнинг мавзуси бўйича адабиётлар шархи:

Таdqиқот бўйича нашрий ва электрон адабиётлар рўйхатини тайёрлашда асосан Интернет тизимидаги [mail.ru](mailto:), yandex.ru, google.com ахборот ахтариш тизимлари имкониятларидан фойдаланилди, лазер технологиялари ва тиббиёт соҳалари бўйича махсус сайтлар ва импакт фактори юқори бўлган илмий журналлардан фойдаланилди.

7. Тадқиқотда қўлланилган методиканинг тавсифи: мавзу доира-сида ахборотларни ахтариш, берилган кўрсаткичлар бўйича уларни тизимлаштириш ва шархлаш усулларида фойдаланилди.

8. Натижаларнинг илмий янгилиги ва амалий аҳамияти:

магистрлик диссертация мавзуси назарий характерга эга бўлиб, нашрий адабиётлар ва Интернет ахборот ресурсларини ўрганиш асосида замонавий тиббиётда лазерлардан фойдаланиш хусусиятлари ва тиббиёт лазерларининг диагностик ва клиник самарадорлигини ёритишга бағишланган.

Тўпланган маълумотлар ва тақдимот материалларидан университетлар физика кафедраси юқори курслари (бўлажак физика ўқитувчилари) ва тиббиёт муассасалари талабаларига дарс жараёнида қўллаш тавсия этилади.

9. Магистрлик диссертацияси тавсифи:

- **Кириш** қисмида мавзунинг долзарблиги ёритилган;
- **1 бобда** тиббиёт лазерлари яратилиш тарихи, асосий хусусиятлари, даволаш тизимидаги ўрни ва амалий аҳамияти ёритилган;
- **2 бобда** тиббиёт лазерлари ишчи кўрсаткичлари ва биотўқималарга лазер нурланишнинг таъсир механизмлари ёритилган;
- **3 бобда** тиббиёт лазерлари клиник амалиётда қўлланилиш соҳалари ва анъанавий даволаш усулларида нисбатан самарадорлиги ёритилган;

Диссертация якуний қисмида хулосалар ва библиография берилган.

Ї БОБ. ЗАМОНАВИЙ ТИББИЁТДА ЛАЗЕРЛАРНИНГ ЎРНИ ВА АҲАМИЯТИ

1.1.Тиббиёт лазерларининг яратилиши

Нисбатан хавфсизлиги, экологиклиги, қулайлиги ва юқори терапевтик самарадорлиги туфайли лазер технологиялари амалий тиббиётда тобора кўпроқ фойдаланилмоқда. 1962 йил тиббиётда лазерларни қўллашнинг бошланиши деб ҳисобланилади. Тиббий косметолог Л. Гольдман (АҚШ) биринчи бўлиб 1960 йилда физика фани бўйича Нобель мукофоти совриндорлари академиклар Н.Басов, А.А. Прохоров ва С.Таунслар томонидан яратилган тўлқин узунлиги 690 нм бўлган ёқут лазер ёрдамида татуировка йўқотиш, тери деффектларини тузатишда фойдаланди [11-15].

Кардиохирург Г. Макгуф 1963 йилда биринчи бўлиб ёқут лазеридан атеросклеротик плакларни олиб ташланиши учун фойдаланди Т. Полани ва Г. Жако 1967-1970 йилларда Nd:YAG ва CO₂ лазерларни хирургия ва гинекологияда муваффақиятли қўлладилар (pandia.ru материалларидан, автор Сердюкова Ольга, МДУ аспиранти).

1964 йилда кўриш соҳасида 488 нм ва 515 нм тўлқин узунлиқдаги, 150 Вт гача қувватга эга бўлган 351 нм ва 364 нм тўлқин узунлиқлардаги максимумга эга бўлган узлуксиз режимда ишлайдиган аргон лазери ихтиро қилинди, бу эса лазерларни кенг спектрал диапазонда қўллаш имкониятини берди.

1964 йилда АҚШда неодим (Nd:YAG) ва карбонат ангидрид (CO₂) лазерлари ишлаб чиқилди. Энг муваффақиятли бўлгани тўлқин узунлиги 1060 нм ва нурланиши узлуксиз характерга эга бўлган CO₂ лазери (азот, гелий ва CO₂ карбонат ангидрид газлари аралашмалари нурланишни таъминловчи, N₂ - юқори сатҳни тўлдирувчи ва He – пастки сатҳни бўшатувчи) бўлиб чиқди. Хўжайра суви унинг нурланишини яхши ютади. Инсоннинг юмшоқ тўқималари асосан сувдан ташкил топганлиги учун CO₂ лазердан скальпель сифатида фойдаланила бошланди. Бунда биотўқималар

қон йўқотиши кичик қон томирларида қоннинг тез коагуляцияси ҳисобидан яра тез битади.

1969 йилда - биринчи импульсли бўёқ лазерининг ишлаб чиқилиши 1980 йилда бир қатор импульсли бўёқ лазерларини яратиш имконини берди: родамин - 6Ж, родамин - С, оксазин -17, полиметил- метакрилатдаги оксазин-1 лар гемангиомалар, туғма доғлар, татуировкалар ва бошқа тери дефектларини тuzатиш имконини беради. Бўёқли лазерлар узлуксиз, импульсли ва импульсли даврий режимларда яқин ИК дан то яқин УБ гача кенг диапазонда ишлайди. Бу лазерли косметология ва дерматологияни ишлаб чиқишга, тиббий хизматлар сонини кенгайтириш ва сифатини оширишга имкон берди.

Биринчи эксимер лазер 1975 йилда ишлаб чиқилди. Эксимер лазерлар Бутун УБ диапазонни камраб олади: Ar₂ (126,5 нм), Kr₂ (145,4 нм), Хе₂ (172,5 нм), ArF (192 нм), KrCl (222,0 нм), KrF (249,0 нм), ХеCl (308,0 нм), ХеF (352,0 нм), бунинг натижасида тиббиётда қўлланадиган соҳалар ва тиббий хизматларнинг рўйхати жуда кенг (Роспатент маълумотидан).

1990 йилларда яримўтказгичли лазерлар кашф қилинди. Улар УБ, кўриш ва ИҚ диапазонларда (320 нмдан то 3200 нмгача) ишлайди ва фаол моддалар сифатида яримўтказгичли кристаллар қўлланилади. Ҳозирги кунда 40 дан ортиқ яримўтказгичли материаллар ва диодлар асосида ишлайдиган турли хил лазерлар яратилган. Алоҳида 2000 йил физика фанидан Нобель мукофоти лауреати Ж.И.Алферовнинг шу йўналиш ривожига қўшган илмий ҳиссасини- ёруғлик нурлатувчи гетероструктураларни қайд қилиш лозим [6].

2000 йиллар Европа, Америка Қўшма Штатлари ва дунёнинг Осиё мамлакатларида замонавий тиббиётнинг энг истиқболли соҳаларидан бири бўлган лазер усуллари кенг тарқатиш даври бўлди.

Бугун дунёдаги иқтисодий ривожланган мамлакатларда (АҚШ, Хитой, Германия, Франция, Япония ва бошқалар) лазер ускуналари ишлаб чиқарадиган ўн минглаб компаниялар ва бугунги кунда лазер технологиялари асосида тиббий хизмат кўрсатадиган юз мингдан ортиқ клиникалар ишлаб

турибди. АҚШ, ЕС ва КХР фирмалари орасида бўлиниб, жаҳон лазер бозори барқарор ўсиб бормоқда. 2000 йилда асбобларни сотиш 70 миллиард долларни ташкил этган. 2001-2018 йиллар учун статистика йўқ.

Маълумот: Ўзбекистон Республикасида лазер технологиялари кўплаб касалликларни даволаш учун асосан хусусий клиникаларда қўлланилади. www.goldenpages.uz веб-сайтига кўра, "Тошкентда, Ўзбекистонда лазер билан даволаш" бўлимининг 06.07.2011 дан ҳозирги кунгача бўлган қисми 10059 марта, 2016-йил августидан 2017-йилгача бўлган даврда эса 3363 та муружаатни амалга оширилди, бу ўсиш тиббий хизматларга талаб кўрсатади.

1.2. Лазерларнинг ишлаш принципи

Лазерларнинг ишлаш принципида фаол модданинг атом тузилиши жуда муҳимдир. Муҳит атомларининг қўзғалган (ғалаёнланган) ҳолатида, метастабил ҳолатида ёки ғалаёнланган ҳолатда “узоқ вақт туриш” хусусияти бўлиши зарур. Атомлар ўз тузилишига қараб бирор “туртки”сиз $10^{-7} - 10^{-9}$ секунд метастабил ҳолатда бўладилар. Оддий муҳитдан ёруғлик ўтса у ютилади ва интенсивлиги камаяди. фаол муҳитда эса ёруғлик тарқалишида у кучайиши ва интенсивлигини ортиши кузатилади. Бундай муҳитлар фаол ёки зарраларнинг энергетик сатҳлар бўйича инверсли (тескари) муҳит дейилади. Оптик квант генератори (ОКГ) ёки лазер фаол муҳит, қўзғатувчи (тебрантирувчи) қурилма ва резонатордан иборат бўлади.

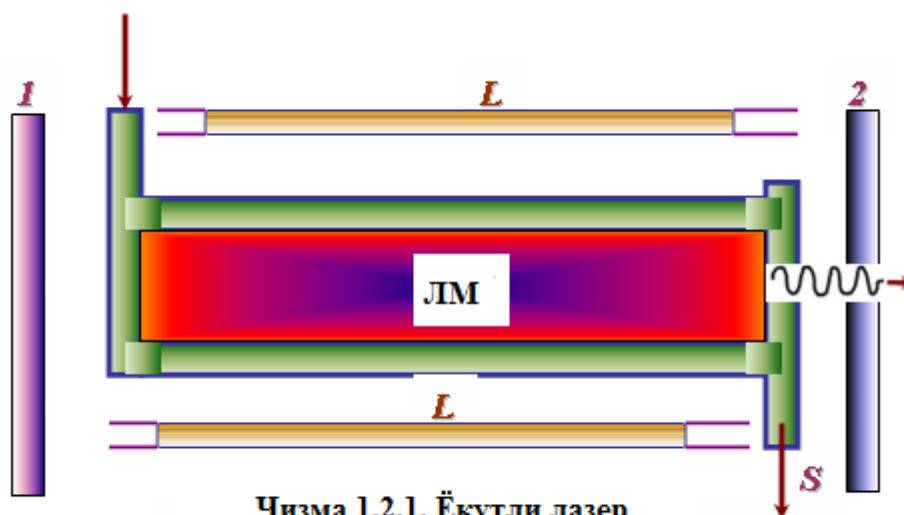
Фаол муҳит турига қараб лазер қурилмалари қаттиқ жисмли, суюқликли, газли, яримўтказгичли ва бўёқ моддали лазерлар кўринишида бўлади.

Муҳитни ғалаёнланган (уйғонган, қўзғалган) ҳолатга келтириш (активлаштириш) қўзғатувчи қурилма ёрдамида “қўзғотиб” амалга оширилади. Қаттиқ жисмли лазерларда қўзғатиш ёки “оптик тазйиқ” кучли ёруғлик ёрдамида бажарилади. Газли лазерлар электр разряди (учқун)дан фойдаланилади. яримўтказгичли лазерлар фаол муҳит ишчи қисми p-n ўтиш орқали электронлар оқими (электр токи) ни ўтказишга асосланиб ишлайди.

Инверс бандли муҳит нурланиши интенсивлигини оширишда резонаторлар (иккита яқин шаффоф кўзгулар) дан фойдаланилади.

Тарқалаётган фотонларнинг фаол муҳит орқали кўп марта ўтиши резонатор ёрдамида амалга оширилади. Лазерларда улар тутиб қолувчи ва кучайтирувчи вазифасини бажаради.

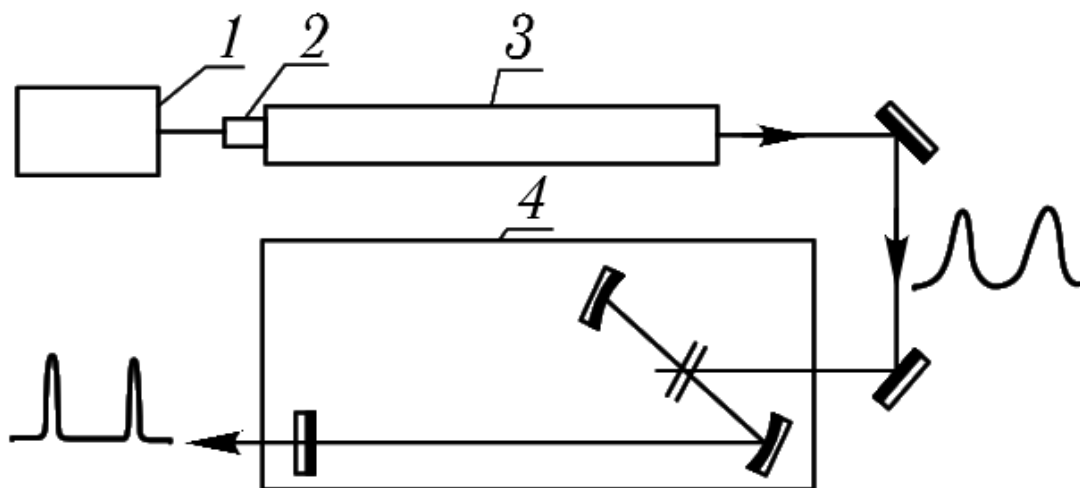
Лазерларнинг иш жараёнини 3 ёки 4 сатҳли моделда кўрсатиш мумкин. Уч сатҳли генераторларда “лазер нурланиш” электронларнинг инверс жойлашиши асосида сатҳ билан “уйғонган” сатҳларнинг бирортаси орасида, тўрт сатҳли генераторларда эса иккита “уйғонган” сатҳлар орасида рўй беради. Уч сатҳли схема билан ишлайдиган лазерларга ёкут (рубин) лазер мисол бўла олади. Бу гуруҳга кирган хром Cr^{3+} , самарий, уран U , неодим



Чизма 1.2.1. Ёкутли лазер
LM лазер материали (ёкут)

Nd^{3+} ва бошқа элементлардан тузилган лазерлар киради. Рубин (ёкут) лазерда 0,05% гача хром Cr^{3+} ионлари қўшилган алюминий оксид Al_2O_3 дан тайёрланган кристалл ишлатилади (1.2.1- чизма).

Лазерларда асослари параллел бўлган цилиндрик стержен ишлатилади. Импульсли лампадан чиқувчи ёруғлик фаол муҳитда тебраниш ҳосил қилади. Лазер нурланишини ҳосил қилишда бир неча минг жоулгача энергияли зарядланган конденсаторлар батареяси лампа орқали разрядланади. Лампа қисқа муддатлар ёруғлик оқими билан ёкут ўқини ёритади. Импульсли



Чизма 1.2.2. Бўёкли лазер схемаси. 1-юкори частотали тебранишлар генератори; 2- мажбурий модалар синхронизациясини таъминловчи курилма; 3- модалари синхронлашган аргон лазери; 4- бўёкли лазер.

лампаининг кучли ёруғлик оқими ёқутга тушганда, хром ионлари лампадан чиқаётган нурланиш спектрининг яшил ва сариқ қисмларини ютиб, “уйғонган” ҳолатга, яъни учинчи энергетик сатҳга ўтади. Хром ионлари қисқа вақт тургач, спонтан ҳолда нурланишсиз иккинчи (метастабил) ҳолатга ўтади. бу нурланишга тайёр фаол муҳитни ҳосил қилади. Лампа нурланишидан туртки олиб, лазер нурланиши ҳосил қилинади. Лазернинг нурланиш қуввати 2 Квтгача етади. Унинг фойдали иш коэффициенти 0,1-10% ни ташкил этади.

Суюқликли лазерлар органик бўяқлар эритмасида ишлайдиган лазерлардир. Бу лазерларда “оптик тазийқ” ни ёқутли лазер ёки неодим шишали лазер бажаради (1.2.2-чизма). Бўёқ моддаларнинг кўп тури (~100) мавжуд эканидан лазер нури частотаси турли бўлади. Азот, мис ва эксимер лазерлар импульс режимида эффектив дамлашни амалга оширади. Кўндаланг ва худди шундай бўйлама дамлаш (резонатор ўқи бўйлаб) дан фойдаланилади. Азотли лазернинг УВ нурланишини бўёқ лазерининг кўзга кўринадиган нурланишига айлантириш самарадорлиги 10%, бундай лазернинг қайта тиклаш диапозони частотани икки баравар ошириш билан 350–1000 нм ва 217–310 нм, генерация чизиғининг кенглиги — 0,01 нм гача, резанотор ичидаги Фабри–Перо эталони билан — 0,001 нм га яқин, импульсларнинг такрорланиш частотаси — 50–100 Гц, импульс давомийлиги

— 5–10 нс, импульс қуввати —105 Вт атрофида, лазер нурининг сочилиши —тақрибан 10 мрад.

Кўплаб чизиклар нурлаётган эксимер лазерларни дамлаш учун лазерларнинг қуйидаги параметрлари характерли бўлиб ҳисобланади: 320–980 нм —тўлқин узунликлар диапазоли, 0,4 Вт атрофидаги— ўртача қувват, тақрибан N₂ лазерни дамлашдаги каби импульс давомийлиги ва чизик кенглиги. Мис лазер билан дамланадиган спектрнинг яшил соҳасида нурлайдиган умумий қуввати 4 Вт бўлган саноат лазери ЛЖИ 504 тўрт хил бўёқ ёрдамида ўртача қуввати тахминан 600 мВт бўлган 530-710 нм тўлқин узунлиги ораллиғини қоплаш имконини беради. Лазер импульсининг давомийлиги — тақрибан 18 нс, уларнинг такрорланиш частотаси — 10 кГц, нурланиш чизигининг кенглиги —0,05 нм яқин (резонаторида Фабри–Перо эталони билан тақрибан 0,002), нурнинг тарқалиши (сочилиши) — 3 мрад. Генерациянинг квазиузлуксиз режимини таъминлайдиган юқори частотали импульсларнинг такрорланиши лазернинг асосий афзаллигидир.

Бўёқларда ишлайдиган лазерлар узлуксиз режимдаги ва ноёб қайта қуриладиган когерент нурланиш манбалар бўлиб ҳисобланади. Бундай ҳолда Аг -ва Кг-лазерлари дамловчи лазер сифатида ишлатилади. Инверсияни яратиш учун, дамловчи нурланишни диққат билан фокуслаш (10-30 мм гача бўлган ўлчамга қадар), чунки тахминан 1 МВт / см² га тенг бўлган юқори қувват зичлиги талаб қилинади. Нурланаётган буюқнинг совутиш зарурлиги унинг тез ҳайдалиши ҳисобига руй беради.

Родамин 6Ж ($\lambda = 600$ нм) учун аргон лазери ($\lambda = 458\text{--}514$ нм) билан дамланганда ишлаб чиқариш самарадорлиги — 25 % атрофида, худди шундай ишлаб чиқариш самарадорлик оксазин-1 ($\lambda = 750$ нм) бўёғини крептон лазер ($\lambda = 647\text{--}676$ нм) билан дамлаганда олиш мумкин, бошқа лазерларнинг эффективлиги кам тақрибан 3–15 %. Бўёқли узлуксиз лазерларнинг чиқиш қуввати 30–40 Вт га етади. Одатда дамлаш лазерларининг қуввати 1-25 Вт, 400-1000 нм диапазонда бўёқ лазерларининг тўлқин узунликларини қайта қуриш орқали таъминланади. Бир частотали

лазерлар учун частотанинг ингичка қайта қурилиши 10–30 ГГц чегарасида амалга оширилади, чизиқ кенглиги 10–100 МГц дан ошмайди, стабилизация тизими мавжуд бўлганда эса 100 кГц кам бўлиши мумкин. Лазер дасталарининг диаметри —0,5 мм яқин, уларнинг сочилиши 1,5–2,0 мрад га тенг.

Газ лазерлар орасида энг содда ва арзони уйғонган неон атомларда ишлайдиган гелий-неон (He-Ne) лазеридир. Дамлаш милтиллама разряд орқали ингичка капиллярда (1-5 мм) умумий босим (1-5) 133 Па да (5-10):1 нисбатда амалга оширилади. Бу лазер спектрнинг кўриш ва яқин инфрақизил соҳасида ишлайди (умуман олганда 200 дан ортик чизиқлар). Аммо $\lambda = 632,8; 1152,3$ ва $3391,2$ нм тўлқин узунликларнинг интенсивликлари бошқаларга нисбатан анча катта. Конструкцияга боғлиқ ҳолда (асосан фаол элемент узунлигига боғлиқ) чиқиш қуввати кичик улушлардан то юз милливаттгача. 632,8 нм тўлқин узунлиги учун фаол элемент бирлигидаги солиштирма қувват, разряд солиштирма қуввати 50 Вт/м бўлганда 50 мВт/м га тенг бўлади.

Бундай солиштирма қувват қийматини ва барқарор лазер генерациясини олиш учун $\lambda = 3391,2$ нм ликли биргаликдаги генерацияни йўқотиш керак, бунинг учун савдо ва лаборатория лазер намуналарида кенг қўлланиладиган турли воситалар ишлаб чиқилган.

Нурланиш параметрларининг юқори барқарорлигини таъминлашнинг энг содда ва ишончли воситаси лазер кўзгуларининг интерференцион қопламали технологиясидан фойдаланиш ҳисобланади. У ишчи тўлқин узунлигида юқори қайтаришни ва рақобат тўлқин узунлигида эса кичик қайтаришни таъминлаб беради.

Бу йўл кўплаб диагностика ва терапевтик вазифаларнинг талабларини қондирадиган тўлақонли кенг кўламли қувватга эга бўлган He-Ne лазерларининг барқарор ва ишончли бир қаторини яратиш имкониятини очади. Бир қатор хорижий фирмалар He-Ne лазерларини "янги", ноанъанавий, тўлқин узунликда ишлаб чиқармоқдалар.

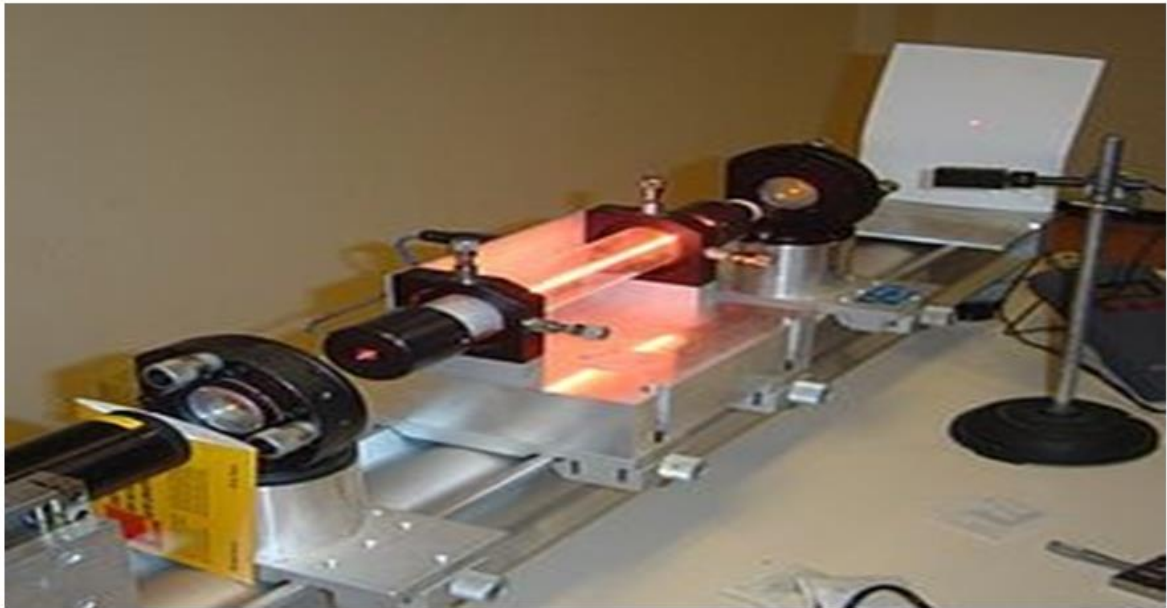
Бошқа атомар лазер He–Xe характеристикаси тўлқин узунлиги $\lambda = 3391,2$ нм бўлган He–Ne жуда ўхшайди. Гелий-ксенон лазер спектрнинг ИҚ-соҳасида 2026,2, 3508,0, 3869,7 ва 5575,4 нм тўлқин узунликларда ишлайди ва у юқори кучланишга, генерация чизиғининг торлиги ва нисбатан кичик қувватда ишлайди (лазер узунлиги $L \approx 0,5$ м бўлганда, $\lambda = 3508$ нм тўлқин узунликда 10 мВт катта эмас). He–Ne ва He–Xe лазерларининг барча афзалликлари билан уларнинг фойдали иш коэффиценти тахминан 0,1% ва кам чиқариш қуввати камлиги каби қатор камчиликларга эга.

Импульсли атомар лазерлар нисбатан катта ФИК ва ўртача қувватли бўлиб бу лазерларнинг ишчи муҳити сифатида чекланган ўтишларга эга бўлган изоляцияланган атомлар парлари қўлланилади.

Кўриш соҳасида яшил, қизил ва сариқ чизиқли интенсив нурланишни генерациялаётган мис ва олтин буғларидаги лазерлар биомедицинада қўллаш учун қизиқарлидир [7]. Мис буғларидаги лазернинг $\lambda = 510,5$ нм тўлқин узунликли яшил чизиғи энг интенсив (умумий интенсивликнинг 70% ни ташкил этади) бўлиб ҳисобланади. Сариқ чизиқнинг тўлқин узунлиги 578,2 нм. Олтин буғларидаги лазернинг қизил чизиғи 627,8 нм тўлқин узунликка эга.

Газли лазерларда фаол муҳит соф газ ёки газлар аралашмасидан иборат бўлади. Гелий-неонли лазер бунга мисол бўла олади (1.2.3-чизма). Газ аралашмаси электр разряди билан “уйғонган” ҳолатга келтирилади. Бу лазер резонатори газли най ўқиға тик жойлаштирилади. Бу лазер нурланиши $\lambda = 0,633$ мкм бўлган когерент тўлқиндир ёки $\lambda = 1,15$ мкм инфрақизил нурни генерациялайди.

Инфрақизил молекуляр CO₂ лазерлар жарроҳлик ва косметология соҳасида кенг қўлланилади, уларнинг нурланиши терапия ва диагностика, атроф-муҳитни ифлосланишини таҳлил қилишда атроф-муҳитни ўрганишда ва бошқаларда қўлланилади. CO₂ лазер 9,4 ва 11,1 мкм тўлқин узунликлар



Чизма 1.2.3. Гелий-неон лазер

соҳасидаги элементи бўлмаган лазер шу тўлқин узунлигида ишлайди. Узлуксиз тебранма-айланма йўл-йўл молекуляр чизикларни чиқаради. Ушбу тўлқин узунлиги диапазонида 9,2 дан 11,1 мм гача бўлган полосадан (110 тагача) кўплаб чизикларида ишлаши мумкин. Генерация чизикларини қайта тиклаш одатда лазер кўзгуларидан бири сифатида фойдаланиладиган дифракция панжараси ёрдамида амалга оширилади. Тўлқин узунлиги $\lambda = 10,6$ мкм га яқин бўлган Р (18), Р(20) ва Р (22) линиялари энг катта кучланишга эга, шунинг учун дисперсион лазерни уйғотиш учун, кўпкомпонентли аралашма (одатда (15-20) 133 Па умумий босимдаги CO_2 – N_2 – He – Xe) доимий токли кўндаланг милтиллама разряд дан фойдаланилади. Кичик ва ўрта қувватли саноат лазерларининг ишлаб чиқариш қуввати 5-100 ватт, даста диаметри 5-10 мм, сочилиш 1-5 мрад. CO_2 лазер юқори самарадорлиги билан ажралиб туради (10-20%).

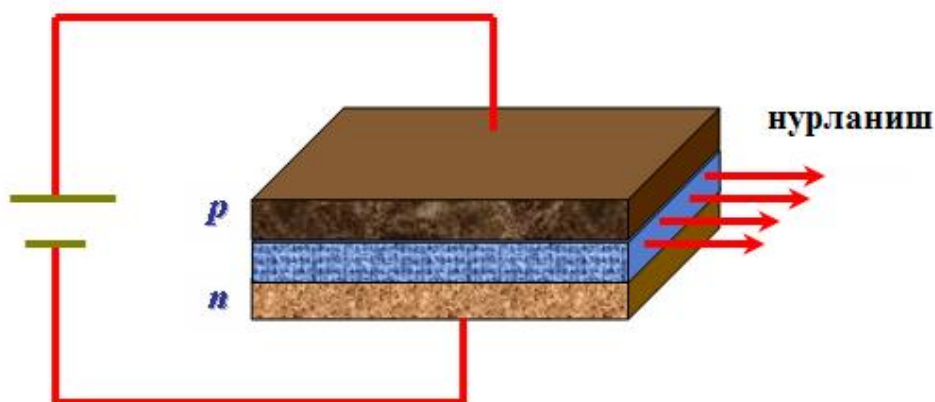
Яримўтказгичли лазерларда фаол муҳит р-п ўтишли яримўтказгичдир. Яримўтказгичли лазерларда фаол муҳит оптик тазйиқ ва электр токи таъсирида уйғонган ҳолатга келтирилади. Яримўтказгичли диод қалинлиги 0,1 мм ва юзаси бир неча мм^2 бўлган кристалл пластинкадан иборат (1.2.4- чизма). Пластинканинг икки томонига электродлар уланади. Бу

лазерлар нурланиш диапазони инфрақизилдан ультрабинафшагача бўлиши мумкин. Бу лазерлар тузилиши содда, ўлчамлари кичик ва узок вақт давомида ишлайди.

Ионли ва кимёвий лазерлар ҳам газли лазерлар ҳисобланади. Ионли лазерларда фаол муҳит ионлар бўлса, кимёвий лазерларда эса кимёвий реакция натижасида уйғонган ҳолатга ўтган атомлар бўлади.

Кўриш ва яқин ИҚ диапозонларида нурлайдиган лазер ва лазер тизимларининг аксарияти ёки 0,05-4% оралиғида кичик тўла самарадорлик (ФИК) ёки сезиларли даражада ўлчамлари катта ва жуда мураккаб қурилма. Буларнинг барчаси улар асосида биологик муҳит диагностикаси компакт воситалари ва спектроскопияси, шунингдек терапия ва жарроҳлик яратилишига тўсқинлик қилади. Уларга етарли даражада рақобат қила оладиган тўлқин узунликлари диапозони 575 нм дан 49,1 мм гача бўлган, юқори самарадорликли (66% гача) эга бўлган жуда ихчам ва содда тузилишли инъекцион ярим ўтказгичли лазерлар мавжуд.

Яримўтказгичли лазерларнинг асосий камчиликлари чиқишдаги (0,5-1,0 мм) жуда кичик нур дастасидир, бу бошқа лазерларга нисбатан нурланишнинг жуда сезиларли сочилиши (фаол қатламга перпендикуляр текисликда $20-40^{\circ}$, ва қатлам текислигида $5-10^{\circ}$ ни ташкил этади - дастанинг эллиптик қесими). Аммо диоддан чиқишда даста ўлчамларини катталаштирувчи турли хил технологик усуллар ва коллимацион оптиканинг қўлланилиши (цилиндрик линзалар) сочилишни камайтириш имконини беради ($0,6-3,0^{\circ}$ гача).



Чизма 1.2.4. Ярим ўтказгичли лазер

Фазаланган диодли чизиклар ёки катакчалар тобора кучайиб бораётган ёруғлик дастасига ва узоқ зонада сочилишнинг камайиши $0,01^0$ га қадар, бу 1-3 мкм диаметрли нуқтага нурланишни фокуслаштириш, нурланишни узатиш учун бир модалик оптик толаларни самарали қўллаш, биологик микроорганизмларнинг диагностикасини таъминлаш имконини беради.

Инжектор лазерларининг кучайтириш чизиғининг кенглиги етарлича катталигини кайд қилиш лозим. Резонатор ўлчами кичиклиги (1 мм дан кичик) мос равишда кўндаланг модаларнинг сийраклиги (50 ГГц тартибда, $1,6 \text{ см}^{-1}$) ва алоҳида модаларнинг 50 кГц дан ошмаслиги (тўлқин узунлигини) нозик, доимий нисбатан кенг чегарада созлаш имконини беради.

Бир қатор диагностик ва терапевтик мақсадлар учун ярим ўтказгичли лазерларнинг (575–1500 нм) кўриш ва яқин инфрақизил нурланиш соҳалари қизиқиш уйғотади: қизил чизикда ишлайдиган, энг кўп қўлланиладиган He–Ne лазерини ихчам, ундан қолишмайдиган ва кўпинча ундан чиқиш қуввати билан афзал бўлган, минг марта катта самарадорликка эга ярим ўтказгичли лазерга алмаштириш ҳақида гапириш мумкин. Қувватли инжекцион лазерлар аргон ёки криптон лазерлари ўрнига биотўқималар фотокоагуляциясида муваффақиятли қўлланилмоқда [2].

Кўплаб миқдордаги лазерлардан ташкил топган икки ўлчамли панжаралар, бир неча юз ватт қувватли нурланишни генерациялайди. Масалан узун импульсли режимда ($\tau_n = 150 \text{ мкс}$, $f = 40 \text{ Гц}$, инжекция токи 80 А тенг) 40 % фойдали иш коэффициенти билан 800 Вт. Инжекцион лазерларнинг икки ўлчамли матрицаси $\lambda = 810 \text{ нм}$ тўлқин узунлигида, 0,5 мс импульс давомийлигида, $f = 20 \text{ Гц}$ да 1 кВт/см^2 қувват зичлигини олиш имконини беради. AlGaAs/GaAs асосида 150 лазерлардан ташкил топган матрица 450 Вт қувватни, 4 нс давомийликдаги, такрорланиш частотаси 1 кГц импульсни беради.

1.3.Тиббиётда лазерларни қўллаш самарадорлиги

Лазер ва фармакотерапия бирлашмаси организмнинг гиёҳванд моддаларининг фаол таркибий қисмларига таъсирчанлигини оширишга олиб келади. Шунинг учун лазеротерапия ҳар доим дори воситаларининг рационини қисқартиришни ўз ичига олади, ўртача **20-30 %гача, кўпинча 50%гача.**

Жами - ҳар бир касаллик ва бемор учун асосий кўрсаткичларга кўра лазер терапиясининг самарадорлиги дастлабки кўрсаткичларга нисбатан сифат ўзгаришининг **49 дан 90% гача** ўзгариб туради.

Лазерларни даволашнинг патогенетик механизмлари суяк ва мушак касалликларни даволашда, жароҳатларнинг яраланиши ва жароҳатни даволаш, ишемия, гипертония, ошқозон яраси, юрак-қон томир тизимининг касалликлари, асаб ва сийдик чиқариш тизимлари, тери касалликлари ва патологиялари, жарроҳлик муаммоларини ҳал қилишда (йирингли абцесслар, узоқ муддатли даволанадиган жароҳатлар ва ҳ.) ва бошқалар.

Лазерларни даволашнинг замонавий усуллари 200 дан ортиқ касалликлар учун ишлаб чиқилган. Аммо бу кам энергия лазерлари учун бошланиш. Уларнинг тадқиқоти давом этмоқда ва у доимо кашфиётларга олиб келади. Лазер нурланишининг ноёб хусусиятлари лазерларни илм-фаннинг турли соҳаларида, жумладан, тиббиётда ажралиб туради. Тиббий лазерлар кўплаб касалликларни даволашда янги имкониятлар очиб берди. Лазерли тиббиёт шартли равишда асосий бўлимларга бўлинади: лазер диагностикаси, лазер терапияси ва лазер жарроҳлиги.

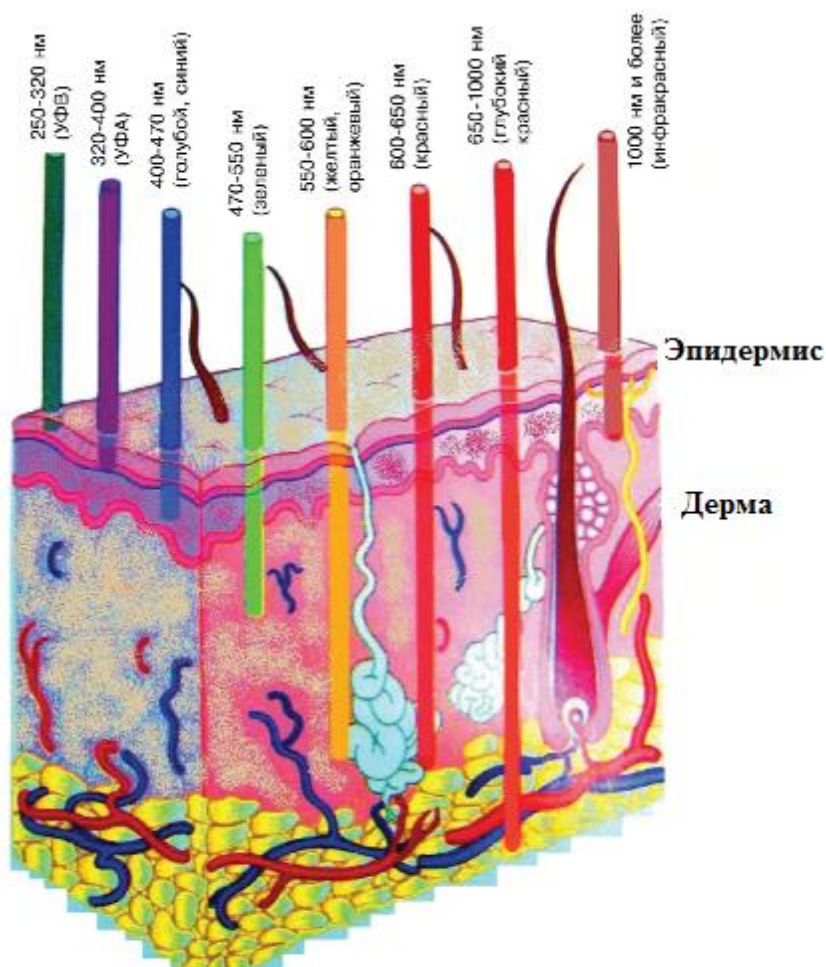
Организмга лазер нурланиши таъсирининг асосийлари:

- **биотўқималарни микроқиздирилиши** ($0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ гача чегарада) K^{+} ва Na^{+} ионларнинг чиқиши билан, молекуляр транспортнинг ошиши ва протиеен каналларининг очилиши;
- **электронларнинг уйғотилиши**, фотоионизация ва тикланиш / қайта қурилиш;

- "энергия узатилиши" организмда эркин зарядлар ва электромагнит майдонларни қайта тақсимлаш сабабли;
- эркин радикалларнинг ҳосил бўлиши ва и биосфераларнинг занжирли оксидловчи жараёнларининг бошланиши.

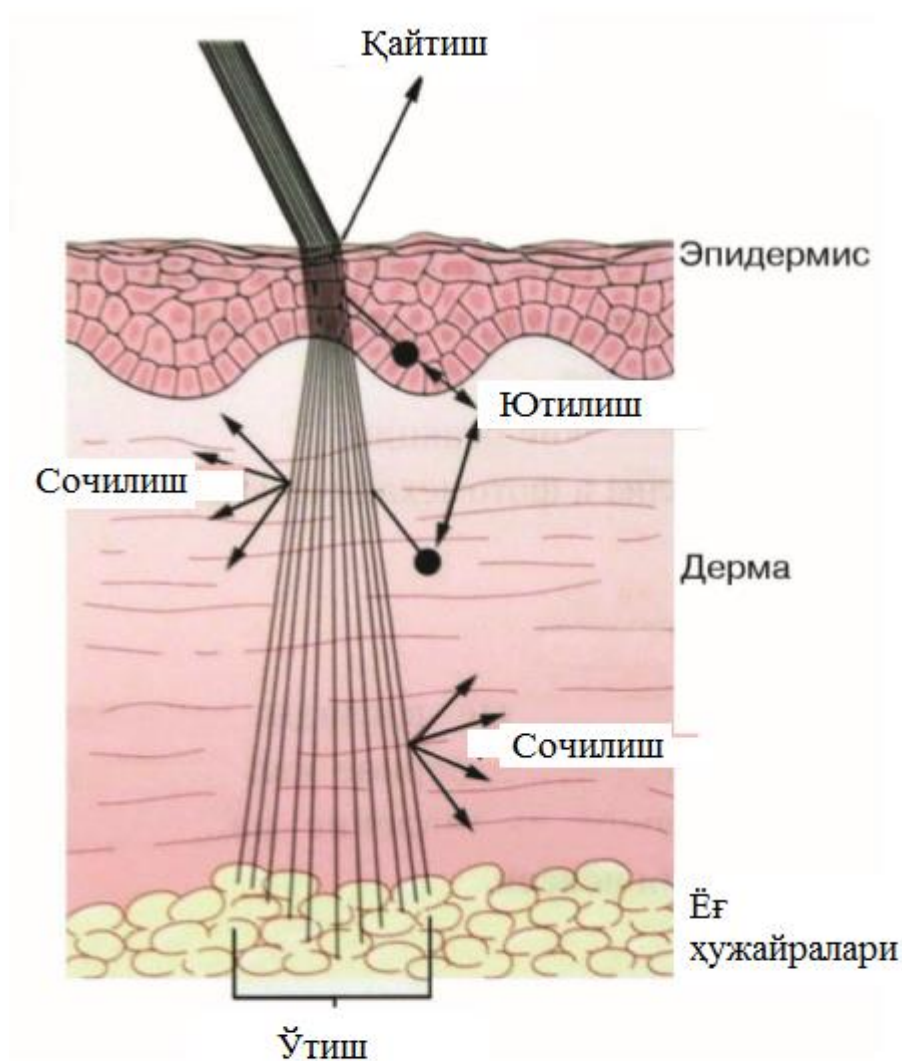
Ушбу жараёнлар хужайралар ва молекулалар даражасида юз беради, хужайра метаболик (алмашинув) фаоллигини рағбатлантиради ва бутун организм биокимёсининг энергия манбасини ишлаб чиқаради, аниқ антиоксидант таъсир кўрсатади, патологик ўзгаришлар билан тўқималарда энергия билан боғлайдиган жараёнларни фаоллаштиради, фермент самарадорлигини оширади.

Лазерли терапиянинг иккиламчи таъсири: марказий асаб тизимининг мувозанати йўқолиши; органлар ва тизимлар фаолиятини



Чизма 1.3.1. Ёруглик абсорбциясининг тулкин узунлигига богликлиги

фаоллаштириш; тўқималарнинг янгилалини тезлаштириш, организмдаги янги / ёш хужайралар миқдорини ошириш; иммунитетни ошириш; индивидуал тарздаги компенсатор ва мослашувчан реакциялар.



Чизма 1.3.2 . Терида кузатиладиган оптик жараёнлар

Тиббиётда ишлатиладиган лазерлар электромагнит тўлқин спектрининг [1, 2] кўринадиган ($\lambda = 380 — 760$ нм), инфрақизил ($\lambda > 760$ нм), УВ ($\lambda < 380$ нм) ва рентген ($\lambda < 1$ нм) нурларини генерациялайди. Лазер асосини унинг актив муҳити ташкил этади. Фаол муҳит учунқаттиқ жисмлар (кристаллар, қотишмалар, ярим ўтказгичлар), суюқлик (бўёқ эритмаси) ёки газлар (CO_2 , ҳалоген, инерт газлар ёки газ аралашмалари) бўлиши мумкин [3]. Ушбу лазер томонидан чиқарилган тўлқин узунлиги ва радиация бошқа параметрлари фаол модданинг таркибига боғлиқ. Актив муҳит фаоллашуви электромагнит

тўлқинлар ёки кучли ёруғлик оқими ёрдамида эришилади ва натижада кўп молекулалар ва атомларнинг уйғонишига олиб келади [4]. Ягона молекулаларнинг бошланғич ҳолатига спонтан қайтиши ва муҳитнинг атомлари уларнинг ҳар биридан (электромагнит нурланиш фотони) ёруғлик квантининг чиқарилиши билан бирга келади. Бундай фотоннинг бошқа уйғонган мақсад билан тўқнашуви ундан ўзининг фотонини чиқаришига олиб келади (стимуляцияланган (рағбатлантирилган) фотон — stimulated), у эса ўз навбатда кейингисини туртиб чиқаради ва ҳ.к. Шундай қилиб, бир хил энергияга эга бўлган янги ва янги фотонларнинг (уйғотилган эмиссия) кўчкига ўхшаш нурланиши генерацияланади [4-6]. Лазернинг фаол муҳити резанаторда жойлашган бўлиб, уларнинг бир-бирига қарама-қарши деворларида бир-бирига қараган икки кўзгу мавжуд, улардан бири барча фотонларни қайтаради, иккинчиси эса қисман ўтказиш имкониятига эга. Ушбу кўзгулар орқали, ойна ойналаридан бир нечта акс этгандан сўнг, фаол моддада ҳосил бўлган фотонларнинг айримлари резанаторни лазер нурлари шаклида қолдириб чиқиб кетади [3, 7, 8]. Лазерли нурланиши учта фақат унга хос ноёб хусусиятларга эга: ўзаро боғлиқлик (тўлқинларнинг дўнгликлари ва чуқурликлари параллел равишда жойлашади фазода вақт ва маконда мос келади), монохроматизм (ёруғлик тўлқинлари лазерда ишлатиладиган восита билан бир хил узунликка эга), коллимация (ёруғлик нурлари параллеллигини сақлаб туради, ажралиб чиқмайди ва нур бевосита зарарсиз ҳолда энергия узатади). Лазер нурининг тўқима билан ўзаро таъсири тўқималарнинг оптик хусусиятларига ва лазер нурланишининг физик хусусиятларига асосланган [1, 9]. Квант энергиясининг муайян биологик мақсад(тўқима)га таъсирини аниқлайдиган лазернинг асосий физик параметрлари ҳосил бўлган тўлқин узунлиги ва энергия оқимининг зичлиги ҳисобланади [3, 10]. Лазер тўлқин узунлигини танлаётганда, дермадаги нурнинг тарқалиши аслида тўлқин узунлигига боғлиқ бўлгани учун, мақсад(тўқима) структуранинг (хромофор) чуқурлиги ҳисобга олиниши керак (1.3.1-чизма). Бу шуни англатадики, узун тўлқинлар қисқа тўлқинларга

нисбатан заифроқ бўлиб, мос равишда уларнинг тўқималарига кириши чуқурроқдир [3, 11, 12].

Тўқималар хромофорларининг спектрал ютилишининг бир жинслимаслигини ҳисобга олиш керак. Мисол учун, гемоглобин турлича ютилиш чўққиларига эга ва меланин эса ёруғлик тўлқин узунлиги ошиб бориши билан аста-секин камаяди [13, 14]. Нишон структурага зарар етказиши учун, лазер нурланишининг энергияси катталиги ва бу энергия кириш тезлигини белгилайдиган қувват ҳам муҳим [15,16]. Энергия джоулях (Дж) ўлчанади, қувват — ватт (Вт, ёки Дж/с)ларда. Амалда, одатда кўрсатилган нурланиш параметрлари сирт бирлигидаги - энергия оқимининг зичлиги (J / cm^2) ва энергия оқим тезлиги (W / cm^2) ёки энергия зичлиги [1, 11, 16] ҳисобга олинади.

Терига тушган ёруғликнинг тақсимланиши ўзаро боғланган қуйидаги тўртта жараёнга боғлиқ (рис. 2): қайтиш, ютилиш, сочилиш ва кириш [3, 6]. Қарийб 5—7% ёруғлик шох қатлам сатҳидан қайтади. Агар ёруғлик ютилмаса унинг тўқималарга таъсири юз бермайди. Фотон нишон молекулада ютилганда (хромофор), бутун энергия шу молекулага узатилади. Меланин, гемоглабин, сув ва коллаген муҳим эндоген хромофор бўлиб ҳисобланади. Меланиннинг ютилиш спектри ультрабинафша ва кўриш соҳасида ётади. Абсорциянинг сусайиши яқин инфрақизил соҳада содир бўлади. Гемоглобиннинг максимум ютилиши УБ соҳада ётади (320-400 нм), кўк (400 нм), яшил (541 нм) ва сариқ (577 нм) тўлқинларда учрайди. Коллагенни ютилиш спектрлари кўринадиган ёруғлик соҳаси ва спектрнинг яқин инфрақизил қисмидир. Сув билан ўзаро таъсири спектрнинг ўрта ва узоқ инфрақизил ҳудудларида учрайди.

Экзоген хромофорларга татуировка учун сиёҳ, шунингдек шикастланганда тушган ахлат зарралари киради. Тарқалиш жараёни асосан дерманинг коллагенига боғлиқ. Бу нишон хромофор томонидан ютилиш учун мавжуд бўлган энергия оқимининг зичлигини тезда камайтиради, натижада тўқимага клиник таъсир қилади. Тўлқин узунлиги ортиши билан тарқалиш

камаяди, шунинг учун узун тўлқинлар соч фолликулалари каби чуқур тери хужайраларига таъсир қилиш учун энергия етказиб беришда идеал восита бўлиб қолади. Диапазон 600-1200 нм - терининг оптик ойнаси, бу тўлқин узунликларда ёруғликнинг фақатгина кам тарқалиши кузатилиб қолмасдан, балки эндоген хромофорларда паст ютилиши ҳам кузатилади. Нурнинг маълум бир қисми тери ости тузилмаларига кириб боради. Кириб бориш жараёни, шунингдек, тўлқин узунлигига ҳам боғлиқ: қисқа тўлқин узунлиги (300-400 нм) интенсив сочилади ва 100 микронгача чуқур киради, 600-1200 нм диапазонда сочилиш кам бўлганлиги учун чуқурроқ кириб боради.

Абляция механизми, CO₂ лазер ёрдамида ($\lambda=10,6$ мкм) батафсил ўрганилди. Ушбу режимда унинг нурланиш даражаси (қувват зичлиги ≥ 50 кВт / см²) тўқима сувининг молекулалари томонидан интенсив ютилади. Бундай шароитда сув тез қизийди ва ундан тўқиманинг сувли бўлмаган компонентлари қизийди. Бунинг натижасида тўқима сувининг буғланиш тезлиги (портлаш каби) ва сув буғининг парчаланиши, абляция кратери шаклланиши билан тўқималардан ташқаридаги хужайралар ва тўқималар тузилмалари бўлаклари билан биргаликда амалга оширилади. Кўтарилган материал билан биргаликда иссиқлик энергиясининг катта қисми ҳам тўқималардан чиқарилади [3, 27].

Кратер деворлари бўйлаб қиздирилган тор эритма чизиқ қолади ва атрофидаги бутун тўқималарининг иссиқлик узатилади. Энергия зичлиги паст бўлганда абляция маҳсулотларини чиқариш нисбатан кичик, шунинг учун эритма массив қатламидан етарлича иссиқлик тўқималарга узатилади. Юқори зичлик бўлганда тескари манзара кузатилади. Бунда зарба тўлқини ҳисобидан сезилар-сезилмас иссиқлик тўқималарининг механик жароҳат билан бирликдаги шикастланиши кузатилади. Абляция кратер деворлари бўйлаб қиздирилган материалнинг бир қисми эритма шаклида қолади, айнан шу қатлам кратер ташқарисидаги тўқимага узатиладиган иссиқлик резервуари бўлиб қолади. Бу қатлам қалинлиги бутун кратер контур бўйлаб бир хил бўлади. Қувват зичлиги ошиши билан у кичиклашади ва пасайиши

билан ўсади, бу термик шикастланиш соҳасининг мос равишда камайиши ёки катталаниши билан кузатилади [3, 11]. Шунинг учун, биз нурланиш қувватини ошириш билан термик шикастланиш чуқурлигини камайтира бориб тўқимани йўқотиш тезлигини оширишга эришамиз [15, 28].

Шу каби ходисалар спектрнинг ўрта инфрақизил соҳасида нурланадиган импульс лазерлардан фойдаланилганда содир бўлади (1,54—2,94 мкм): диодли эрбий накачкали (λ 1,54 мкм); тулийлик (λ 1,927 мкм); Ho:YSSG (λ 2,09 мкм); Er:YSSG (λ 2,79 мкм); Er:YAG (λ 2,94 мкм) [16]. Санаб ўтилган лазерлар учун сувдаги ютилиш коэффициенти жуда юқори [1, 3]. Масалан, CO₂-лазер тўлқин узунлигига нисбатан Er:YAG-лазер тўлқин узунлиги сувли тўқималар 12-18 марта фаолроқ ютилади. Er:YAG-лазер билан нурлатилганда CO₂-лазердаги каби тўқиманинг абляция кратер деворлари бўйлаб эритма қатлами ҳосил бўлади. Шунинг эса тутиш керакки, бу лазер билан биотўқималарда ишлаганда, импульснинг энергетик характеристикаси, биринчи навбатда унинг чўққи қуввати, тўқима ўзгаришларининг табиати учун катта аҳамиятга эга. Бу шунинг англатадики, ҳатто минимал нурланиш қувватида ҳам, узокроқ давом этадиган импульс билан, термонекроз чуқурлиги кескин равишда ошади [16, 29].

Бундай ҳолларда, қиздириб олиб ташланган абляция маҳсулотлари массаси қолганларга нисбатан анча кам бўлади. Бу абляция кратери атрофида чуқур термик шикастланишга олиб келади [1, 30]. Шу билан бирга, қувватли импульсда, вазият бошқача бўлади – яъни юқори эффективли абляция билан кратер атрофида минимал термал шикастланиш юз беради [11, 16]. Тўғри, бу ҳолда, ижобий таъсир тўқималарга зарба тўлқини учун кенг миқёсдаги механик шикастланиш натижасида амалга оширилади. Эрбийум лазери бир ўтишда тўқималар абляцияси 25-50 мкм чуқурликда, минимал қолдиқ термал шикастланишлари билан қолайли. Натижада, термининг қайта эпителизация жараёни CO₂ лазерига таъсир қилгандан кўра анча қисқа бўлади.

Лазер таъсирлар учун идеал ҳолат лазер нурларини фақат нишон структуралар танлаб ютиши ундан ташқарида ютилишнинг бутунлай бўлмаслигидир. Мутахассислар бутунлай муваффақият қозониши учун тегишли лазер тўлқин узунлиги танлаб олиниб, нурланиш энергияси зичлиги, таъсир (ёки юрак уриш) муддати ва улар орасидаги интервалларни ўрнатиш қолар эди. Бу параметрлар берилган нишон учун термик релаксация вақти билан – дастлабки нисбатан нишон ҳарорати импульс моментида ўзгариш вақт оралиғини аниқлайди [3, 15, 16].

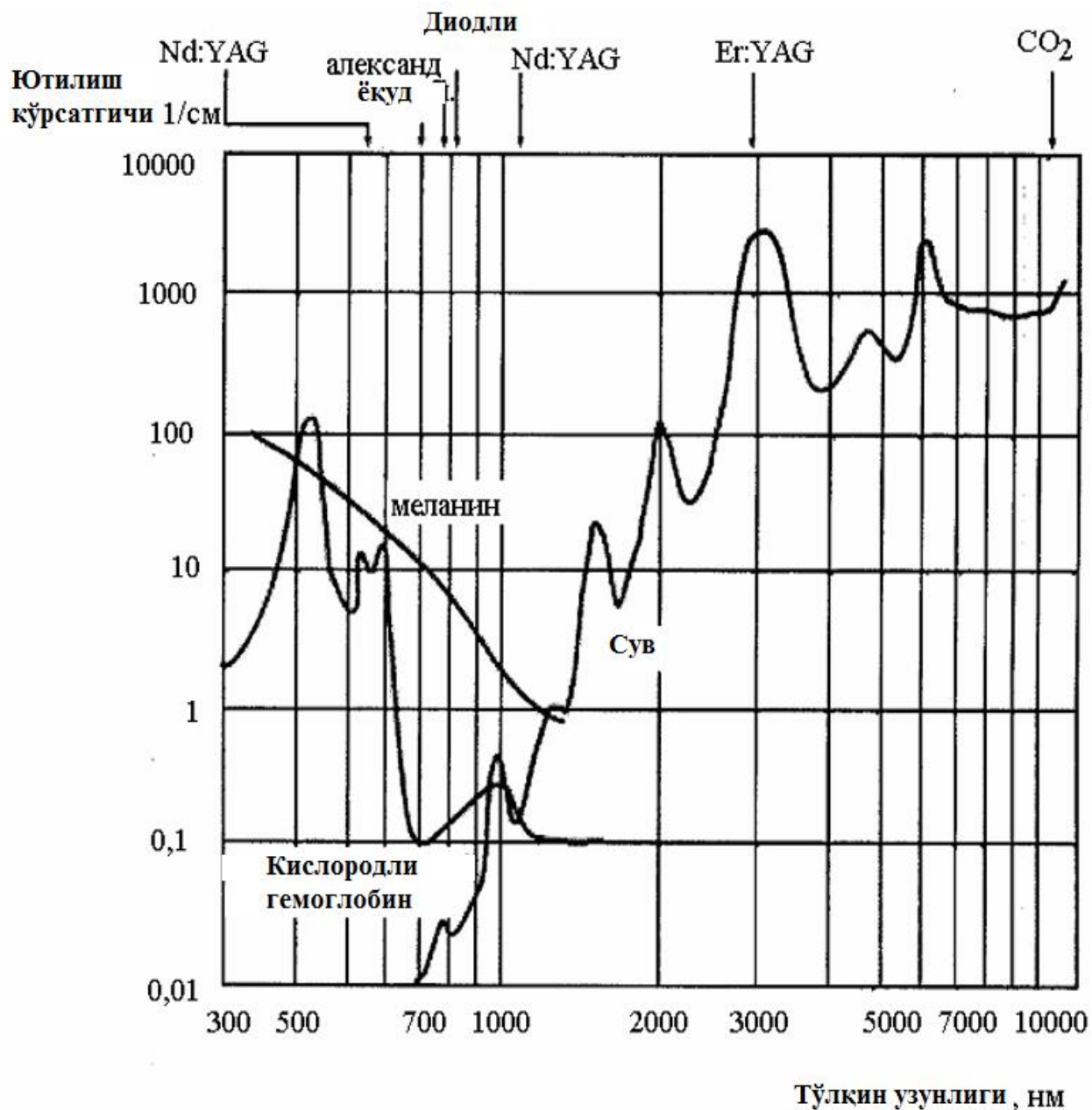
II. ТИББИЁТ ЛАЗЕРЛАРИНИНГ ОПТИК ХУСУСИЯТЛАРИ

2.1. Биотўқималарнинг оптик хусусиятлари.

Лазер нурлари биологик тўқима сиртига тушганда, қайтиш, ютилиш, сочиш ва ўтишни кузатилиш мумкин. Тери сиртига нурланишнинг қандай тушишини мисол тариқасида кўрайлик. Тери устки қатлам (қалинлиги 10 – 200 мкм), эпидермис (40 – 150 мкм) ва дермалар (1000 – 4000 мкм) дан ташкил топган. Нурланиш тўр қатламга кириб унда қисман ютилади, қисман сочилади, қисман эпидермисга ўтади(радиациянинг кириб бориш чуқурлиги этарли бўлса). Сиртдан тўғридан-тўғри нурланишнинг кичик бир қисми одатда акс эттирилади. Эпидермисда ва дермада ҳам худди шундай нурланиш қисман сўрилади, қисман сочилади, қисман дермисга ўтади. Сочилган нурланишнинг бир қисми терининг сиртидан чиқиб, нурланишнинг диффуз қайтишини ҳосил қилади. Тушаётган нурланиш тўлқин узунлигига боғлиқ ҳолда 60% гача нур қайтади. Шундай қилиб, биологик тўқималарда нурланиш тарқалишининг муҳим хусусияти нурланишнинг тарқалишидир, бу жуда муҳим бўлиши мумкин.

Биологик тўқималарда тарқаладиган нурланиш биологик тўқималарнинг структураси бирламчи бўлмаган характерга, хужайра тузилишига эга бўлиб, турли хужайралардаги ва атроф- муҳитдаги турли синдириш кўрсаткичлари билан аниқланади. Биологик тўқималарда ёруғлик сочилиши лазер нурланиши тўлқин узунлигига боғлиқ. Нурланишнинг ютилиши худди шундай нурланиш тўлқин узунлигидан боғлиқ (2.1.1-чизмага қаранг). Ультрабинафша соҳада ютилиш оқсил миқдори билан аниқланади, инфрақизил соҳада эса сув миқдори билан аниқланади. Бундан ташқари, гемопротеинлар, пигментлар, нуклеин кислоталар ва бошқа макромолекулалар томонидан нурланишнинг ютилиши нурланиш тўлқинининг узунлигига боғлиқ.

Аксарият органик молекулалар, масалан, оксиллар, УБ соҳада нурланишни интенсив тарзда ютадилар. Оксигенли гемоглобин УБ соҳадан бошлаб, кўриш соҳасининг яшил ва сариқ билан биргаликда то 600 нм гача тўлқин узунликда нурланишни интенсив ютади. Меланин, энг муҳим эпидермал хромофор, спектрнинг барча кўринадиган қисмини ютиб олади.



Чизма 2.1.1. Биотўқима асосий хромофорларининг ютилиш спектрлари.

Биологик тўқималарда нурланиш сочилишининг сифат кўрсаткичлари

Жадвал 2.1.1.

Лазернинг тури	Спектрал соҳа, мкм	Нурланишнинг кириш чуқурлиги	Сочилиш
УБ диапазондаги эксимер лазерлар	УБ 0,193, 0,248 0,308, 0,351	1-20 мкм	Катта эмас
Ar	0,450 - 0,590	0,5-2,5 мм	Сезиларли (15-40%)
Nd:YAG	0,590 – 1,5	2-8 мм	Устунлик қилади
Er:YAG, CO ₂	ИК 2,9, 10,6	1-20 мкм	Катта эмас

Умуман олганда, УБ, спектрнинг кўринадиган ва яқин ИК-соҳаларида лазер нурлари асосан атомларнинг электронлари томонидан ютилади ва кейинчалик нурланишсиз ўтиш релаксациясида иссиқликка айланади. Ўрта ва узок ИК соҳаларида нурланиш молекулаларнинг айланиш ва тебраниш ҳолатларини уйғотиш орқали ютилади. Атомар ва молекуляр ютилиш натижасида ва кейинчалик уйғонган зарраларнинг релаксацияси орқали оптик энергия иссиқлик энергиясига айлантирилади. 600 нм дан 1200 нм оралиқда нурланиш, сочилиш ва ютилишда минимал йўқотишлар билан тўқималарга чуқурроқ кириб боради. Ушбу оралиқда чуқур жойлашган объектларга етиш мумкин. Лазерлардан фойдаланиш биологик тўқималарнинг спектрал ютилишидан боғлиқ. Ar лазер, буёқ лазерлар, Nd:YAG, Nd:YAG иккиланган частоталар билан асосан гемоглабин, меланин ва бошқа органик моддаларга таъсир қилади, шунинг учун коагуляция эффектига эга. CO₂ и Nd:YAG ($\lambda=2,9$ мкм) лазерлар нурланишнинг сув билан юқори ютилиши туфайли улар тўқималарни кесишга мос келади.

2.1.2 - жадвалда кўрсатилганидек, CO₂ лазерининг нурланиши тўқималарга фақатгина 10 мкм чуқурликгача киради. Унинг барча қуввати хужайра сиртки қатламларида ютилади. Аргон лазерининг нурланиши сувда эркин тарқатилади, лекин қонда бир неча ўнлаб микрон қалинликдаги юқори

катламда ютилади. Nd:YAG лазер нурланиши сувда тарқалишида оралик ҳолатни эгаллайди, қонда ютилиш бир неча миллиметр қатламгача боради.

Сув ва қонда лазер нурланишининг ютилиши.

Жадвал 2.1.2.

Лазер	Ютилиш кўрсатгичи, см ⁻¹		Ўртача кириш чуқурлиги	
	Сув	қон	сув	Қон
CO ₂	10 ³	10 ³	10 мкм	10 мкм
Nd:YAG	10 ⁻¹	4	10 см	<2 мм
Ar	10 ⁻³	330	10 м	30 мкм

Лазерлардан тиббиётда муваффақиятли фойдаланиш ва уларни қўллаш соҳаларини кенгайтиришда турли тўқималарнинг ютилишининг спектрал характеристикалари муҳим бўлиб ҳисобланади. Улар асосида турли лазерлардан фойдаланишнинг самарадорлигини олдиндан тахмин қилиш ва энг мақбулини танлаш мумкин. Тўқималарда нурланиш ютилишининг спектрал характеристикаларини олиш учун оптик спектроскопия усули қўлланилади. Одатда, ўтиш спектрлари ишлатилади, чунки уларни олиш осонроқ. Аммо биологик тўқималарда нурланишнинг интенсив сочилиб кетишини ҳисобга олиш лозим. У худди ютилиш сингари ўтишни камайтиришга ҳам ўз ҳиссасини қўшади. Мисол учун, Nd:YAG лазери қонга нурлантириш билан таъсир қилганда нурнинг кириш чуқурлигининг кичиклиги гемоглобиннинг ютилиш хусусиятлари билан эмас, балки қоннинг хўжайраларидаги элементларга интенсив тарқалиши билан белгиланади.

Лазер нурланишининг нормал (α) ва тахрирланган сочилиши (α^*) ютилиши коэффициентлари ва юмшоқ тўқималарига кириш чуқурлиги.

Жадвал 2.1.3.

Тўлқин узунлиги	Ютилиши коэффициенти		Юмшоқ тўқималарига кириш чуқурлиги		
	λ , нм	α , см ⁻¹	α^* , см ⁻¹	$1/\alpha$, мкм	$1/\alpha^*$, мкм
193	>400	>5000	<25	2	
248	600	5000	17	2	
308	200	1670	50	6	
351	40	170	250	60	
532	12	42	830	240	
1064	4	5	1500	1900	
1320	8		1250		
2060	35		286		
2700	1000		10		
2940	>2700		<4		
9600	700		14		
10600	600		17		

Аниқ тиббий муолажа учун лазер танланган бўлса (спектрал узатиш хусусиятларига асосланган нурланишнинг мумкин бўлган сочилишини эътиборга олган ҳолда), унда натижани аниқлаш учун маълум бир тўқимада нурлани ютилиш хусусиятларини баҳолаш керак. 10 μm дан ортиқ тўлқин узунликлари учун тўқимага кириш чуқурлиги экспоненциал қонун асосида аниқланиши мумкин, d қават орқали ўтадиган коллимацион нурланиш дастаси нурланиш q қувват зичлиги, қуйидагимуносабат билан аниқланади:

$$q = q_0 e^{-\alpha d} \quad (2.1.1)$$

бу ерда q_0 - моддага киришдаги нурланиш интенсивлиги, α – ютилиш кўрсаткичи. Тўлқин узунлиги λ бўлган монохроматик нурланиш учун

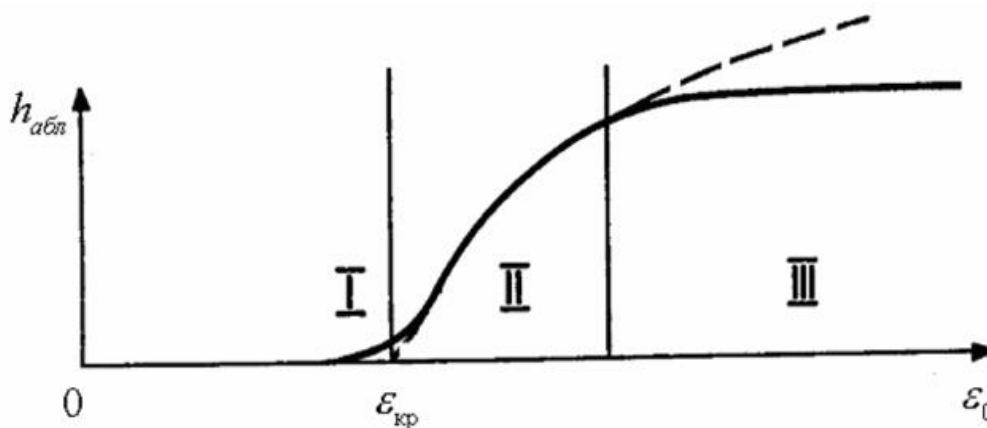
$$\alpha = \frac{4\pi nk}{\lambda} \quad (2.1.2)$$

бу ерда n k – модда комплекс синдириш кўрсаткичининг ҳақиқий ва мавҳум қисмлари. Юқорида келтирилган муносабатлар ютилиш сочилишдан анча катта бўлган тақдирда амал қилади. Нурланишнинг моддада ютилиши ва сочилиб тарқалиши биргаликда мавжуд бўлганда қуйидаги тенглама билан ифодаланиши мумкин:

$$\frac{q\partial(r,z)}{\partial z} = -\gamma q(r,z) \quad (2.1.3)$$

бу ерда q – коллимацияланган нурланиш дастаси қувват зичлиги, r , z – координатлар, (z – нур йўналиши), γ – сусайиш кўрсаткичи (ютилиш ва сочилиш кўрсаткичлари йиғиндиси).

Фотоабляция. Моддалар фотоабляцияси (ёруғликдан парчаланиши) УБ нурланиши-нинг қисқа импульслари таъсири остида юз беради. Одатдаги абляция интенсивлигининг нурланиши энергия зичлигига боғлиқлигини кўриб чиқайлик (чизма 2.1.2).



2.1.2-чизма. Фотоабляцияда олиб ташланган қатлам қалинлигининг тушаётган нурланиш энергия зичлигидан боғлиқлигининг сифатий характеристикаси.

Энергия зичлиги камроқ бўлганда (1-зона) да, лазер нурланиши фақат тўқималарни енгилгина исишига олиб келади. Ушбу худудга йўналтирилган нурланиш энергия зичлиги ошиганда ўтиш зонасига яқинлашади. Унда лазер нурланишининг таъсири тўқималарни буғланию кетишига олиб келади. Ушбу эффект тўқиманинг узлуксиз лазер нурланиши абляцияси билан таққосланади. Нурланиш энергиясининг зичлиги критик (чегара) қийматига $\epsilon_{кр}$ эришилганда абляция чуқурлиги сезиларли даражада ошади, яъни тўқиманинг нурланган қисми дарҳол буғланади. Худди шу энергетик соҳани абляция зонаси деб айтилади (зона II). Навбатдаги энергетик интервалда тўйиниш юз беради, яъни энергия зичлигини ошириш билан катламнинг калинлиги ошмайди. Бу эса лазер нурланишининг барча энергияси абляция учун сарфланади. Тўйинишлик ишлов бериладиган материалсиртида юқори плазма ҳосил бўлишидан келиб чиқади. Плазма нурланишнинг бир қисмини ютади, яъни сиртни қалқон қилади. Абляциянинг асосий характеристикалари шундаки, абляция даражаси ва нурланиш энергиясининг интенсивлигини оширувчи абляция зичлиги (II соҳадаги эгри чизик). Ушбу параметрлар асосан қўлланилаётган лазер нурланишининг тўлқин узунлигида тўқима ютилиш кўрсаткичи билан аниқланади. Ушбу боғлиқликнинг табиати турли тўлқинлар учун бир хил бўлса-да, уларнинг сони қийматлари сезиларли даражада фарқ қилиши мумкин. Абляция механизми ўз ичига иссиқликдан йўқотиш билан бирга ёруғлик билан парчалашни ўз ичига олади, яъни тўқималар ($h\nu$ квант энергияси катта бўлганда) молекулаларидаги боғланишларини узилиши ва молекулалар алоҳида атомлар, ионлар ва электронлар фрагментларини шакллантириш билан боғлиқ бўлган ажратишни ўз ичига олади. Асосан, абляция чегарасининг тўқима нурланиш ютилиш кўрсаткичидан боғлиқлиги оддий феноменологик модел ёрдамида аниқланиши мумкин. Моделда қуйидаги фаразлар қилинади: 1) тўқимада нурланишнинг ютилиши экспоненциаль ютилиш қонунига мос келади, 2) тўқимадаги иссиқлик ҳодисалари эътиборга олмаслик даражасида кичик (чунки нурланишнинг таъсир вақти кичик), 3) абляция жараёни қачонким

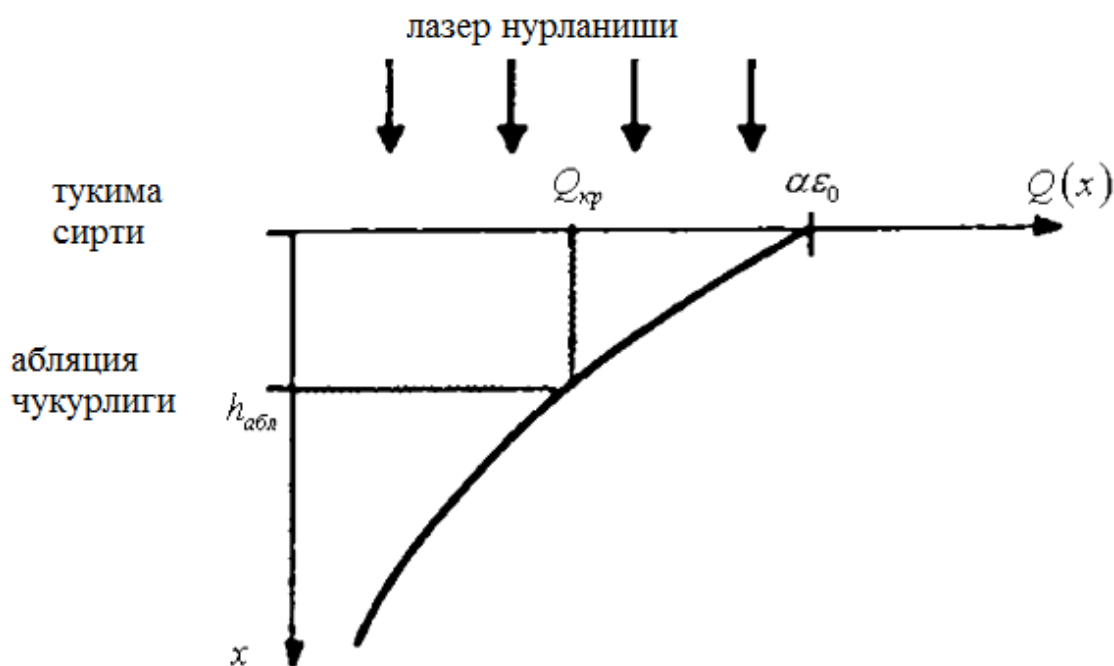
бирлик ҳажмда йиғилган энергия Q , критик энергия $Q_{кр}$ зичлигидан катта бўлгандагина бошланади. Критик энергия қиймати материал туридан боғлиқ ва тақрибан буғ ҳосил бўлиш иссиқлигига тенглашади. Шу моделни қараймиз (2.1.3 - чизма). Нурланиш энергиясининг зичлиги тўқимага кириб борган сари камайиши қуйидаги формула билан ифодаланиши мумкин

$$\varepsilon(x) = \varepsilon_0 \exp(-\alpha x) \quad (2.1.4)$$

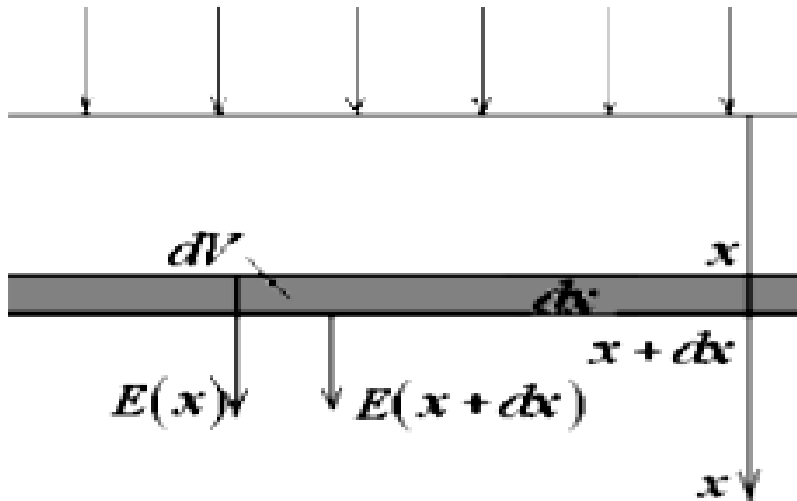
где ε_0 – металл сиртидаги энергия зичлиги (қайтган нур айрилиб ташланганда), ε_x - x чуқурликдаги энергия зичлиги, α – ютилиш кўрсаткичи (2.1.4 - чизмага қаранг). Нурланиш қувватининг ҳажмий зичлигини ҳисоблаймиз:

$$Q(x) = \frac{E(x) - E(x + dx)}{dV} = \frac{\varepsilon(x) - \varepsilon(x + dx)}{dx} = \frac{d\varepsilon(x)}{dx} = \varepsilon_0 \alpha \exp(-\alpha x)$$

бу ерда, E – нурланиш энергияси, V – нурланиш таъсирига учраган тўқима ҳажми,



Чизма.2.1.3. Лазер абляциясининг физик модели.



Чизма 2.1.4. Тўқимани лазер билан нурлантиришда ютилган энергиянинг зичлигини аниқлаш

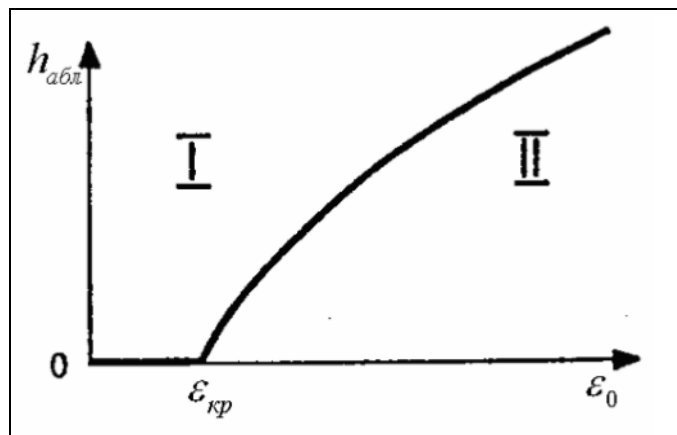
Абляция $h_{абл}$ чуқурлигигача тўқима ютган бирлик ҳажмдаги энергия Q , критик энергия $Q_{кр}$ зичлигидан катта бўлгандагина $Q > Q_{кр}$ руй беради, яъни қуйидаги муносабат бажарилади

$$\epsilon_0 \alpha \exp(-\alpha x) > Q_{кр} \quad (2.1.5)$$

Бу ердан биз олинган қатламнинг қалинлигини оламиз

$$\begin{aligned} \epsilon_0 \alpha \exp(-\alpha h_{абл}) &= Q_{кр} \\ h_{абл} &= \frac{1}{\alpha} \ln \frac{\alpha \epsilon_0}{Q_{кр}} \end{aligned} \quad (2.1.6)$$

$h_{абл} \geq 0$ физик аҳамиятга эга бўлган боғлиқлик 2.1.5- чизмада келтирилган.



Чизма 2.1.5. Фотоабляцияда тушаётган нурланиш энергия зичлигининг олинган қатлам қалинлигининг боғлиқлигини аниқлаш.

Шундай қилиб, нурланиш энергия зичлигининг чегаравий қиймати

$$\varepsilon_{0\text{кр}} = \frac{Q_{\text{кр}}}{\alpha} = Q_{\text{кр}} l_{\text{опт}}(\lambda) \quad (2.1.7)$$

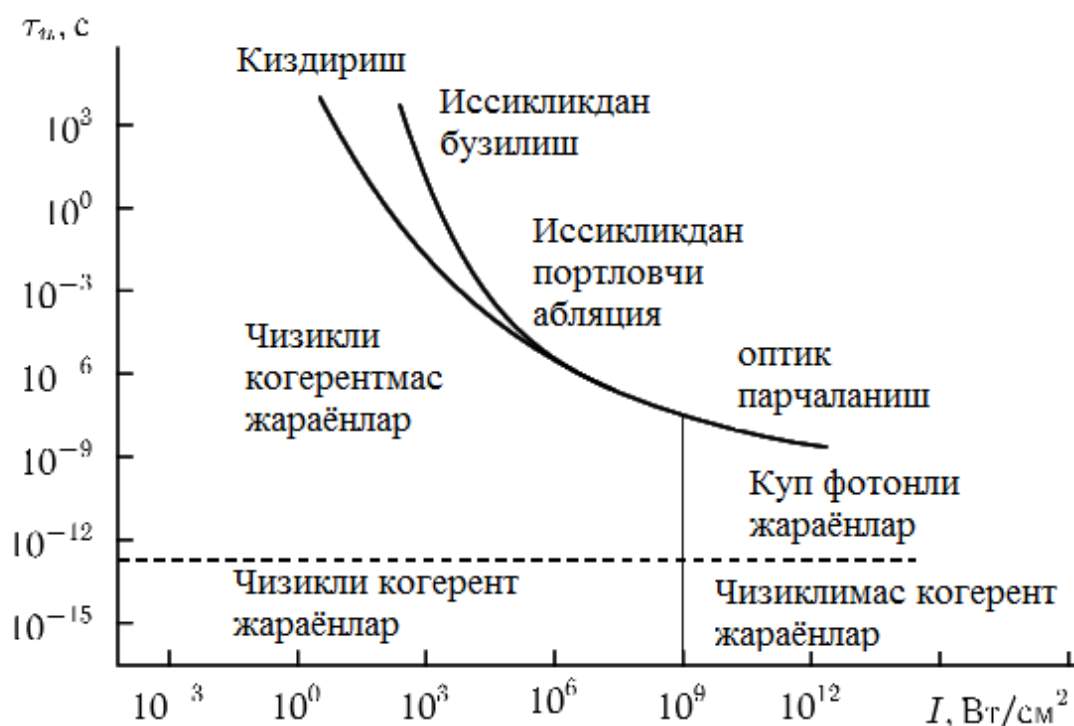
Бу ерда $l_{\text{опт}}$ - нурланишнинг тўқимага кириш чуқурлиги. Курилган моделда абляция характериға таъсир қилидиган бир қатор эффектлар эътиборға олинмаган. Хусусан, материалнинг бир қисмини олиб ташлашда ютилишнинг ўзгариши, лазер нурланиши интенсивлиги катта бўлганда ютилишнинг ўзгариши. Бу факторларнинг таъсири ҳали ҳам кам ўрганилган. Фотоабляция жараёнининг татбиқ этилиши лазер тиббиёти учун жуда маъқулдир, чунки у ўраб олган тўқималарға жуда кам иссиқлик билан таъсир қилади ва материални аниқ олиб ташлаш имконини беради. Фотоабляция жараёни жарроҳлик ёндашувини талаб қиладиган микрожарроҳлик операцияларда, масалан, шох парданинг шаклини тузатишда ёки томирлардаги операцияларда қўлланилади. 0,1-10 Ж / см² гача энергия зичлиги билан импульс давомийлиги наносония ва микросонияли диапазондаги нурланиш қўлланилади.

2.2. Биологик тўқималарға лазер нурларининг таъсири

Лазер нурланишининг юқорида қайд этилган хусусиятларидан ташқари биологик тўқималар ва хужайралар билан ўзаро таъсирининг баъзи муҳим хусусиятларини намоён қиладиган, масалан, қисқа ва ультра қисқа импульсларни олиш ёки маълум бир қутбланиш ҳолатини эмас, асосан лазер нурининг когерентлиги билан боғлиқ бўлган муҳим хусусиятларни муҳокама қиламиз. Нурланишнинг когерентлиги контактсиз инвазив бўлмаган ўлчашлар ва тасвирлар олиш билан боғлиқ бўлган кўплаб биомедик иловалар учун муҳим, масалан қон ва лимфа томирлардаги оқими тезлиги ва тўқималарда қон микроциркуляцияси.

Ёруғлик таъсирининг турлари. Тирик организмнинг ёруғлик билан ўзаро таъсири ҳам ёруғлик манбаининг параметрлари (интенсивлик, тўлқин узунлиги, импульсларнинг давомийлиги қайта такрорланиши ва бошқалар)

хам биообъект (унинг биржинслилик даражаси пигментацияси, иссиқлик ва эластиклик хусусиятлари ва бошқалар) параметрларидан аниқланади [1–4]. Биообъектларга нурланиш таъсири характери ва даражасини аниқлаш учун фақатгина мос келган тўқиманинг ютилиш коэффициенти ва сочилишини эътиборга олиш эмас, балки иссиқлик тарқалишига олиб келадиган қон ва лимфа томирлари тизимларининг таъсирини ҳамда ҳаёт фаолияти билан боғлиқ бўлган тебранма жараёнлар (масалан биологик ритмлар таъсири)ни ҳам эътиборга олиш зарур [13]. Биообъект молекулалари билан ёруғликнинг ўзаро таъсири аввал уларнинг уйғонишига ва қандайдир вақтдан сўнг иссиқлик ажралиши билан нурланишсиз асосий сатҳга ўтишига олиб келади. Температуранинг оширилиши водород ва бошқа ван-дер-ваальс боғларининг узилишига, молекулалар конформациясининг бузилишига ва натижада биообъектнинг ҳаётий фаолиятини бузилишига олиб келади. Оксил ҳосилалари коагуляцияси



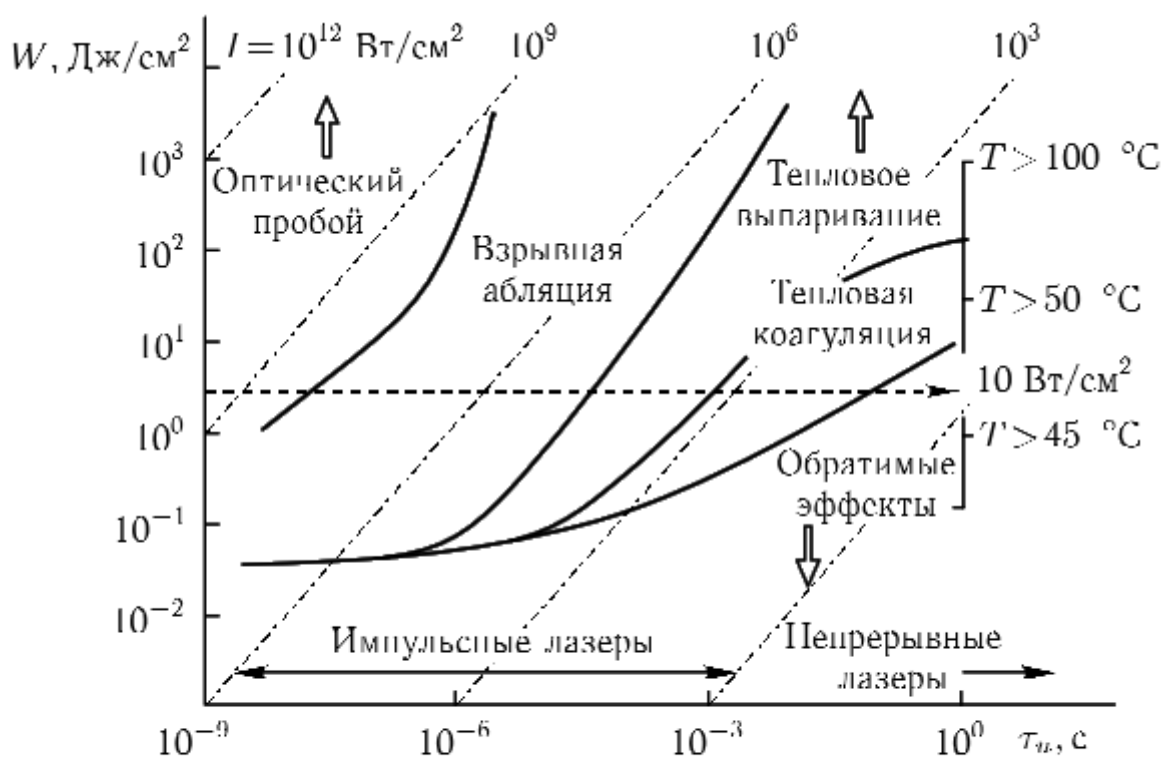
Чизма 2.2.1. Лазер нурланишининг биообъектлар билан узаро таъсирининг устивор сохалари.

бошланади. Нурланиш қувватининг оширилгандаги температуранинг ошиши аввал суяқ муҳитларнинг буғланишига (биринчи навбатда

тўқималар суви) кейин эса тирик материя органик тизимлари куйишига ва кўмирга айланишига олиб келади.

Импульсли нурланиш юқори энергиясининг таъсири ҳисобига температурани локал кўтариш чегараланган ҳажмда қизиган суюқликнинг қайнашига, юқори босим (10^7 Па даражада) ҳосил бўлишига ва тўқиманинг бузилишига олиб келади. Бу тўқималарни куйдиришсиз йўқ қилиш деб аталган абляция механизмидир (абляция-отняtie). Тўқималарни йўқ қилишнинг бошқа механизмлари ҳам мавжуд [2, 7]: қиска ёки ультра қиска лазер импульслари соҳасидаги кўчки ионизацияси – оптик парчаланиш; тўқималарни термик кенгайишида плазмалар ва буғ ҳосил бўладиган зарбали акустик (механик) тўлқинлар; ёруғлик соҳасидаги электрострикция.

2.2.1 ва 2.2.2 чизмаларда лазер нурланишининг биообъектлар билан ўзаро таъсирининг турли хил мавжуд бўлган соҳалари схематик кўрсатилган бўлиб улар учта боғлиқ параметрлар билан аниқланади: қувват зичлиги (интенсивлик) I ($\text{Вт}/\text{см}^2$), энергия зичлиги W ($\text{Дж}/\text{см}^2$) ва таъсир қилиш



Чизма 2.2.2. Лазер нурланишининг биообъектлар узаро таъсири (пунктир чизик $3 \text{ Дж}/\text{см}^2$ нурланиш дозасига мос келади)

давомийлиги $\tau_{и}$ (с) [32]. Чизикли когерент бўлмаган эффектлар нурланиш интенсивлиги ва давомийлик қийматларининг кенг соҳалари мавжуд бўлиб, бунда $\tau_{и} = 10^3$ с учун энергия зичлиги 1 Дж/см^2 ошмайди. Кўп фотонли жараёнлар юқори интенсивлик ва етарли кичик давомийликдаги импульсларда энергия зичлиги $10^{-3}–10^3 \text{ Дж/см}^2$ бўлганда юз беради. Чизикли ва чизикли бўлмаган когерент эффектлар импульсларнинг ультра қисқа вақт давомийлигида, $\tau \leq 10^{-13}$ с биомолекулаларнинг релаксация вақти билан мос ўлчанадиган вақтда бўлиши мумкин. $I \geq 10^9 \text{ Вт/см}^2$ бўлганда чизикли бўлмаган ходисалар ҳосил бўлади, керакли бўлган энергия эса нисбатан кичик: $I \leq 10^{12} \text{ Вт/см}^2$ бўлганда $0,1 \text{ Дж/см}^2$ ташкил этади. Тақдим этилган диаграммалар танланган лазер режими учун қандай фото эффектларни кутиш кераклигини кўрсатади.

Лазер импульсининг давомийлигини ўзгартириш биологик тўқималарга таъсирнинг ҳар қандай турини амалга ошириш имконини беради. Импульсининг давомийлиги биотўқиманинг иссиқлик диффузия тезлигига боғлиқ бўлган нурланиш иссиқлик таъсири соҳасининг ўлчамини аниқлайди. Одатдаги биотўқима учун давомийлиги $\tau_{и} = 1$ мкс бўлган лазер импульслари $d_T \approx 1$ мкм иссиқлик таъсирининг ўлчамларини беради (яъни диаметри $10–50$ мкм бўлган марказлаштирилган лазер нуридан чекка соҳага чиқмайди), $\tau_{и} = 10$ мс да эса $d_T = 100$ мкм [46]. Тўқималарнинг ёруғлик таъсирида қирилиши $\tau_{и} \approx 10^{-6}–10^2$ с ва $I = 1–10^6 \text{ Вт/см}^2$ бўлганда, абляция портлаши $\tau_{и} = 10^{-8}–10^{-6}$ с ва $I = 10^7–10^9 \text{ Вт/см}^2$ бўлганда, а оптик парчаланиш эса $\tau_{и} = 10^{-11}–10^{-7}$ с ва $I = 10^9–10^{12} \text{ Вт/см}^2$ бўлганда бошланади (чизма. 2.2.1, 2.2.2). Биоматериалга тушаётган юқори интенсивликли лазер нурланишининг ёруғлик таъсири табиати унинг таркиби ва нурланиш тўлқин узунлигининг ютилиш коэффициенти билан аниқланади.

Лазер нурланиши тўқимага ютилганда иссиқлик ажралади (ишлаб чиқилади). Бу иссиқлик турли даражадаги бир қатор жараёнларни келтириб чиқаради, бу берилаётган қувватнинг турли даражаларига мос келадиган жараёнлар бўлиб у ёки физиологик ҳароратларда тўқималарни иситишга ёки

тўқима ҳолатини қайтар ёки қайтмас ўзгаришларга олиб келади. S иссиқлик манбаи r нуқтадаги генерацияётган иссиқлик $\varphi(r)$ ($\text{мВт}/\text{см}^2$) ёруғлик оқими интенсивлигига ва $\mu_a(r)$ ютилиш коэффициентига пропорционалдир [2, 3, 14]:

$$S(r) = \mu_a(r) \cdot \varphi(r).$$

Биоиссиқлик тенгламаси система энергетик балансидан келиб чиқиб ёзилади ва у фазонинг r берилган нуқтасидаги тўқима ҳароратининг вақт бўйича ўзгаришини қайд қилиб боради:

$$\rho c \frac{\partial T(r, t)}{\partial t} = \nabla [k_m \nabla T(r, t)] + S(r) + \rho c w (T_a - T_v)$$

Бу ерда ρ — тўқима зичлиги ($\text{г}/\text{см}^3$); c — тўқиманинг солиштирма иссиқлик сиғими ($\text{мДж}/(\text{г} \cdot ^\circ\text{C})$); $T(r, t)$ — t вақтдаги тўқима ҳарорати ($^\circ\text{C}$); k_m — тўқиманинг иссиқлик ўтказувчанлик коэффициенти ($\text{мВт}/(\text{см} \cdot ^\circ\text{C})$); $S(r)$ — r нуқтадан ажраётган иссиқлик тезлигини аниқлайдиган ҳад ($\text{мВт}/\text{см}^3$); w — тўқима қон перфузияси тезлиги ($\text{г}/(\text{см}^3 \cdot \text{с})$); T_a — кираётган артериаль температура ($^\circ\text{C}$), а T_v — чиқаётган веноз температура ($^\circ\text{C}$); барчаси тўқиманинг r нуқтасида.

Бу тенгламада конвекция, нурланиш, метаболик иссиқлик жараёнлари каби ҳодисалар эътиборга олинмаган, чунки амалда кўп ҳолларда улар эътиборга олмаслик даражасида кичик. Ресурсни тавсифловчи ҳад иситиш вақтида вақт оралиғида ўзгармаган деб ҳисобланади. Тенглик белгисининг ўнг томонидаги биринчи ҳад иссиқлик ўтказувчанлигини тасвирлайди (одатда r нуқтадан), манба ҳади эса элемент фотонлар ютилиши сабабли иссиқлик генерацияланишини эътиборга олади. Одатда, лазер нурланиши тўқимага таъсир қилганда, қон перфузиясига боғлиқ бўлган иссиқлик узатиш (тенгламада охириги ҳад) жуда кичикдир. Ушбу тенгламани ечиш учун ҳал қилинадиган муаммо учун бошланғич ва чегара шартларини ҳисобга олиниши керак. Вақт моменти $t = 0$ тенг бўлгандаги тўқима температураси

бошланғич шарты бўлиб ҳисобланади, чегаравий шартлар эса тўқима тузилиши ва лазерли иситишнинг геометриясига боғлиқ.

Биологик тўқима унга юқори темепература қанчадир вақт таъсир қилса зарар кўради [2, 3]. Функция функцияси Аррениус интегралли орқали ифодаланади:

$$\Omega(T) = \ln \frac{C(0)}{C(\tau)} = A \int_0^{\tau} e^{-\frac{E_a}{RT(t)}} dt \quad \Omega(\tau) = \ln$$

Бу ерда τ — умумий иситиш вақти (с); $C(0)$ —бузилмаган тўқималарнинг дастлабки концентрацияси; $C(\tau)$ — τ вақтдан кейин бузилмаган тўқималарнинг қолдиқ концентрацияси; A — эмпирик константа; E_a — эмпирик равишда аниқланган активизация энергияси чегараси (Дж/моль); R — универсаль газ доимийси (8,32 Дж/моль·К); T — абсолют температура (К).

Узлуксиз лазерлар қўлланилганда, нурланган ва атрофдаги тўқима орасидаги иссиқлик фарқи доимий ўсишига қараб, иситиш жойидан қўшни тўқима худудларига иссиқлик кўтарилади. Бундай ҳолатда, катта нурланиш энергияси энергия сатҳларида катта миқдордаги тўқималарнинг шикастланишига олиб келиши мумкин, кичик сатҳларда эса иситиш соҳаларида иссиқлик ютиши кутилади. Импульсли иситишда иссиқлик юқотилиши одатда жуда кам бўлади, чунки ёруғлик ютилиши жуда тез жараён бўлиб, иссиқлик эса нисбатан секинроқ тарқалади, шунинг учун тўқималарга зарар етказилиши аниқ назорат қилиниши мумкин.

Температура критик температурадан ошиб кетганда, $T_{\text{крит}}$, қуйидаги тўқималарнинг қайтарилмайдиган шикастланиши бўлиши мумкин: коагуляция (хужайра ва тўқима оксилларини денатурацияси), тўқималарни лазерли пайвандлаш учун асос бўлиб хизмат қилади; буғланиш (тўқималарнинг дегидратацияси ва буғ пуфакчаларининг ҳосил бўлиши (вакуолизация), $T > 100^{\circ}\text{C}$), тўқима механик деструкцияси учун асосдир; ва пиролиз ($T \approx 350\text{--}450^{\circ}\text{C}$ температураларда). Буғланиш, вакуолизация ва

пиролизиянинг комбинациялари тўқималарнинг лазер жарроҳлик усулида олиб ташлаш учун асос бўлган – тўқималар термик абляциясига олиб келади.

Шундай қилиб, биологик тўқималарда лазер нурланишининг келиб чиқадиган иссиқлик жараётлари қуйидаги температура оралиқларига тўғри келади, °С :

Қайтмас ўзгаришларнинг мавжудмаслиги 37–43°С

Тўқималарининг қатламларини ажратиш (шиш) 45–48°С

Тўқималарини пайвандлаш, оксиллар денатурацияси 45–60°С

Коагуляция, некроз, сувсизланиш 60–100°С

Тўқима сувларининг буғланиши 100°С

Пиролиз, ёниш 100–300°С

Тўқима қаттиқ компонентларини углерод билан туйинтириш > 200°С

Тўқима қаттиқ компонентларини буғлатиш > 300°С

Қисқа импульсли лазерлар учун бу барча жараёнлар портлаш каби тез ривожланади. Иссиқлик абляцияси вақтида тўқимада кучли босим ҳосил бўлади, бу тўлқин зарбаларининг шаклланишига олиб келади у билан бирга тўқимага механик зарар етказилади.

2.3. Тиббиёт лазерларининг ишчи кўрсаткичларини танлаш

Тиббиёт лазерларининг **тўлқин узунликлари** (λ) 0,2 -10 мкм диапазонда, яъни ультрабинафшадан то узоқ инфрақизилгача бўлган соҳани ўз ичига олади.

Тиббиёт лазерларининг **нурланиш қуввати** (**Р**) қўлланиш мақсадига қараб кенг интервалда ўзгаради. Узлуксиз лазерларнинг қуввати $P = 0,01-100$ Вт. Импульсли лазерлар импульс қуввати P_n ва импульс давомийлиги билан τ_n характерланади. Жарроҳлик учун лазерлар қуввати $P_n = 10^3-10^8$ Вт, импульс давомийлиги $\tau_n = 10^{-9}-10^{-3}$ с.

Нурланиш импульсининг энергияси (**Е_n**) $E_n = P_n \cdot \tau_n$, муносабат билан аниқланади, бу ерда τ_n – нурланиш импульсининг давомийлиги (одатда $\tau_n = 10^{-9}-10^{-3}$ с). Жарроҳлик учун лазерлар $E_n = 0,1-10$ Дж.

Импульснинг такрорланиш тезлиги (f) 1 секундда генерацияланаётган нурланиш импульсининг миқдорини кўрсатади. Терапияда ишлатиладиган лазерлар учун $f = 10^3 - 10^4$ Гц, жарроҳлик лазерлари учун $f = 1 - 100$ Гц.

Ўртача нурланиш қуввати (P_{cp}) даврий импульслик лазерларнинг характеристикаси бўлиб, қуйидаги муносабат билан аниқланадиган бир секундда лазер нурлаётган энергияни кўрсатади:

$$P_{cp} = E_n f = P_n \tau_n f$$

Терапияда ишлатиладиган лазерлар учун: $P_{cp} = 10^{-3} - 10^{-1}$ Вт жарроҳлик лазерлари учун 1 - 100 Вт

Интенсивлик (қувват зичлиги - I) Лазер нурланиш қувватининг нур кундаланг кесим юзасига нисбати билан аниқланади. Узлуксиз лазерлар учун $I = P/S$. Импульслик лазерлар ҳолатида импульсдаги интенсивлик билан фарқланади $I_n = P_n/S$ ва ўртача интенсивлик $I_{cp} = P_{cp}/S$.

Жарроҳлик лазерларининг интенсивлиги ва нурланиш билан ҳосил қилинган босим қуйидаги қийматларга эга:

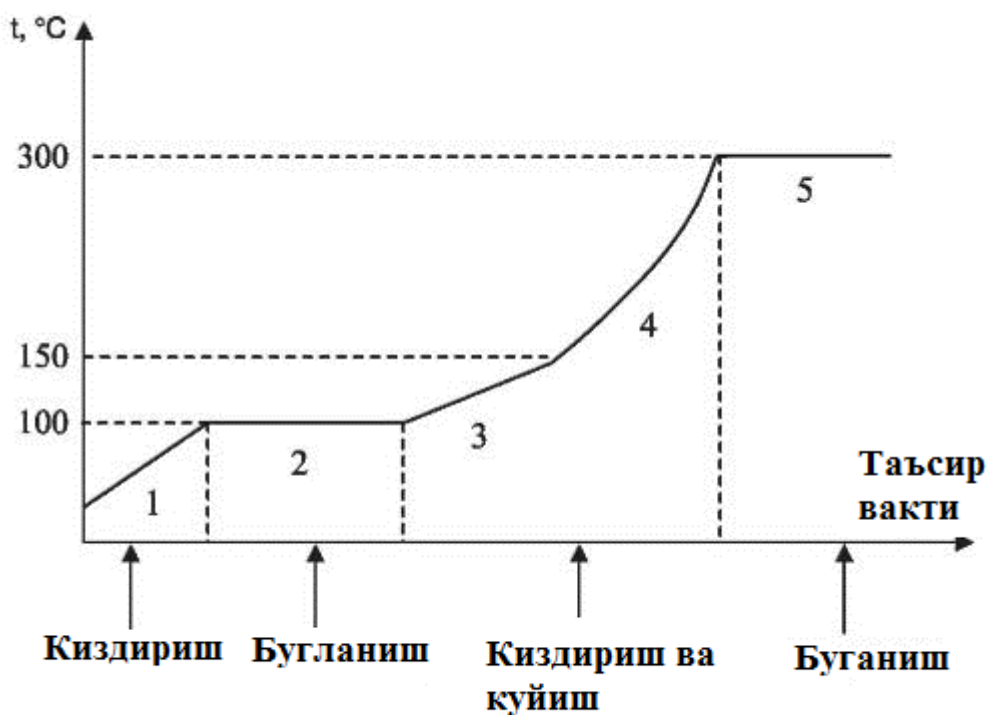
Узлуксиз лазерлар учун $I \sim 10^3$ Вт/см², $P = 0,033$ Па;

Импульслик лазерлар учун $I_n \sim 10^5 - 10^{11}$ Вт/см², $P = 3,3 - 3,3 \times 10^6$ Па.

Импульсдаги энергия зичлиги. Ушбу қиймат (W) импульс учун нурланган сиртнинг бирлик майдонига тенг бўлган энергияни тавсифлайди ва қуйидаги муносабат билан аниқланади $W = E_n/S$, бу ерда S (см²) – биотўқима сиртидаги ёруғлик майдони (яъни лазер нурунинг кундаланг кесими). Жарроҳликда қўлланиладиган лазерларда, $W \approx 100$ Дж/см².

W параметрни бир импульсдаги нурланиш дозаси деб қараш мумкин. Биологик тўқима орқали кучли лазер нурланишини ютилиши иссиқликнинг ажралиши билан бирга келади. Иссиқликнинг ҳажмий зичлиги (q) деб аталадиган катталиқдан - махсус қийматдан чиқарилган иссиқликни ҳисоблаш учун фойдаланилади.

Иссиқликнинг тарқалиши ҳароратнинг ошиши билан бирга бўлади ва тўқималарда қуйидаги жараёнлар юз беради:



Чизма 2.3.1. Лазер узлуксиз нурланиши таъсирида туқима температурасидаги ўзгариш динамикаси

40-60°C да ферментлар фаоллашуви, шишлар ҳосил бўлиши, ўзгариш ва таъсир вақтига боғлиқ равишда хужайраларнинг йўқолиши, протеин денатурацияси, коагуляция бошланиши ва некрозлар.

60-80°C да - коллаген денатурацияси, мембрана дефектлари; **100°C** да - сувсизланиш, тўқималар сувининг буғланиши; **150°C** юқори - куйиш; **300°C** дан юқори - тўқималарнинг буғланиши, газ ҳосил бўлиши (чизма 2.3.1).

1- фаза. Дастлаб тўқима температураси 37°C дан 100°C гача кўтарилади. Ушбу ҳарорат оралиғида тўқиманинг термодинамик хусусиятлари амалда ўзгаришсиз қолади ва вақт ўзгариши билан ҳарорат чизиқли кўтарилади ($\alpha = \text{const}$ ва $I = \text{const}$).

2- фаза. 100°C температурада тўқима сувларининг буғланиши бошланади, ва жараён тугагунча ҳарорат ўзгармай қолади.

3 -фаза. Сув буғлангандан кейин температура яна кўтарила бошлайди, сувсизлинган тўқима нормал тўқимага қараганда энергияни кучсиз ютиганлиги сабабли 1 участкадагига нисбатан секинроқ ошади.

4 -фаза. $T \approx 150 \text{ }^\circ\text{C}$ температурага етгандан сўнг қуйиш жараёни бошланади ва натижада био тўқима “қораяди”. Шунинг учун вақт ўтиши билан тезлашиб борадиган ҳароратнинг чизиқлимас ўсиши кузатилади.

5 - фаза. Ҳарорат $T \approx 300 \text{ }^\circ\text{C}$ га етганда, сувсизланган қуйган биотўқиманинг буғланиш жараёни бошланади ва ҳарорат яна кўтарилади. Худди шу пайтда лазер нури тўқимани кесади, яъни скальпелга айланади. Ҳароратни кўтариш даражаси тўқималарнинг чуқурлигига боғлиқ (Чизма. 3.1.2).

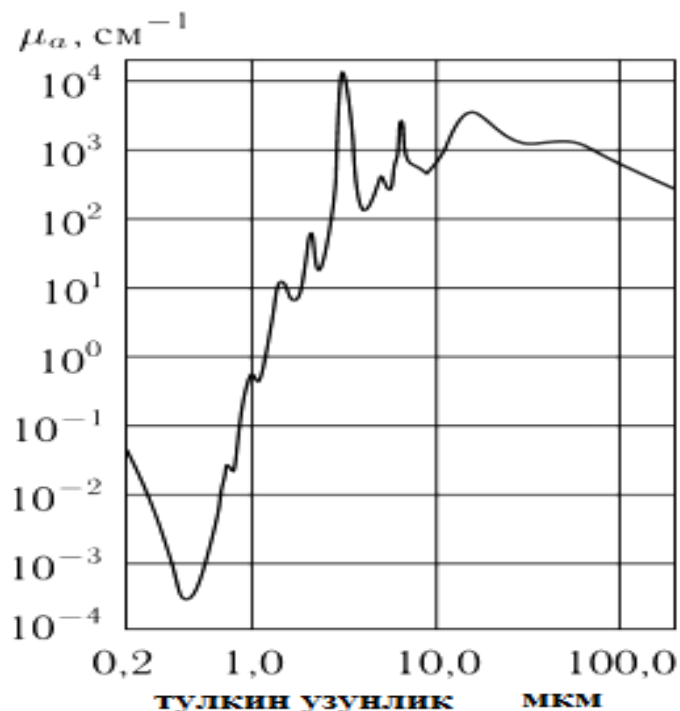


Чизма.2. 3.2. Турли чуқурликларда нурланган тўқималарда содир бўладиган жараёнлар: а - сирт қатламида тўқима бир неча юз даражага қадар иситилади ва буғланади; б - юқори қатлам томонидан заифлашган радиация кучи тўқиманинг буғланиши учун этарли эмас. Тўқималарининг коагуляцияси (баъзан қуйиш билан бирга - тўқ қора чизик); в - тўқиманинг иссиқлик зонасидан (б) ўтказиш натижасида иситилади.

Айрим зоналарнинг узунлиги лазер нурланишининг хусусиятларига ва тўқиманинг ўзига хос хусусиятларига (ютилиш ва иссиқлик ўтказувчанлик коэффициентлари) кўра аниқланади. Лазер нурланишининг фокусланган дастасининг қувватли таъсири улашган тўқималарга механик зарар этказиши мумкин бўлган зарба тўлқинларининг кўриниши билан бирга келади.

III. ТИББИЁТДА ЛАЗЕРЛАРНИ ҚЎЛЛАШ

3.1. Лазер нурларининг биотўқимада сочилиши ва ютилиши.

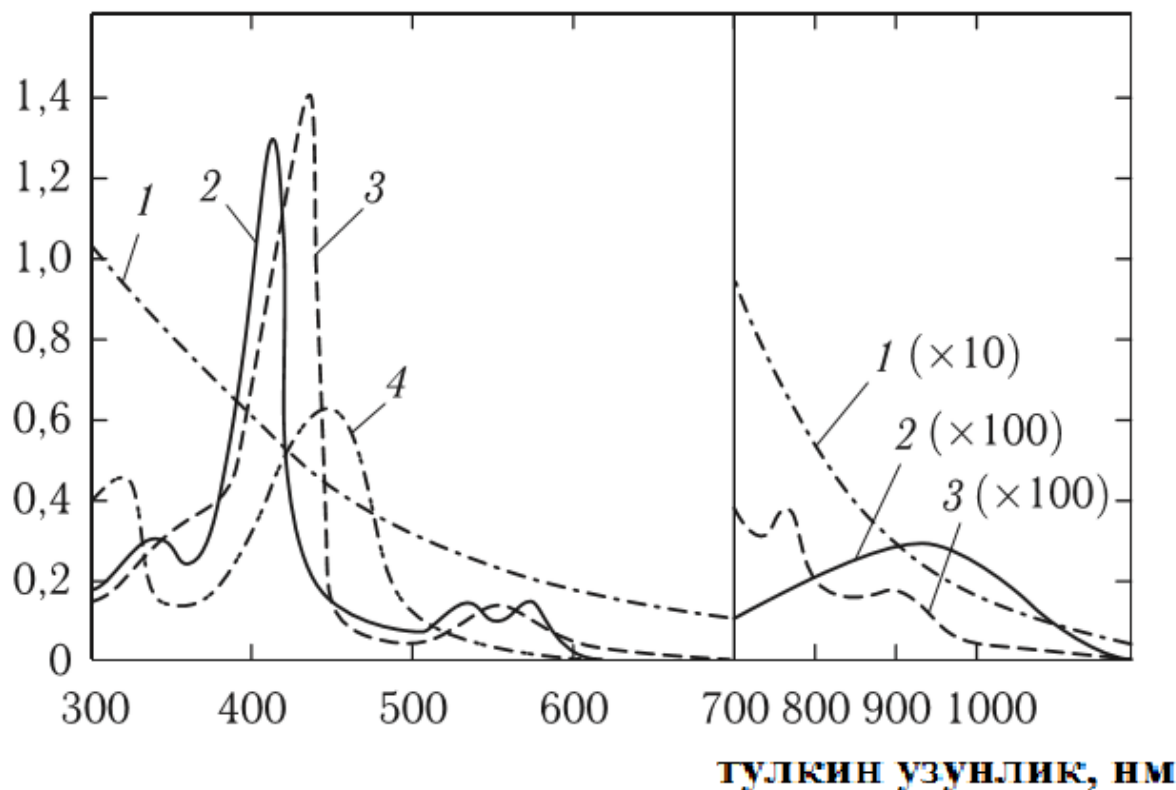


Чизма 3.1.1. Сувнинг ютилиш спектри

Биологик тўқималар оптик биржинслимас ютувчи муҳит бўлиб ҳавога нисбатан ўртача синдириш кўрсаткичи катта, шунинг учун ҳаво биообъект чегарасидан нурланишнинг бир қисми қайтади (Френел қайтиши) қолган қисм эса биотўқимага киради. Кўп марта сочилиш ва ютилиш ҳисобидан лазер нури кенгайди ва биотўқимада тарқалиб сўнади. Ҳажмий сочилиш тескари йўналишда нурланишнинг сезиларли қисмини сочилишига сабаб бўлади (тескари сочилиш) (чизма 3.1.1). Хужайра мембраналари, митохондриялар каби ядролар ва органеллалар ва хужайралардаги меланин гранулалари кўплаб тўқималар учун асосий сочувчилар бўлиб ҳисобланадилар. Тўқималар шишларининг малигнанлиги даражасига қараб хужайра тузилмаларининг хаотизацияси ортади, ҳар бир хужайра ядросининг катталиги ўртача қийматга нисбатан ошади ва бу патологик тўқималар учун одатдаги 10-12 микрондан 20-50 микронгача кўпаяди. Шу билан бирга, ядронинг нисбатан таққослаш кўрсаткичи, цитоплазма ўзгариши мумкин. Буларнинг барчаси тўқиманинг сочиш табиати ўзгаришига олиб келади.

Ютилган ёруғлик иссиқликка айланади, флуоресценция шаклида қайта нурланади, ва шунингдек фотобиокимёвий реакцияларга сарфланади. Ютилиш спектрлари доминант ютиш марказларининг турига ва биотўқима сув таркибига боғлиқ (1.6–1.8 чизмалар) [13].

$k_c \cdot 10^{-5}, \text{ л} \cdot \text{ моль}^{-1} \cdot \text{ см}^{-1}$



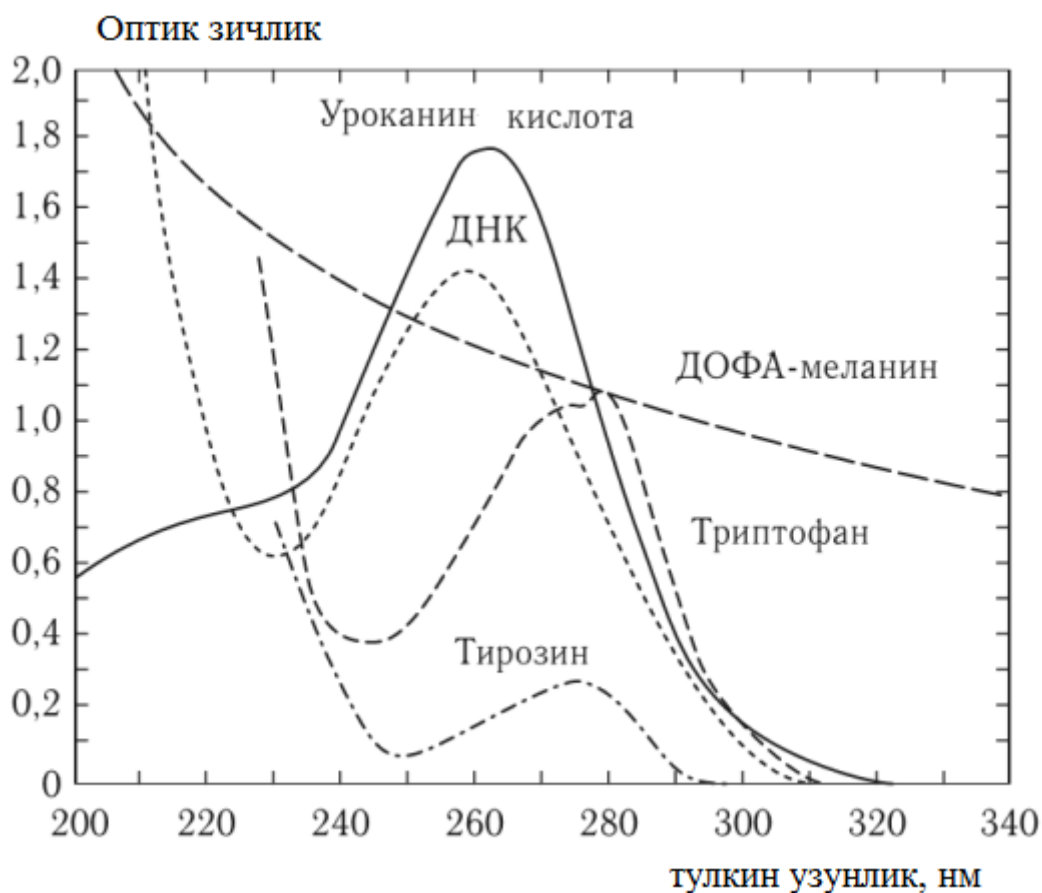
Чизма 3.1.1. Инсон териси асосий пигментларининг эритмаларини сусайтирувчи моляр спектрлари: Молярные спектры ослабления растворов основных пигментов кожи человека: 1 — ДОФА-меланин (H_2O); 2 — оксигемоглобин (H_2O); 3 — гемоглобин (H_2O); 4 — билирубин (CHCl_3) [90]

Биотўқимадаги коллимацияланган (лазер) нурнинг камайиши экспоненциал қонуниятга бўйсунди. Сезиларли ютилишга эга бўлган тўқиманинг юпқа намунасидан ўтган коллимацияланган ёруғлик нурининг сочилиш билан таққосланганини Бугер-Беер қонунига асосланиб баҳолаш мумкин:

$$I(z) = (1 - R)I_0 \exp(-\mu_t z) \quad (3.1.1)$$

бу ерда R — даста нормал тушаётгандаги Френел қайтариш коэффиценти,

$R = [(n-1)/(n+1)]^2$, n — биотўқиманинг нисбий синдириш кўрсаткичи; I_0 — тушаётган ёруғлик интенсивлиги;



Чизма 3.1.2. Эпидермал хромофорларнинг ютилиш УБ спектрлари (ДОФА-меланин, 1,5 мг % в H_2O ; уроканин кислота, 104 М в H_2O ; ДНК бузоқ тимуси, 10 мг % в H_2O (рН = 4,5); триптофан, $2 \cdot 10^4$ М (рН = 7))

$\mu_t = \mu_a + \mu_s$ — экстинкция коэффиценти (ўзаро таъсир ёки кучсизланиш коэффиценти), μ_a — ютилиш коэффиценти, μ_s — сочилиш коэффицент; z — намуна қалинлиги.

Биотўқимада бир карра сочилган фотоннинг ўртача югириш йўли

$$l_{ph} = \mu_t^{-1} \text{ каби аниқланади}$$

Одатдаги биотўқималар ютилиш коэффицентининг абсолют қиймати 10^{-2} – 10^4 $см^{-1}$ оралиқда ётади [1–3, 12, 13]. Алоҳида лазер тўлқин узунликларда ўлчанган баъзи бир биотўқималарнинг ютилиш коэффицентлари 1.3. жадвалда келтирилган. Спектрнинг УБ ва ИҚ ($\lambda > 2$

мкм) соҳаларида ютилиш ҳукм суради, шунинг учун сочишнинг ҳиссаси нисбатан кичик ва нур биотўқимага фақат ҳужайра қатламларининг бир ёки бир нечтасига киради (3.1.2- чизма). Қисқа тўлқинли кўринадиган соҳада одатдаги тўқималар учун кириш чуқурлиги 0,5-2,5 мм (е марта интенсивликнинг камайиши). Бундай ҳолатда ҳам абсорбсия, ҳам сочилиш содир бўлади, шунинг учун тушаётган нурланиш 15-40% гача бу тўлқин узунликларида акс этади. Тўлқин узунлиги ошиши билан сочилиш билан бир оз камаяди, лекин ютилиш сезиларли даражада камайтириши, шунинг учун сочилиш ютилишдан устунлик қилади ва натижада нурнинг кириш чуқурлиги 600-1600 нм тўлқин узунлиги оралиғида 8-10 мм гача ошади.

Алоҳида лазер тўлқин узунликларда λ ўлчанган баъзи бир биотўқималарнинг ютилиш коэффицентлари μ_a [5, 9, 10]

Жадвал 3.1.1.

Биотўқима	λ , нм	μ_a , см ⁻¹	Биотўқима	λ , нм	μ_a , см ⁻¹
Қон	308	265	Атеросклеротическая	249	650
Инсоннинг	193	10 ⁴	бляшка	308	137±33
артериал	248	10 ³	известковом	351	118±17
девори	308	180±16	состоянии	488	42±7,9
тўқимаси	351	145±8,0		532	34±3,7
(нормал	488	32±4,4		1064	7,2
ҳолатда)	532	30±1,8		2940	5000
				10600	500
Инсоннинг	308	108±17	Инсоннинг артериал	488	25±3,7
артериал	351	116±11	девори тўқимаси	532	37±4,5
девори			(патология)		
тўқимаси					
(патология)					

Бундан ташқари, тушаётган нурланишнинг 35-70% гачаси орқага сочилиши сабабли биотўқима томонидан қайтарилаётган нурланишнинг интенсивлиги сезиларли даражада ошади. Баъзи бир биотўқималар учун алоҳида лазерлар ва унга яқин тўлқин узунликларнинг аниқланган *invivo* тўлиқ қайтиш коэффициенти ва ёруғлик кириш чуқурлигининг экспериментал қийматлари (кўзгу ва диффуз қисмлар) 31.2 жадвалда келтирилган.

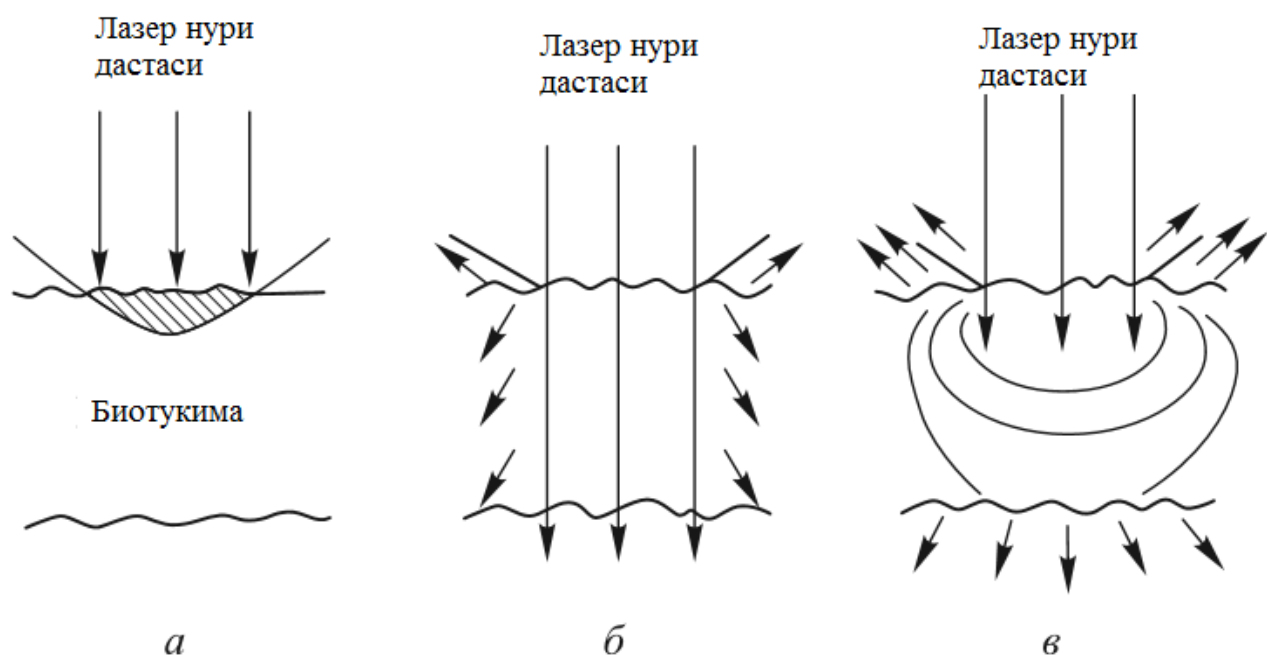
Ёруғликнинг биотўқимага кириш чуқурлиги [9]

Жадвал 3.1.2

Тўқима тури	λ , нм	l_z , мм	Биотўқима тури	λ , нм	l_z , мм
Инсон кўлининг тўқимаси (in vivo)	600	1,4	Бронхларнинг шиллик пардаси	633	1,1
	650	2,0	Аорта девори:		
	700	2,6	қисман		
	750	2,7		515	0,2-0,4
	800	3,0	кацийланган		
	850	3,0	Ошқозон яраси		
	900	3,0	соҳасида		
			Одатда		
			Қон айланиш бузилганда		
Сийдик пуфаги девори	633	1,9	Аортага ёпишган ёғ	515	0,7
	1064	5,2	тўқимаси	633	1,8

Масалан, терининг кўп қатламли ва кўпкомпонент структураси туфайли нурнинг у билан ўзаро таъсири жуда мураккаб [62, 90] (3.1.4., 3.1.5 чизмалар). Шох қатлам тушаётган нурланишнинг 5–7% га яқинини нурни қайтаради. Коллемацияланган ёруғлик нурлари ҳаво- шох қатлам чегарасида микроскопик бир жинслимасликлар туфайли диффуз нурга айланади. Теридан қайтган ёруғликнинг кўп қисми тўқима (шох қатлам, эпидермис,

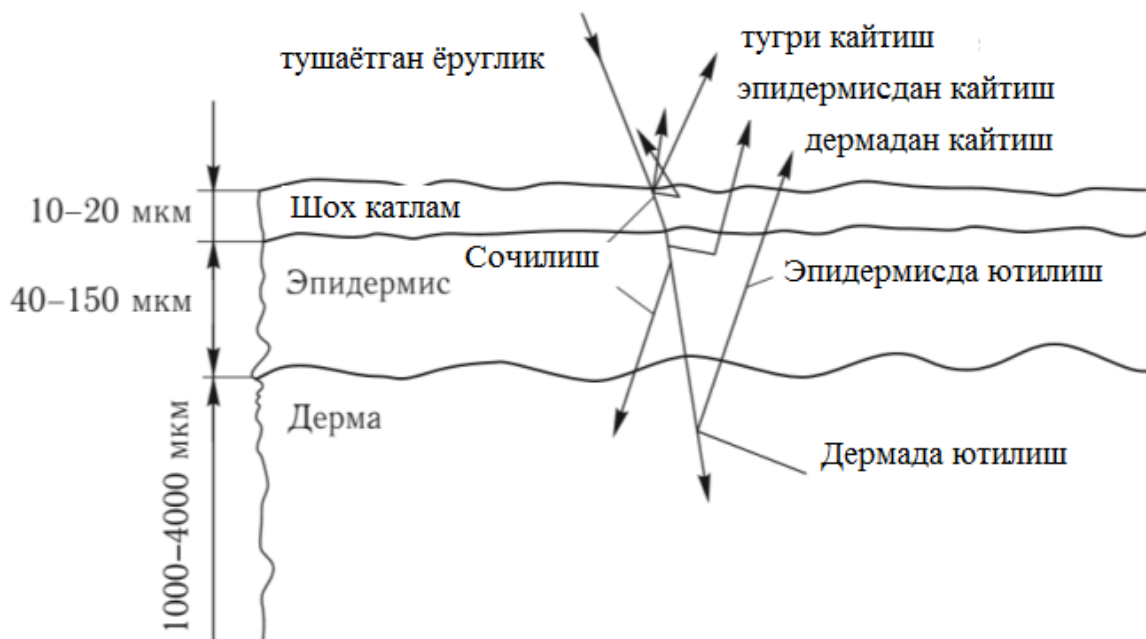
дерма ва микротомирлар системаси)нинг турли қатламларидан орқага сочилиши туфайли ҳосил бўлади.



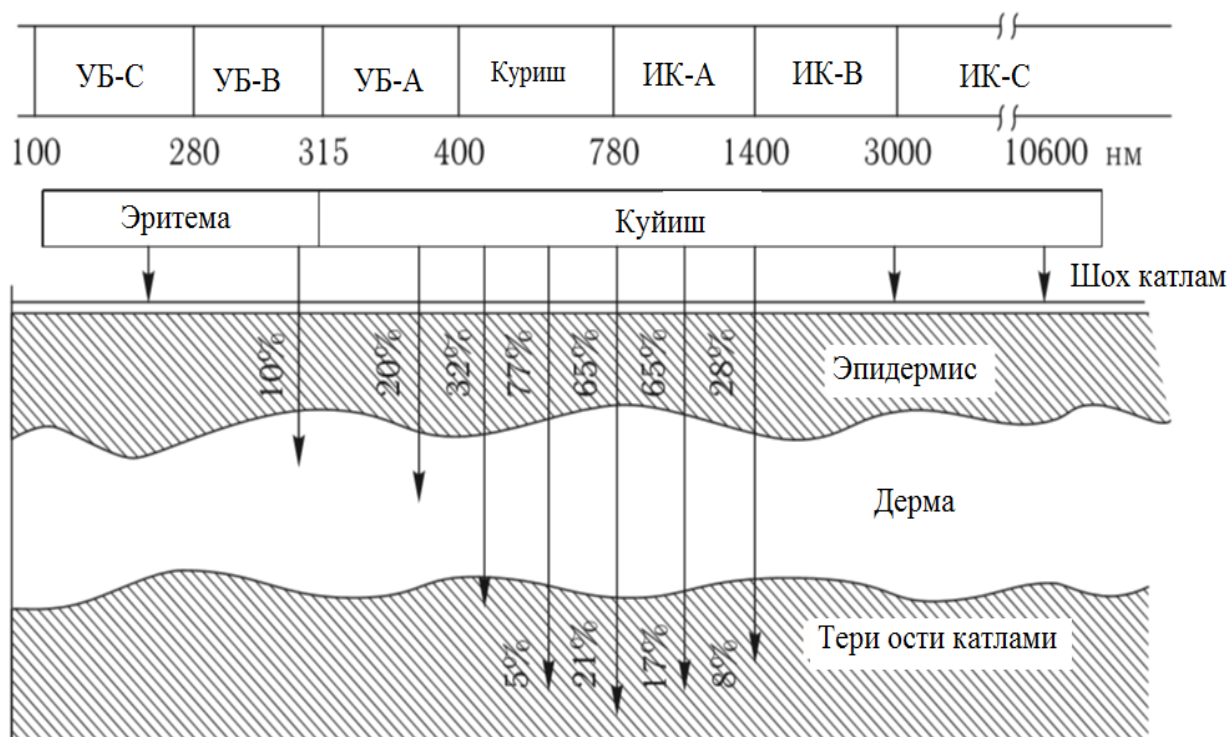
Чизма 3.1.3. Биотўқималарда лазер нурининг ютилиши ва сочилиши: а — ютилиш устунлик қилади; б — ютилиш ва сочилиш улушлари бир хил; в — сочилиш устунлик қилади [89]

Сочилган ёруғликнинг тери пигментлари билан ютилиши билирубиннинг миқдор концентрацияси, гемоглобинни кислород билан тўйинганлиги ва тўқималарда ва қонда дори таркибининг миқдори ҳақида ахборот беради, масалан, бир қатор касалликларнинг диагностика ва терапия методларининг асоси бўлган фотодинамик буёқлар (3.1.7 чизмага қаранг).

Кўринадиган ва яқин ИҚ нурининг тери орқали инсон организмига, терапевтик даража (600-1600 нм) деб аталадиган тўлқин узунлиги оралиғида сезиларли даражада кириб бориши бир қатор фототерапия усулларининг асосини ташкил этади.

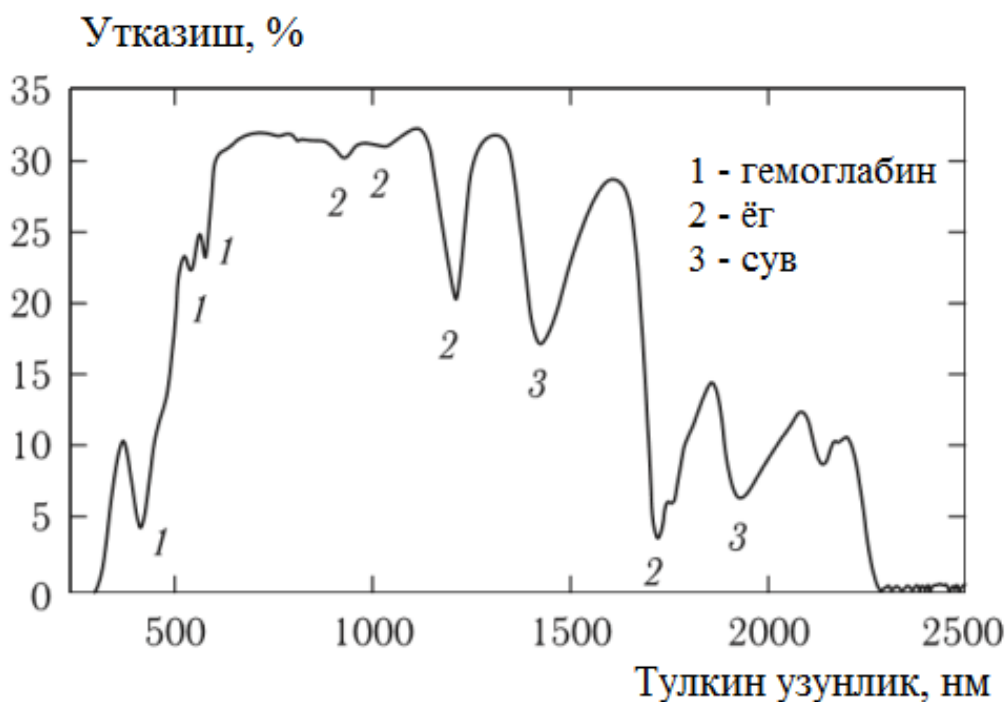


Чизма 3.1.4. Ёруғликнинг тери билан ўзаро таъсири [20]



Чизма 3.1.5. Терининг турли хил тўлқин узунликдаги ёруғликни ўтказиши.

Ютилиш спектрлари билан аниқланадиган ДНК, триптофан, тирозин, ураканин кислоталари ва милонин терининг узун тўлқинлик ультрабинафша ёруғликга нисбаттан етали даражада шаффофлиги УБ нурланишларини



Чизма 3.1.6. 3 ммлик қалинликдаги кўкрак беги тўқимаси қатламида утказиш спектри. Интегралловчи муҳити бўлган спектрометрдан фойдаланилган. Биотўқима компоненталари 1-гемоглабин; 2-ёғ; 3-сувнинг ютилиш спектрларига қушган ҳиссаси кўрсатилган.

кўллаб терининг бир қатор фотохимётерапия усулларини ўтказиш имконини беради (3). Тўқиманинг бошқа гетероген кўп кампонентали мисоли бўлиб кўкрак беги тўқимаси ҳисобланади. У асосан ёғ, фиброс тўқималардан ва томирлар системасидан ташкил топган. Қон гемоглабини, ёғ ва сувнинг ютилиш паласалари спектрда яққол кўриниб турибди, 3.1.6 – чизмада 3 ммлик қалинликдаги кўкрак беги тўқимаси қатламида *invirto* ўлчашлар интегралловчи муҳити бўлган спектрометр ёрдамида олиб борилган. 700 ва 1100 нанометр оралиғида тўқиманинг кенг шаффоф соҳаси мавжуд, 1300 ва 1600 нанометр тўлқин узунлиги яқин соҳада кичик ўтказувчанликли анчагина кичик шаффофликка эга бўлган соҳа мавжуд.

Қовурға ва бош суяк қопқоғи каби қаттиқ тўқималар спектрнинг кўриш ва яқин инфрақизил соҳасида нисбатан яхши ўтказишни кўриш мумкин (3). Биотўқималарда кўплаб сочилиш натижасидаги ёруғликнинг сочилиши таҳлил қилинганда одатда ютилиш ва сочилиш марказлари тақсимоти тенг деб тахмин қилинади. УБ, кўриш ва яқин ИҚ нурланиш учун анизатроп сочилиш одатий бўлиб, у бир қарра сочилган фотонларнинг кучли йўналтирганлигини характерлайди, бу эса ички мембраналар (Голджи аппарати), лизосомалар, метохондриялар каби катта органел хужайраларининг мавжудлиги билан боғлиқ (3). Биотўқималарда кучли анизотропия сабабли ёруғликнинг сочилиши ва унинг кўп марталик характери ўтган ёруғликнинг Бугер-Бер қонунидан четланишга олиб келади. 3.1.6-чизма 3 ммлик қатламлик кўкрак беги биотўқимасининг ўтказиш спектори. 1)гемоглабин, 2) ёғ, 3) сув.

Бундан ташқари кўплаб тўқималар учун масалан, тери, кўз тўр пардаси, қон каби тўқималар учун ютилишнинг бир жинслимаслиги характеридир. Маълумки кўз тўр пардаси миланин грамулаларнинг ютилиш коэффициентининг қиймати уни ўраб турган тўқималардан 10 марта катта, унинг тақсимоти эса тенг эмас. Эритроцид суспензияларда гемоглабинда ҳам кўк соҳада ёруғликнинг кучли ютилиши тенг тақсимланмаган. Муҳитдаги хромофор молекулаларнинг тенг бўлмаган тақсимотида сита эффекти деб аталадиган ҳодиса намоён бўлади ва ўлчанаётган оптик зичлик камаяди. Ютувчи муҳитнинг оптик зичлиги қанча катта бўлса, бу камайиш шунча катта. Натижада ёруғликнинг сочилиши каби сита эффекти ҳам хромофор молекулаларнинг ютилиш спектрларига таққосланганда спектрларни силлиқлаб сусайишига олиб келади. Сита эффекти кучлироқ бўлган сусайган спектрларнинг максимумларида оптик зичлик камаяди, минимумларда эса ёруғлик сочилиши таъсир кўрсатганда бу қиймат ошади. Тўқимада лазер дастасининг тарқалиш давомида сусайиши ва кенгайиши кўп марта сочилиш ва ютилиш натижасидир. Тесқари йўналишда

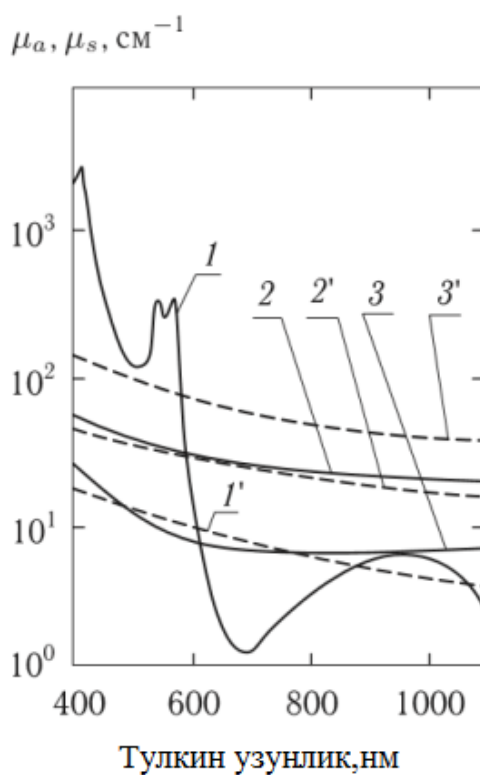
нурланишнинг диспер ташкил этувчисининг ҳосил бўлиши ҳажмий сочилишнинг асосий сабаби бўлиб ҳисобланади.

Шундай қилиб тўқималарда ёруғликнинг сочилиши унинг компоненталарининг сочилиш ва ютилиш хусусиятларидан боғлиқ: хужайралар, хужайра оргонеллалари ва турли-туман тўқима структуралари. (1-3,31). Ёруғликнинг тўқима орқали тарқалишида ўлчамлар, шакл ва бу структураларнинг зичлиги, ўраб олган моддага нисбатан синдириш кўрсаткичи, тушаётган ёруғликнинг қутбланганлик ҳолати муҳим рол ўйнайди(1-3). Тўқима структураларининг мураккаблиги ва турли-туманлиги ёруғликнинг ютилиши ва сочилишини инобатга оладиган оптик модель ишлаб чиқишда қийинчилик туғдиради. Тўқималарнинг моделлаштириш учун иккита яқинлашишдан фойдаланилади. Биринчисида тўқима фазодаги оптик параметрларининг узлуксиз тақсимооти муҳити моделлаштирилади, иккинчисида тўқима сочувчиларнинг дискрет ансамбли деб қаралади[1-3,13]. Ёндашувни танлаб олиш, ўрганилаётган тўқималарнинг структуравий ўзига ҳослиги ва керакли нур сочадиган хусусиятларининг турига боғлиқ. Кўпгина тўқималар структураси кенг дипозонда ўзгариб турадиган тузилмалардан иборат бўлиб, у кўпинча ўзгарувчан фазовий масштаб билан биржинслимас синдириш кўрсаткичини тасодифий континууми сифатида ифодаланади.

Ютилиш спектрлари билан аниқланадиган ДНК, триптофан, тирозин, ураканин кислоталари ва милонин терининг узун тўлқинлик ультрабинафша ёруғликга нисбатан етали даражада шаффофлиги УБ нурланишларини кўллаб терининг бир қатор фотохимётерапия усулларини ўтказиш имконини беради (3). Тўқиманинг бошқа гитероген кўп кампонентали мисоли бўлиб кўкрак беги тўқимаси ҳисобланади. У асосан ёғ, фиброс тўқималардан ва томирлар системасидан ташкил топган. Қон гемоглабини, ёғ ва сувнинг ютилиш паласалари спектрда яққол кўриниб турибди, 1. 12 – чизмада 3 ммлик қалинликдаги кўкрак беги тўқимаси қатламида *invirto* ўлчашлар интегралловчи муҳити бўлган спектрометр ёрдамида олиб борилган. 700 ва 1100 нанометр оралиғида тўқиманинг кенг шаффоф соҳаси мавжуд, 1300 ва

1600 нанометр тўлқин узунлиги яқин соҳада кичик ўтказувчанликли анчагина кичик шаффофликка эга бўлган соҳа мавжуд.

Қовурға ва бош суяк қопқоғи каби қаттиқ тўқималар спектрнинг кўриш ва яқин инфрақизил соҳасида нисбатан яхши ўтказишни кўриш мумкин (3.1.5,3.1.6 чизмалар) [7]. Биотўқималарда кўплаб сочилиш натижасидаги ёруғликнинг сочилиши таҳлил қилинганда одатда ютилиш ва сочилиш марказлари тақсимоти тенг деб тахмин қилинади. УБ, кўриш ва яқин ИҚ нурланиш учун анизотроп сочилиш одатий бўлиб, у бир қарра сочилган фотонларнинг кучли йўналтирганлигини характерлайди, бу эса ички мембраналар (Голджи аппарати), лизосомалар, метохондриялар каби катта органел хужайраларининг мавжудлиги билан боғлиқ [3]. Биотўқималарда кучли анизотропия сабабли ёруғликнинг сочилиши ва унинг кўп марталик характери ўтган ёруғликнинг Бугер-Бер конунидан четланишга олиб келади.



Чизма 3.1.7. Қон (1,1'), эпидермис (2,2') ва дерма (3,3')ларнинг ютилиш ва сочилиш коэффициентлари учун спектрал боғлиқликлар.

Бундан ташқари кўплаб тўқималар учун масалан, тери, кўз тўр пардаси, кон каби тўқималар учун ютилишнинг бир жинслимаслиги характеридир. Маълумки кўз тўр пардаси миланин грамулаларнинг ютилиш коэффициентининг қиймати уни ўраб турган тўқималардан 10 марта катта, унинг тақсимоти эса тенг эмас. Эритроцид суспензияларда гемоглабинда ҳам кўк соҳада ёруғликнинг кучли ютилиши тенг тақсимланмаган. Муҳитдаги хромофор молекулаларнинг тенг бўлмаган тақсимотида сита эффекти деб аталадиган ҳодиса намоён бўлади ва ўлчанаётган оптик зичлик камаяди. Ютувчи муҳитнинг оптик зичлиги қанча катта бўлса, бу камайиш шунча катта. Натижада ёруғликнинг сочилиши каби сита эффекти ҳам хромофор молекулаларнинг ютилиш спектрларига таққосланганда спектрларни силлиқлаб сусайишига олиб келади. Сита эффекти кучлироқ бўлган сусайган спектрларнинг максимумларида оптик зичлик камаяди, минимумларда эса ёруғлик сочилиши таъсир кўрсатганда бу қиймат ошади. Тўқимада лазер дастасининг тарқалиш давомида сусайиши ва кенгайиши кўп марта сочилиш ва ютилиш натижасидир. Тескари йўналишда нурланишнинг диспер ташкил этувчисининг ҳосил бўлиши ҳажмий сочилишнинг асосий сабаби бўлиб ҳисобланади.

Шундай қилиб тўқималарда ёруғликнинг сочилиши унинг компоненталарининг сочилиш ва ютилиш хусусиятларидан боғлиқ: хужайралар, хужайра оргонеллалари ва турли-туман тўқима структуралари. (1-3,31). Ёруғликнинг тўқима орқали тарқалишида ўлчамлар, шакл ва бу структураларнинг зичлиги, ўраб олган моддага нисбатан синдириш кўрсаткичи, тушаётган ёруғликнинг кутбланганлик ҳолати муҳим рол ўйнайди(1-3). Тўқима структураларининг мураккаблиги ва турли-туманлиги ёруғликнинг ютилиши ва сочилишини инобатга оладиган оптик модель ишлаб чиқишда қийинчилик туғдиради. Тўқималарнинг моделлаштириш учун иккита яқинлашишдан фойдаланилади. Биринчисида тўқима фазодаги оптик параметрларининг узлуксиз тақсимоти муҳити моделлаштирилади, иккинчисида тўқима сочувчиларнинг дискрет ансамбли деб қаралади[1-3,13].

Ёндашувни танлаб олиш, ўрганилаётган тўқималарнинг структуравий ўзига хослиги ва керакли нур сочадиган хусусиятларининг турига боғлиқ. Кўпгина тўқималар структураси кенг дипозонда ўзгариб турадиган тузилмалардан иборат бўлиб, у кўпинча ўзгарувчан фазовий масштаб билан биржинслимас синдириш кўрсаткичини тасодифий континууми сифатида ифодаланади.

3.2.Лазер терапияси хусусиятлари ва турлари

Юқорида кўриб чиқилган барча ҳолларда нисбатан кам қувватли лазер нурланишидан фойдаланилади, унда нурланиш тирик организмнинг тўқима ва ҳужайраларига бевосита зарар етказмайди.

Лазерли жарроҳликда тўқималарни йўқ қилиш тўғридан-тўғри таъсир қилиш жараёнида рўй беради. Жарроҳликда лазерлардан фойдаланишнинг асосий кўрсаткичлари:

- микрохирургик операциялар (хусусий ҳолда кўзда);
- катта бўлмаган ўсимталарни олиш;
- селектив ҳаракат талаб қиладиган операцияларда (пигмент доғлари, вина доғлари, бошқа тери ости ҳосилалари, масалан, татуировкалар);
- томирлар реканализацияси, ўтишлар;
- қон оқишини тўхтатиш ва қон тўйинган органлар операцияси;
- тўқималарни пайвандлаш.

Лазерли жарроҳликда нурланиш қувват зичлиги кесиб ташлаш учун, йўқотиш учун ва ҳўжайралар тўқималар ва бошқа объектларни, яъни йўқотиш зарур бўлган объектларни термик некрози учун етарли бўлган кучли лазерлардан фойдаланилади. Лазер жарроҳлиги соҳасида лазер тиббиётининг бошқа соҳаларига нисбатан катта ютуқларга эришилди.

Лазер хирургияси методлари:

- моддаларни тўғридан-тўғри олиб ташлаш (абляция);
- коагуляция;
- пайвандлаш (бирлаштириш);

– эзиш (парчалаш, зарба тўлқини ёрдамида).

Шуни таъкидлаш лозимки, лазердан терини, мушаклар ва ички органларни кесишда инструмент сифатида фойдаланиш мақсадга мувофиқ эмас, чунки анъанавий кесиш воситаларидан фарқли ўлароқ, нурланиш таъсири структураларнинг четларига катта зарар келтиради. Бу эса соғайиш жараёнини секинлаштиради ва чандиқлар пайдо бўлишига олиб келади. Шунга қарамасдан жарроҳлик амалиётида лазерлар кенг қўлланилади. Жарроҳликдаги лазерларнинг асосий қўлланиш йўналишларини қараб чиқамиз.

1. Умумий хирургияда:

- қон оқишини тўхтатиш ва профилактика қилиш,
- ўт пўфаги ва кўр ичаг ўсимтасини олиш ташлаш,
- ички органлар деворларини пайвандлаш.

2. Қон томир хирургиясида:

- қон томир пардаларининг қайта тикланиши;
- юрак мушаги қўзғатадиган патологик ўчоқларни бартараф этиш;
- миокардни чап қоринчадан қон билан таъминлашни яхшилаш,
- кесилган қон томирларни пайвандлаш йўли билан бирлаштириш.

3. Кўкрак қафаси хирургияда:

- кўкрак қафаси органларининг патологиясини бартараф этиш: ўпка, плевра, бронхлар, қизилўнгач ва ҳоказо:
- қизилўнгач ва бронх пардаларини қайта тикланиши;
- кичикроқ ўсимталарни олиб ташлаш.

4. Нейрохирургияда

- бош ва орқа мия ўсимталарини олиб ташлаш,
- асаб толаларини пайвандлаш.

5. Оториноларингологияда

- бурун бушлиғи, томоқдаги шрамлар ва ўсимталарни олиб ташлаш (микрохирургик операциялар, яъни аниқ ва оптик назорат билан),
- бурундан қон оқишини тўхтатиш,

- тонзилэктомия (миндалинни олиб ташлаш),
- парацентез (ўткир отитда кулоқчаларнинг тешилиши),
- гаймора қоринча пардаси билан оғиз бушлиғи орасида ўтишнинг шаклланиши (гайморитда).

6. Офталмологияда

- кўз мушаклари дисекцияси,
- айрим ўсмаларни йўқ қилиш,
- кўз қорачиғининг кесилиши ва тешилиши,
- тўрчанинг алоҳида қисмларини коагуляцияси;
- катламларга ажралган тўр пардани пайвандлаш,
- глаукомада олд ва орқа хоналарида оқма ҳосил қилиш йўқотиш;
- катарактада кўз гавҳарини олиб ташлаш,
- шох пардада жарроҳлик ўтказиш.

7. Урологияда

- қисман нефроэктомияда,
- шкастланган манбаларидан ренал қон кетишини тўхтатиш,
- литотрипсия (буйрак тошларини эзиб ташлаш),
- простатада хавfli бўлмаган ҳосилалар простатэктомияда,
- простат ракида кастрация,
- сийдик чиқариш канали ва уруғ чиқариш реканализацияси,
- сийдик пуфакчаси сиртидан қон кетишни тўхтатиш,
- дистал простата безидаги ўсмаларни олиб ташлаш.

8. Акушерлик ва гинекологияда

- понасимон резекция ва тухумдон коагуляцияси,
- бачадон буйни резекциясини амалга ошириш.

9. Стоматологияда

- жонсиз массаларни йўқ қилиш (кариесни олиб ташлаш),
- пульпали бушлиқни даволаш,
- базал кистларни олиб ташлаш,

– оғиз бушлиғидаги шиллик пардадаги хавфсиз ўсмаларни олиб ташлаш.

10.Ортопедия ва травматологияда:

- Суяк тўқимасини даволаш (ёки кесиб олиб ташлаш - ампутация);
- пай тўқималарини ва менискларни даволаш;
- умуртқа дисклари орасида манипуляция қилишда.

11.Дерматологияда

–тери қатламининг ҳар қандай юзаларида хатарли, потенциал хатарли ва хавфсиз ўсмаларни олиб ташлаш,

–терида ноқулайлик туғдирадиган ёки эстетик жиҳатдан қабул қилинмайдиган формаларни (туғма доғлар, вина доғлари, папилломалар ва бошқалар) олиб ташлаш.

12.Косметологияда

- косметик нуқсонлар бўлганда аралашув,
- терини лазер ёрдамида силлиқлаш,
- терини лазер ёрдамида ёшартириш.

13.Онкологияда

- эрта босқичларда хавфли ўсмаларни олиб ташлаш,
- ногирон беморларда ичи бўш органларнинг пардаларини қайта ташкиллаштириш,
- баъзи бир секин ривожланаётган касалликларни даволаш,
- метастазларни олиб ташлаш,
- кўплаб хавфли бўлмаган ўсмаларни даволаш (ошқозон ичак йўлларида, оғиз бушлиғи шиллик пардасида, бурунда, тамоқда, тери сиртида ва бошқалар).

Барча операциялар аралашув объектига очиқ кириш орқали ёки тўқималарни олдиндан кесиш ва ажратиш орқали эришилади. Бундан ташқари, объектга кириш табиий тешиқлар (қизилўнгач, трахея, бурун бўшлиғи ва бошқалар) орқали ёки жарроҳлик асбобларини йўналтириш учун

зондлар жойлаштириладиган кичик тешиклардан иборат бўлган *эндоскопик операциялар* ҳам мавжуд.

Бу хил операцияларнинг келажаги порлоқ, чунки улар камрок жароҳатлайди ва айрим ҳолларда ҳатто асосий амалиёт ўрнида оғриқсизлантиришни талаб қилмайди. Лазерли эндоскопик операцияларда олдиндан белгиланган параметрларга эга бўлган лазер нурланиши катетер орқали мослашувчан нур тола орқали киритилади.

3.3.Лазер косметологияси хусусиятлари

Лазерли таъсир усуллари дермотология амалиётида кенг қўлланилади. Бу тери потологияси ва косметик диффектларнинг турли-туманлиги ва амалиётнинг нисбатан содалиги таъсир объектларига осон етиш мумкин бўлганлиги билан тушунтирилади. Лазер нурининг терига таъсирида қуйидагилар юз беради: фотостимуляция, фототермолиз, фотодинамик ва фотомеханик реакциялар. Яраларнинг тез битиши учун кичик интенсивликли лазерлар ёрдамида фотостимуляция амалга оширилади. Патологик тўқимада цитотоксид эффектни мос келган ёруғлик манбаи ёрдамида олиш учун ва фотосенсибилизатор ўзаро таъсир принципи асосида хуснбузарлар, псориаз, витилиго ва бошқаларни даволаш учун фотодинамик реакциядан фойдаланилади.

Фототермолиз ва фотомеханик реакциялар. Селектив фототермолиз томирларнинг сиртга яқин жойлашишини ривожланиши йўқотишда, баъзи бир терининг пигмент касалликларини даволашда, татулировка ва бошқаларда қўлланилади.

Дерматологияда лазерларни қўллаш шартли равишда икки турга бўлиниши мумкин:

1 тур - абляция жараёнида эпидермис билан бирга зарарланган терига шикаст етказиш, бунда лазер нурланиши терининг барча қатламларида бир хил ютилади,

2 тур – эпидермис бутунлигига зарар етказмасдан зарарланган тизимни танлаб олиб ташлаш, бунда нурланиш кўрсатилган тузилмаларда селектив ютилади, фақат эпидермис эмас.

Абляция феномени интенсив ўрганилаётган фундаментал замонавий физиканинг хали охиригача ечилмаган масалалардан бири бўлиб ҳисобланади.

“Абляция” термини медицинада олиб ташлаш ёки кесиб ташлаш деб таржима қилинади. Тиббиётдан бошқа лексикада ювиш ёки эриш деган маънони билдиради. Лазер хирургиясига абляция термини қўлланганда бевосита тирик тўқима майдонини йўқотиш учун унга лазер нурланиши таъсири тушунилади.

Абляция механизми ва параметрлари (энергетик характеристикалар, ишлаб чиқариш) нурланаётган объект хусусиятлари билан аниқланади. (Суюқ ва зич компоненталар муносабати, уларнинг физикавий ва кимёвий хоссалари, ички молекулалараро боғланишлар характери, макромолекулалар ва ҳужайраларнинг иссиқликка сезгирлиги, тўқималарнинг қон билан таъминланиши ва бошқалар), нурланиш характеристикалари (тўлқин узунликлари, нурланишнинг импульсли ёки узлуксиз режимдалиги, куввати, импульс энергияси, энергия ютилишининг йиғиндисини ва бошқалар), худди шунингдек объект хусусиятлари ва лазер нурини боғлаб турувчи параметрлар – қайтариш коэффициенти, берилган тўқималар учун ёки унинг алоҳида ташкил этувчилари нурланиш турининг ютилиши ва сочилиши.

2-тур процедуралар ўз ичига тери қатлами бутунлигини бузмайдиган тери ости тузилмалари бузилишини лазер ёрдамида аниқлашни олади. Бу мақсадга хромофорлар лазер нурини ютилишини таъминлайдиган нурланиш режими ва тўлқин узунликларини танлаш орқали эришилади. Бу эса терининг бузилиши ёки нурланишнинг энергиясининг иссиқлик ва баъзи бир ҳолларда механик энергияга айланиши ҳисобидан терининг рангсизланишига олиб келади. Лазер таъсирининг нуқтавий зарба урадиган соҳаси сифатида

доғларда дермал томирларининг кенгайиши ва эритроцит гемоглобини бўлиши мумкин.

Селектив фототермолиз назариясининг асосий хусусиятлари:

1) Меланин ва гемоглобин каби тўқима хромофорлари ёруғлик нурланиши тўлқин узунлиги қанча кичик бўлса шунча интенсив ёруғликни ютади;

2) Терининг чуқур қатламларидаги тўқималарнинг лазер нурланишини ютиш интенсивлиги тўлқин узунлиги ошиши билан ошади;

3) Зарба нуқтаси (лазер нури таъсир этувчи сирт), қанча кичик бўлса нурланиш импульси шунча қисқа бўлиши лозим.

4) Қисқа импульс бўлганда аввал зарба нуқтасида плазма генерацияси ва оптик парчаланиш натижасида унинг бузилиши юз беради.

Аниқ зарба нуқтасига бу ҳолатлар қўлланилганда унинг максимал қизиши ёки парчаланиши ёки қўшни тизимларини минимал қизиши ёки механик жароҳатланади.

Миллисекунд даражасидаги импульс давомийлигидаги вена зарарланган томирларини нурлатиш учун гемоглабин (540,577,585 ва 595НМ) ёруғлик ютиш чўққиларига мос келадиган энг катта тўлқин узунликли лазерларни қўллаш маҳсулдор бўлиб ҳисобланади, бунда миланин нурланиш ютилиш интенсивлиги нисбатан сезиларли эмас, нисбатан катта бўлган тўлқин узунлиги чуқурроқдаги тўқималарни самарали қиздиришни таъминлайди. Нисбатан давомли импульс каттароқ ўлчамли (эритроцидлик томирлар) зарба нуқталарига мос келади.

Агар амалиёт мақсади татулировка заррачаларини йўқотиш ҳисобланса унда нурланиш тўлқин узунлигини бу заррачалар рангига мос танлашдан ташқари бошқа тизимларга минимал термик зарар етказиш ва заррачаларнинг механик бузилишидан сақлаш учун анчагина қисқа давомликли импульсни ўрнатиш талаб этилади.

Табиийки бу шартларга амал қилиш эпидермоснинг обсалют химоясини бермайди, аммо кўп чандиқлар натижасидаги косметологик диффектга олиб келадиган унинг кўпол зарарланишидан сақлайди.

Дерматологияда лазерли таъсир қилишнинг иккига бўлиниши уларни кўллаш соҳаларини аниқлаб беради.

Биринчи тур операциялар учун кўп ҳолларда CO₂ лазер қўлланилади. Фокусланган ҳолатда уни бир вақтнинг ўзида томирлар коагуляцияси билан тўқималарни кесиш учун ишлатилади. Қувват зичлигини камайтириш ҳисобидан фокуссизлантилган ҳолатда зарарланган тўқималарни қатлам-қатлам олиб ташлаш амалга оширилади. Худди шу усулда сиртий зарарли ва потенциал зарали жараёнлар, бир қатор зарарли бўлмаган шишлар, куйишдан қолган катта чандиқлар, сўгаллар ва бошқаларни йўқотиш амалга оширилади.

Фокуссизлантилган CO₂ лазер нури – лазер дермабразияси деб аталадиган, яъни бемор кўринишини ёшартириш мақсадидаги тери устки қатламининг қатламлаб олиб ташланиши қатъий косметик амалиётда қўлланилади. Импульс режимида, 1 мс кичик бўлган, бир мартада 25-120 мкм чегарасидаги юпқа резидуаль термик некроз соҳасини ҳосил қилган 25-50 мкм тўқима селектив қатлам қатлам олинади. Бу соҳанинг ўлчами ўз навбатида чандиқ ҳосил бўлиш хавфини камайтириш учун хизмат қилиб қон ва дермал лимфа томирларини вақтинча ҳимоялаш учун етарлидир.

Лазер гермобразиясидан сўнг абляция тўқима сиртий буғланиши, дермохужайралари иссиқлик когуляцияси ва динотурация ҳисобидан ажинлар ва текстура анамалияларини камайтиради. Амалиёт пайтида коллаген кантракцияси ва дегидротациядан тўқиманинг 20-20% миқдордаги қисқариши юз беради. Тўқималарнинг ярага қарши реакцияси билан боғлиқ бўлган терининг янгилиниши анча узоқ давом этадиган жараён. Лазери таъсирдан сўнг шаклланган яра соҳасида ассиптик яллиғланиш ривожланади.

Бораётган реакция автоматик тарзда фаолликни тўлдиради. Бу эса яллиғланган соҳада кўпроқ каллаген тва эластен ишлаб чиқаришга олиб келади. Терини қават-қават олиш натижасида янгиланиш жараёнини ва эпидермал хужайралар кинетикасининг нормаллашуви юз беради. Дермада параллел конфигурацияда жойлашаётган каллоген ва эластен жараёни бошланади.

2 турдаги лазерли таъсирда қуйидаги тери касалликлари бўлганда қўлланилади.

Терининг томирли патологияси: Томирларнинг туғма аномалияси, оёқлардаги веналар патологияси (импульсли бўёқли лазерлар 585-595нм, калий – титанил-фосфад-532нм, ниодин-164нм, оксигемоглабини силликтив ютадиган тўлқин узунликлар).

Хавфли бўлмаган пигментациялар ҳосил бўлиши ва татуировкаларни олиб ташлаш. (Q режимда ёки ишлаётган лазерлар. Q – меланинни парчалайдиган ва татуаж ранглари оптик хусусиятларини ўзгартирадиган бир неча наносекунд давомийликдаги импульсларни генерациялаш учун қўлланиладиган электрооптик қурилма). Яраланган соҳаларни ёритиш (тозалаш) аста-секин босиб олиш ва лимфа томирлари активлаштирилган қисмларни олиб ташлаш орқали амалга оширилади. Терининг сиртқи пигментларини даволашда (сепкил, витилиго, сутли кофе типидеги доғ) кўп ҳолларда рубин лазер қўлланилади. (694 НМ).

Татуировкаларни йўқотиш учун ёқут ва александрит (755нм) лазерлари қўлланилади. Уларнинг асиллиги яшил бўёқларни кетказиш учун мос келади. Қизил доғлар эса неодим (532 НМ) лазер қўлданганда яшил ранг таъсирига чидамсиз. Худди шунингдек у кўк - қора татуировкаларни йўқотишда самарали фойдаланилади.

600-1200 нм тўлқин узунликдаги спектр нурланиши меланинда ютилиб, тўлқин узунлиги оширилганда терига чуқурроқ киради. Бу мақсадларда одатдаги лазерлар: ёқут (694 нм), александрит (755 нм), яримўтказгичли (800 нм) ва неодим оқим қуввати 20-60 жоуль/ см²(1064 нм) қўлланилади.

3.4. Тиббий ташҳис қўйишда лазерларни қўллаш.

Лазер диагностикаси усулларни иккита катта гуруҳга бўлиш мумкин – микродиагностика атом ва молекуляр даражадаги ва орган ва хужайра даражасидаги макродиагностика. Микродиагностика атом ва молекуляр лазер спектроскопиясининг чизиқли ва чизиқлимас барча воситаларидан фойдаланилади, Макродиагностика – ёруғлик сочилишининг эластик ва квазэластик усуллари, дифрактометрия, интерферометрия ва галографиядан фойдаланилади. Дастлаб микродиагностиканинг типик усулларни қараб чиқамиз. Микродиагностика биологик тўқималар ва хужайраларнинг молекуляр визуал деб аталадиган қисмига асосланган.

Анъанавий спектрал таҳлил токсикология ва тирик организмларнинг метоболизмини ўрганишда модданинг концентрация изларини таҳлил қилиш учун биология ва медицинада кенг қўлланилади. Аммо лазердан бошқа ёруғлик манбалари билан ишлайдиган спектрал таҳлил ўрганилаётган объектнинг бир хил молекуласи ёки 10^{10} атомдан чиққан сигналнигина қайд қилишлигини таъминлаш мумкин.

Лазерлар ёрдамида ўта сезгир алоҳида атомлар ёки молекулаларни қайд қилиш имконини берадиган усулларни амалга ошириш мумкин. Бундан ташқари лазер спектроскопиясининг селективлиги ва спектрларни юқори даражада ажрата олиши тадқиқот ўтказишга тайёрланишни минимумга келтиради ёки олдиндан тайёрланишга эҳтиёж қолмасдан атама таҳлил бевосита реал объектларда олиб бориш имконини беради. Инсон қонидаги алюминий концентрацияси изларини аниқлашда қўлланилаётган лазер резонанс фотоэррозияси яққол мисол бўла олади. Кўрсатилган усулнинг селективлиги ва юқори сезгирлиги инсон организмидаги турли хил элементларни аниқлаш учун ва уларни инсон организмнинг нормал ва патологик ҳолатлардаги метоболизмини аниқлашда универсал воситадир.

Нормал ва патологик инсон тўқималарни диагностика қилишда ҳар доим турли хил ютилиш ва флуоресценция спектрларининг таҳлили қўлланилган. Оптик толалар ёрдамида инсон организмига осонгина

киритилган лазер нурланишини қўллаш анъанавий усуллар имкониятларини кенгайтирди. Масалан аорта деворларидан қайтган спектрларни қайд қилишга асосланган юқори сезгирли усуллар, нисбатан тез биотўқиманинг лазер флуориметрияси ва инсон томирларидаги атеросклеротик “тиқинлар –бляшкалар” ни диагностика қиладиган лазер оптик толали қурилмалардир.

Австралиялик олимлар Ори Хендерсон-Сапир ва Дэвид Оттауэй томонидан яратилган лазер қурилмаси 3300 – 3800 нм оралигида инсон организмидаги кўплаб моддаларнинг ютилиш спектрларини ўз ичига олади, юқори сезгирликка эга ва тиббий ташҳис қўйишда қўл келади.

Гинекологик касалликларни ташҳислашда лазер нурлари инсон ички органлар ҳолатини ўрганиш ва патологик ўзгаришларни аниқлаб бериш имкониятларига эга.

Оптик зичлик максимуми 630 нм бўлган қизил рангли лазер қурилмалари жинсий органларнинг физиологик ва анатомик ўзгаришларини аниқлаш асосида уларнинг саратон касалликларга чалинганлигини аниқлашга имкон беради. Оптик толали эндоскоплар ёрдамида сийдик пуфаги ўсимтаси, ўпка, ошқозон ва бошқаларни аниқлаш мумкин.

Бошқа патологик тўқималар (атеросклероз билан касалланган қон томир деворлари; псориаз билан касалланган инсон териси ва бошқалар) флуороценция спектрлари нормал тўқималар спектрларидан сезиларли фарк қиладди. Бу эса, касалликка ташҳис қўйиш тезлигини оширади шу қаторда лазер хирургик бевосита таъсир жараёнида ташҳис қўйиш тезлашади.

Биотўқималар ва хужайраларни флуоросенция спектроскопиясини ўрганиш метаболик жараёнларни мониборик қилиш ва турли хил патологияларни (кариес, миланин миқдори ва бошқалар) кўриш имконини беради.

Суяк ва тиш минераллаштириш жараёнларни ёки катаракта ривожлантиришни мониторинг қилиш, қондаги глюкоза миқдорини аниқлаш,

терини хатарли ўсимталарни ҳосил бўлишини инвазив бўлмаган диагностика қилиш, тери гидротациясини мониторинг қилиш ва дири моддаларнинг организмнинг турли нуқталарига таъсири мониторинги кабиларга турли хил клиник тадқиқотлар ўтказишда КР спектроскопиянинг истиқболи катта.

Тўлқин узунлигининг кўриш соҳасидаги аргон лазери нурланиши қисқа тўлқинли нурланишга караганда тўқималар фотодигротациясини анча камайтирди. 488 ва 514,5 нм билан уйғотилганда 5мВт гача тўқималарнинг морфологик ўзгаришлари кузатилмади. Юқорироқ тўлқин узунлигига ўтиш юқори интенсивликда ва узокро вақт давомида тадқиқод ўтказганда хужайраларнинг ҳаёт қобилияти сақланиб қолди. Масалан: қуввати 115мВт тўлқин узунлиги 785 нм лазер билан нурлатилганда хужайра компоненталарининг дигротацияси кузатилмади (ҳеч бўлмаганда 1 соат тадқиқот давомида).

Биологик объектларнинг турли хил компоненталари шакллари ва секин силжиши, тезлиги ҳолатини ўта аниқлик билан ўлчашлар лазер нурланишларининг юқори монохроматиклиги ва когерентлиги макродиагностика асосида ётади. Қайд қиламиз юқорида келтирилган мисолларни ёруғликнинг иссиқлик манбалари ёрдамида амалга ошириб бўлмайди. Кўп ҳолатларда макро ва микро диагностика усуллари янада қимматли ва объектив информация олиш учун биргаликда қўлланилади.

Хужайра сонини аниқлаш учун хужайралар ҳажмини ва уларнинг ядроларини ўлчаш усуллари биомедицинада лазерларни қўллашнинг биринчи самарадор усулларида бири эди. Бу усулда лазерлар сут эмизувчиларнинг алоҳида хужайраларини оптик хоссаларини – ютилиш, эластик сочилиш, қутбланиш ҳолати ва флуорисенцияларни аниқ ўлчаш ҳисобидан тан олиш жараёнининг ишончлилиги ошириш ва тезлаштириш учун қўлланилади. Жуда ингичка ва тез ҳаракатланаётган ламинар оқим шаклидаги хужайралар суспезияси лазер нурланиши билан ёритилади. Керакли турдаги хужайра лазер дастасини кесиб ўтганда қайд қилувчи ситемада мос келувчи ёруғликнинг ютилиш, сочилиш ёки флуорисенция

жавобни ҳосил қилади. Натижада умумий оқимдан хужайра таркибига кирган томчини ажратадиган бошқа система ишга тушади.

Лазер нурланиши диагностикада организмдан ташқарида (*ex vivo*) ва беморнинг тўқима ва органларини тўғридан-тўғри таҳлил қилиш учун организм ичида (*in vivo*) қўлланилиши мумкин.

Диагностикада лазерларни қўллашга бир нечта мисоллар келтирамиз.

а) *ex vivo* қўлланилиши - ингичка кварц шаффоф капилляр орқали махсус қайта ишланган қон юборилади ва унга лазер нурланиши йўналтирилади ва қон хужайраларининг флуоресценциясига (ёғду сочишига) олиб келади. Флуоресцент нурланишни сезгир сенсорлар ёрдамида қайд қилинади. Бу ёғдуланиш лазер нурланиш соҳасидан бирма-бир ўтаётган ҳар бир тур қон хужайраси учун ўзига хосдир. Шунинг учун берилган қон ҳажмидаги хужайралар миқдорини санаш имконияти мавжуд, шунингдек ҳар бир хужайра тури учун юқори аниқлик билан миқдорий кўрсаткичларни олиш имконини беради.

Ушбу принцип **гемоцитометр** деб аталадиган асбобда қўлланилган. Ушбу қурилма самарадорлиги анъанавий усулда лаборатория бўйича мутахассис томонидан қонни текшириш самарадорлигидан юзлаб марта кўпдир. Натижаларнинг аниқлиги ва объективлиги ҳам анча юқори.

Янада илғор лазер диагностик анализатори **оқимли флуометр** бўлиб хужайралар майда капилляр орқали ўтиб кетишдан олдин махсус бўёқлар билан бўялади, бунда нафақат алоҳида тур балки хужайралар хилма-хиллигини ҳам тадқиқ қилиш имконияти туғилади.

Шу билан бирга, нафақат қон хужайраларини, балки ташхис қўйиш учун тананинг ҳар қандай тўқимасидан ажратилган бошқа хужайрали элементларни ҳам таҳлил қилиш мумкин.

б) *in vivo* диагностикаси –лазер тиббиётининг янги ва истиқболли соҳаси. Унинг амалий тадбиқи эндигина бошланган ва тадқиқотларнинг ҳозирча экспериментал ишлаб чиқиш ва турли тест синовлари ҳолатида.

in vivo диагностиканинг айрим мисолларини кўриб чиқайлик .

1. CdNe лазер нури (УБ, $\lambda = 327$ нм) қон томир катетери бўйлаб кварц нуртоласидан ўтказилиб, кўрилаётган тўқималарига йўналтирилган, масалан, юрак мушагига. Лазер нурланиши таъсири натижасида тўқиманинг флюоресцент ёғдуланиши худди шу нуртолалар орқали тутилади. Флюоресцент ёғдуланиши интенсивлиги билан биз унинг ҳаётий функцияларини аниқлайдиган турли тўқималар компонентлари концентрациясини аниқлашимиз мумкин.

2. Эксимер ХеСІ лазер нури тўлқин узунлиги $\lambda = 308$ нм, қон томирларида атеросклеротик лахта (бляшки)ларни олиб ташлаш учун ишлатилади. Диагностиканинг маъноси, даволаш билан бир вақтнинг ўзида, нурланиш билан вайрон қилинган бляшкадан флюоресцент ёғдуланиш таҳлил қилинади. Бундай таҳлил қон таркибида кальций, магний, шунингдек липид чўкиндилар мавжудлигини аниқлаш имконини беради. Бу операция жараёнини назорат қилиш ва зарарланган томирдан бу компонентларни олиб ташлаш усулнинг самарадорлиги ҳақида фикр юритиш имконини беради.

3. Лазер диагностика бошқа соҳаларда ҳам қўлланилиши мумкин, хусусан, стоматологияда оддий кариесга учраган тишни соғлом тишдан ажратиш учун, кўзнинг қон- томир системаларини тадқиқ этиш, қон томирлари ангиографиясида, голографик диагностикада.

Лазер диагностикаси одатда оптик биопсия усули деб аталади. Сўнгги йилларда оптик томография усуллари жадал ривожланмоқда.

ЯКУНИЙ ХУЛОСАЛАР

Тиббиётда қўлланилувчи лазер қурилмаларининг ўзига хос афзалликлари: нисбатан хавфсизлиги, экологик тозаллиги, даволаш жараёнининг бемор учун қулай шарт-шароитларда олиб борилиши, қимматбаҳо фармацевтик дори-дармонлар ишлатилмаслиги, даволаш муддатининг қисқариши ва юқори самарадорлиги ушбу йўналишнинг жадал ривожига олиб келди.

Бугунги кунда жаҳоннинг барча иқтисодий-ижтимоий ривожланган мамлакатларида (АҚШ, ХХР, Германия, Франция, Япония, Жанубий Корея) ва Россия Федерациясида минглаб корхоналар лазер қурилмалари ва уларнинг эҳтиёт қисмларини ишлаб чиқариш билан банд, лазер технологиялари асосида тиббий хизматлар кўрсатувчи ўн минглаб хусусий клиникалар ва давлат тиббиёт тизими тасарруфида бўлган илмий марказлар фаолият кўрсатмоқда.

Бугунги кунда лазер технологиялари бозорининг умумий ҳажми 70 млрд долларга тенг бўлиб, у АҚШ, ХХР, Европа Иттифоқи давлатлари томонидан тақсимлаб олинган ва йилиги 5-7 % га ўсиб келмоқда [48-58].

Жаҳон бозорида тиббий хизматлар ҳажмининг ўсиш динамикаси 2012 - 2018 йй.

Йиллар	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018 (тахминан)
Хизматлар ҳажми, \$ USA	585 млн.	650 млн.	710 млн.	787 млн.	859 млн.	936 млн.	≥ 1 млрд

Ўзбекистон Республикаси Тошкент шаҳрида бугунги кунда 11 хусусий тиббий хизмат кўрсатиш клиникалари фаолият кўрсатмоқда. Лазер технологиялари асосида хизмат кўрсатиш ҳажмини аниқлаш учун www.goldenpages.uz сайти статистик материалларига мурожаат қиламиз:

06.07. 2011 дан ҳозиргача - 13445 марта, жумладан, 2017 йил июн ойидан 2018 йил май ойигача 4976 марта хизмат кўрсатилган ва 675 марта лазер қурилмаларига буюртма берилган.

Тиббиёт лазер технологияларининг яқин келажакдаги ривожланиш истиқболлари қурилмаларнинг янада техник такомиллашуви ва уларда компьютер технологиялари элементлари кенг қўлланилиши асосида ишчи кўрсаткичларни танлаш, даволаш жараёни мониторингини олиб бориш ва даволаш натижаларига таъсир этувчи омиллар кесимларида таҳлил этиш, “врачлар хатолари” ва инсон омили салбий таъсирини камайтириш билан чамбарчас боғлиқ. Албатта, бу ўринда юқори диагностик самарадорликка эга бўлган лазер қурилмалари яратиш ва клиник амалиётда кенг қўллашга ҳам алоҳида эътибор берилиши шарт.

Айрим янги диагностик ёндашувларни қараб чиқамиз:

1. Интерферометрия усули - биотўқималар сиртки юзасидан лазер нурлари қайтишини ўрганишга асосланган бўлиб, асосан лазер косметологияси (юз терисини тозалаш, оқартириш, таранглаштириш) да ва дерматологияда кенг қўлланилади.

2. Голография усули – инсон организми ички (ошқозон шиллик пардаси, ичаклар, кўз гавҳарининг ички ҳолати) органларининг 3-ўлчовли тасвирини олиш асосида диагностика қилишга мўлжалланган.

3. Ёруғликнинг сочилиши – шаффоф ички органлардан лазер нурлари ўтганда унинг турли заррачалар сиртидан қайтиши ва атроф-муҳитга сочилишини ўлчашга асосланган ва шамоллаган ички органлар (буйрак, ўт копи, жигар, талоқ) ўлчамини олишга мўлжалланган.

4. Допплер эффекти усули – қон-томир тизимининг ҳолати ва томирларда ҳаракатланаётган қон ва бошқа биологик суюқликлар ҳаракатланиш тезлиги, заррачалар ўлчами, қон томирлар деворига ёпишиб унинг торайи-шига сабаб бўлган ҳолатларни ўрганади ва ангиографик операциялар (стентлар қўйиш, шунтирование) ўтказишга асос бўлади.

5. Лазер масс-спектроскопия усули – биотўқималар сиртига йўналтирилган кучли лазер нурлари уни буғ-пар ҳолатига ўтказди ва кимёвий таркибини аниқлашга имкон беради.

6. Қон таркибини лазер ёрдамида таҳлил этиш – анъанавий усулларга нисбатан анча юқори аниқликда қон таркибини сифат ва миқдор жиҳатдан аниқлашга ва диагностик самарадорликка кенг имкон беради.

Маълумки, кўпгина касалликлар бевосита қон таркибига таъсир этади ва асосий таркибий қисмлари (эритроцитлар, лимфоцитлар, тромбоцитлар, плазма ва ҳ.к.) миқдори ўзгариши касалликнинг тури ва унинг қайси клиник вазиятда эканлигини аниқ белгилашга имкон беради.

www.onkodoktor.ru сайти маълумотларига қараганда Франция олимлари бош мия рақ ўсимтасини лазер нурланиши ёрдамида даволаганлари ҳақида хабар қилишди, яъни, инсониятнинг энг оғир ва ўлимга олиб борувчи касалликни даволашди.

Юқорида келтирилган мисоллар ушбу йўналишнинг аҳоли соғлигини сақлашда ўз ўрнига эга эканлигини ва замонавий тиббиёт тизимини лазер технологияларисиз тасаввур этиб бўлмаслигини кўрсатади.

Шу сабабли, тиббий таълимда физика фанларини ўқитишга алоҳида эътибор бериш, талабаларга нафақат фаннинг асосий мазмунини бериш, балки дарсдан ташқари ва мустақил таълим жараёнида тегишли махсус курслар ва таниқли клиникаларда танишув амалиётларини ўтказиш, чет эл адабиётлари ва Интернет ахборот ресурсларини мақсадли ўрганиш асосида замонавий ютуқлар ҳақида хабардор бўлишларини тақозо этади.

Қайд этиш лозимки, мамлакатимизда лазер технологиялари асосида тиббий хизматлар кўрсатиш бўйича марказлашган электрон маълумотлар базаси ташкил этилса, аҳолининг ушбу хизматларга бўлган эҳтиёжи, тизим ривожини учун зарур бўлган жиҳозлар ва асбоб-ускуналар таъминоти, кўрсатилган хизматлар сифати ва сарф-харажатлари ушбу соҳани тезкор ривожлантиришга ўз ҳиссасини қўшган бўлар эди.

5. Фойдаланилган адабиётлар умумий рўйхати

5.1. Расмий ҳужжатлар

1. Стратегия действий по пяти приоритетным направлениям развития страны в 2017—2021 годах. Указ Президента Узбекистана от 7 февраля 2017 года
2. О мерах по коренному совершенствованию профилактики, диагностики и лечения аллергических заболеваний. Постановление Президента Республики Узбекистан: ПП-3715 от 11.05.2018
3. Олий таълим муассасаларида таълим сифатини ошириш ва уларнинг мамлакатда амалга оширилаётган кенг қамровли ислохотларда фаол иштирокини таъминлаш бўйича қўшимча чора-тадбирлар тўғрисида № ПҚ - 3775 05.06.2018
4. Хусусий тиббиёт ташкилотларини ривожлантириш бўйича қўшимча шарт-шароитларни яратиш тўғрисида № ПҚ-3450 29.12.2017
5. 2018-2022 йиллар даврида болаларда туғма ва ирсий касалликларни барвақт аниқлаш Давлат дастури тўғрисида № ПҚ-3440 25.12.2017
6. Тиббиёт муассасаларини моддий рағбатлантириш ва ривожлантириш жамғармаси тўғрисидаги Низомга ўзгартириш ва қўшимча киритиш ҳақида № 1537-1 10.11.2017.

5.2. Нашрий адабиётлар

7. Абдуллаходжаев Ш. Г. Лазеры в онкоурологии: к истории вопроса. // Медицинский журнал Узбекистана, 2008, № 4, С. 87-94.
8. Белоусова И.М. Из истории создания лазеров. // Научно-техн.вестник информ. Технологий, механики и оптики. 2014, № 2 (90), С.1-16.
9. Брехов Е.И., Москвин С.В., Буйлин В.А. Сочетанная КВЧ-лазерная терапия. – М., 2006, -150 с.

10. Гейниц А.В., Москвин С.В., Ачилов А.А. Внутривенное лазерное облучение крови. – Тверь. 2012. – 336 с.
11. Гейниц А.В., Москвин С.В. Новые медицинские технологии ВЛОК+УФОК и ВЛОК-405. – М.-Тверь, 2009 – 40 с.
12. Гейниц А.В., Москвин С.В. Лазерная терапия в косметологии и дерматологии. – М.-Тверь, 2010 – 400 с.
13. Голдберг Д.Ж. Лазеро- и светолечение. М.: Рид Эсливер; 2010; том 2: С. 1- 66.
14. Жуков Б.Н., Лысов Н.А., Бакуцкий В.Н., Анисимов В.И. Лекции по лазерной медицине: Учебное пособие. – Самара: СМИ, 1993. – 52 с.
15. Захаров В.П., Шахматов Е.В. Лазерная техника: учеб. пособие. – Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2006. – 278 с.
16. Залесский В.Н. Лазерная медицина на рубеже XX-XXI веков. – Киев: ВИПОЛ, 2010. - 896 с.
17. Ефанов О.И. Магнитолазерная терапия. Метод. Пособие для АЛТ «Узор-А-2К» - М.: МЗ РФ, 2002. - 94 с.
18. Информационный бюллетень лазерной ассоциации. // Лазер-Информ вып. 3-4, С.2-8, февраль 2016.
19. Кочетков А.В., Москвин С.В. Лазерная терапия больных церебральным инсультом. Тверь, 2004.– 54 с.
20. Малиновский Е.Л. Стратегия и тактика повышения эффективности лазерной терапии. Руководство для врачей. М., 2010, 250 с.
21. Малиновский Е.Л. Низкоинтенсивная лазерная и КВЧ терапия с использованием терапевтических аппаратов МИЛТА. – М.: 2012. 408 с.
22. Методическое пособие по эксплуатации магнито-ИК-свето-лазерного терапевтического аппарата «МИЛТА-Ф-5-01» (БИО), М, 2013, 360 с.
23. Москвин С.В., Ачилов А.А. Основы лазерной терапии. – Тверь, 2008. – 256 с.
24. Москвин С.В. и др. Лазерная терапия заболеваний мочеполовой сферы. – Тверь, 2004. – 160 с.

25. Москвин С.В., Горбани Н.А. Лазерно-вакуумный массаж – Тверь, 2010. – 72 с.
26. Москвин С.В., Азизов Г.А. Внутривенное лазерное облучение крови. – М., 2003. – 32 с.
27. Москвин С.В., Наседкин А.Н., Осин А.Я., Хан М.А. Лазерная терапия в педиатрии. – М.-Тверь, 2009. – 480 с.
28. Москвин С.В., Буйлин В.А. и др. Низкоинтенсивная лазерная терапия. – Тверь, 2000. – 725 с.
29. Москвин С.В., Филлер Б.Д. Лазерная терапия в урологии. – Тверь, 2007. – 120 с.
30. Москвин С.в., Купеев В.Г. Лазерная хромо- и цветотерапия. – Тверь, 2007. – 95 с.
31. Наседкин А.А., Москвин С.В. Лазерная терапия больных героиновой наркоманией. – Тверь, 2004 .– 48 с.
32. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию: Учебное пособие. СПб.: СпецЛит; 2000: 6—54.
33. Неворотин А.И. Лазерная рана в теоретическом и прикладном аспектах. Лазерная биология и лазерная медицина: практика. В кн.: Материалы докладов республиканской школы-семинара. Часть 2. Тарту — Пюхьярве: Изд-во Тартуского университета ЭССР; 1991: С.3-12.
34. Оптическая биомедицинская диагностика. Т. 1, 2 / Под ред. Тучина В. В. Пер. с англ.М.: Физматлит, 2007;
35. Овертон Г., Белфорте Д.А., Ноге А. Годовой обзор и прогноз мирового рынка лазеров (по Интернет материалам).
36. Павлов С.Е. Лазерная терапия с использованием терапевтических матричных магнито-ИК-лазерных аппаратов. М, 2008.
37. Потехаев Н.Н., Круглова Л.С. Лазер в дерматологии и косметологии. М.: МДВ; 2012.
38. Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – Москва: Наука, 1989. - 240 с

39. Синичкин Ю. П., Долотов Л. Е., Зимняков Д. А., Тучин В. В., Утц С. Р. Специальный практикум по оптической биофизике. In vivo отража-тельная и флуоресцентная спектроскопия кожи человек / Учебное пособие для студентов вузов. Саратов: Изд-во Саратовск. ун-та, 2003.
40. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях, Издательство: Физматлит 2010. - 478 стр.
41. Тучин В. В. Оптика биологических тканей: методы рассеяния света в медицинской диагностике / Пер. с англ. М.: Физматлит, 2011;
42. Федорова Т.А., Москвин С.В, Аполихина И.А.. Лазерная терапия в акушерстве и гинекологии. – Тверь, 2009 – 350 с.
43. Федорова Т.А., Москвин С.В., Аполихина И.А. Лазерная терапия в акушерстве и гинекологии – М., 2009. – 350 с.
44. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis. Second edition. Bellingham, WA: SPIE Press, 2007. V. PM 166.
45. Шептий О. В., Круглова Л. С. И др. Высокоэнергетическое лазерное излучение в дерматологии и косметологии //Российский журнал кожных и венерических болезней. 2012, № 6, С. 39-43.
46. Цепколенко В.А. Лазерные технологии в эстетической медицине. Киев: Эстет; 2009.
47. Atlas of cosmetic surgery. Michael S., Kaminer K.A., Arndt J.S., Dover R. et al., eds. 2nd ed. London: Saunders Elsevier; 2009.
- Handbook on Optical Biomedical Diagnostics. V. PM107 / Ed. by Tuchin V. V. Bellingham, SPIE Press, 2002.

5.3. Фойдаланилган Интернет ресурслари

48. **lasermedicine-ssc.org lmed** - Научно-практический журнал Лазерная медицина при Федеральном научном центре лазерных технологий.
49. **6760-uz.all.biz** .- услуги лазерной медицины от компании Doktor-servis (Ташкент, Республика Узбекистан).
50. **mshifo.uz** - лазерное лечение, комплексное лазерное лечение кожных заболеваний, косметологические процедуры, дерматология.
51. **www.matrixmed.ru** - научно-исследовательский центр лазерной медицины «Матрикс».
52. **goslasmed.ru** - Государственный центр лазерной медицины, им. О.К. Скобелкина.
53. **prodoctorov.ru** - ГНЦ лазерной медицины ФМБА России.
54. **laserdoctor.ru** - клиника лазерной медицины «Лазерный Доктор».
55. **bleskstorm.ru** - медцентр лазерных технологий «Блеск».
56. **www.matrix-binom.ru** - все оборудования лазерной медицины.
57. Каталоги продукции и методические материалы фирм- производителей медицинского лазерного оборудования из Интернет источников.
58. **Wikipedia.org** - материалы поиска по медицинским лазерам, анализ текущей информации по контентам специализированных сайтов.