

ანა გოგელია

დაბალინტენსიური ლაზერული თერაპია

თბილისი 2005

ავტორს აღნიშნულ ნაშრომში გაშუქებული აქვს დაბალინტენსიური ლაზერული თერაპიის ძირითადი თეორიული და პრაქტიკული საფუძვლები, ლაზერული გამოსხივების დოზირების და პაციენტის ორგანიზმზე ზემოქმედების ოპტიმალური რეჟიმის შერჩევის პრინციპები.

ნაშრომში წარმოდგენილია ავტორის მიერ დაბალინტენსიური ლაზერების მუტაგენური ეფექტის შესწავლის სფეროში ჩატარებული გამოკვლევები, რომლებიც საშუალებას იძლევა შევსებული იქნას ექსპერიმენტულ მედიცინაში ლაზერული გამოსხივების მუტაგენობის შესახებ არსებული ცოდნა.

წიგნი დაწერილია მონოგრაფიის სტილში და მისი გამოცემა სათანადო დახმარებას გაუწევს მედიცინის ყველა სფეროში მომუშავე ექიმს, რეცენზენტები პროფესორი ნ.ჭაბაშვილი

პროფესორი ყ.ფალავა

სარჩევი

1. გამოყენებული შემოკლებები	6
2. შესავალი.....	7
3. ლაზერული სხივის თვისებები	9
4. ლაზერის სახეობები.....	10
5. ლაზერული გამოსხივების მოქმედების მექანიზმები ბიოლოგიურ ქსოვილებზე და ფოტოაქტივაციის მექანიზმები.....	18
6. დაბალინტენსიური ლაზერების მოქმედების მორფოლოგიური საფუძვლები.....	33
7 ლაზერის პათოგენეტიკური მოქმედების მექანიზმები.....	43
8 ლაზერის მუტაგენური ეფექტი	47
9 ტალღის სიგრძის როლი ლაზეროთერაპიის პროცესში	57
10 დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივების თერაპიული დოზის განსაზღვრა	59
11 ლაზეროთერაპიის ჩვენებები და უკუჩვენებები.....	63
12 ლაზერული თერაპიის მეთოდები	69
13 ლაზერული დასხივების რეჟიმის სახეები	71
14 მაგნიტო-ლაზერული თერაპია	73
15 ლაზერული რეფლექსოთერაპია.....	75
16 ლაზერული თერაპიის დამხმარე მეთოდები	83
17 სამედიცინო ლაზერულ დანადგარებთან მუშაობის უსაფრთხოების წესები	84

18	კერძო ლაზეროთერაპია	
	მწვავე სინუსიტების ლთ.....	86
19	ყურის დაავადებების ლთ.....	88
20	ოსტეოქონდროზების ლთ.....	92
21	რადიკულიტების ლთ.....	95
22	შლატერის ლთ.....	99
23	სპორტული ტრამეების ლთ.....	101
24	გამოყენებული ლიტერატურა.....	126

გამოყენებული შემოკლებები

დილთ-	დაბალინტენსიური ლაზერული თერაპია
წლ	-წითელი ლაზერი
პნლ	პელიუმ-ნეონის ლაზერი
ნგლ	ნახევარგატარული ლაზერი
იწლ	ინფრაწითელი ლაზერი
ლთ	ლაზეროთერაპია
პნლთ	პელიუმ-ნეონის ლაზეროთერაპია
იწლთ	ინფრაწითელი ლაზეროთერაპია
ჯე	ჯამური ენერგია
ექს	ექსპოზიცია
ოქგ	ოპტიკური ქვანტური გენერატორი
სოდ	სუპეროქსიდდისმუტაზა
პოლ	პოლიოქსილიპიდები
ატფ	ადენოზინტრიფოსფატი
ლპ	ლაზეროპუნქტურა
მკმ	მიკრომეტრი ტალღის სიგრძე
ნმ	ნანომეტრი
პც	პერცი
კპც	კილოპერცი
მვტ-	მილივატი
ვტ	ვატი

შ ე ს ა ვ ა ლ ი

ლაზერული ენერგიის უნიკალურმა თვისებებმა განაპირობა მისი გამოყენების სფეროების მასშტაბები თერაპიული თუ ქირურგიული მედიცინის ყველა სფეროში.

დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპია მედიცინის შედარებით ახალი დარგია. მისი პოპულარობა დღითიდღე იზრდება.

უკანასკნელ წლებში თერაპიულ აგადმყოფთა 80–90% მკურნალობას იწყებს და ამთავრებს ამბულატორიულ პირობებში, რაც ქმნის საფუძველს იმისათვის, რომ ვეძებოთ ახალი, ეფექტური მეთოდები ამბულატორიულ პირობებში აგადმყოფთა მკურნალობისათვის.

ამავე დროს ცნობილია, რომ არც ერთი მედიკამენტოზური საშუალება არაა მოკლებული გვერდით მოვლენებს. ამას ემატება მოსახლეობის მზარდი ალერგიზაცია და ტოლერანტობა მედიკამენტების მიმართ.

ზემოთთქმულიდან გამომდინარე დიდი მნიშვნელობა ენიჭება მკურნალობის ალტერნატიულ მეთოდებს, რომელთაგან ლაზერულ თერაპიას განსაკუთრებული ადგილი უკავია.

ლაზერული სამკურნალო პროცედურების უმტკივნეულობა, მეთოდების მრავალფეროვნება, აბსოლუტური წინააღმდეგჩვენებების მინიმალურობა, მკურნალობის შემდგომი რემისიის გახანგრძლივება განაპირობებს დაბალინტენსიური ლაზერების წარმატებით გამოყენებას მწვავე და ქრონიკული დაავადებების სამკურნალოდ და პროფილაქტიკური ღონისძიებების

კომპლექსში და ზშირად სრულიად დამოუკიდებლად, მონოთერაპიის სახით. დასაბუთებულია დილთ-ის მაღალი ეფექტურობა და უსაფრთხოება თითქმის ყველა პროფილის დაავადებათა მკურნალობაში. დილთ-ის ოპონენტთა ყოველგვარი მცდელობა დაემტკიცებინათ მისი ფსიქოთერაპიული ეფექტი, გაბათილებულია ლაზერული მედიცინის მთელი კლინიკური პრაქტიკით მსოფლიოს სხვადასხვა ქვეყნებში ჩატარებული გამოკვლევების საფუძველზე "ორმაგი ბრმა" მეთოდის საშუალებით, რომელიც ადასტურებს ამ მეთოდის მაღალ კლინიკურ ეფექტურობას (მოსკოვინი ს.ვ. 2000 წ)

ცნობილია, რომ ბუნებრივ გამლიზიანებლებს ახასიათებთ მკვეთრად გამოხატული მასტიმულირებელი ინტენსიობა და ამავე დროს დამთრგუნველი მოქმედება. ამიტომ სამედიცინო პრაქტიკა ამ დარგში აუცილებლად უნდა ეყრდნობოდეს მეცნიერულ მიღწევებს.

ლაზერთერაპიის დარგში მომუშავე თითოეულ მკვლევარს აქვს თავისი გამოცდილება, მიდგომა გამოკვლევების მიმართ და აპარატურა. ამიტომ მათ მიერ რეკომენდირებული დოზები შეიძლება სრულიად განსხვავებული იყოს. სწორედ ამიტოაა საინტერესო ლაზერთერაპიის შესწავლის და დახვეწის მიმდინარე ეტაპი.

წითელი სხივით მკურნალობა ცნობილია ჯერ კიდევ გასული საუკუნიდან მაგრამ სხივურ მკურნალობაში განსაკუთრებული მიღწევები აღინიშნება მედიცინაში ლაზერის გამოყენების შემდეგ.

სიტყვა "ლაზერი" -LASER აბრევიატურაა ინგლისური ფრაზისა Light Amplification by stimulated Emission of Radiation და მისი ქართული თარგმანი ასე უღერს: "სინათლის გაძლიერება იძულებითი გამოსხივების გზით". დანადგარს, რომელიც ასეთი სახის

სინათლეს იძლევა ოპტიკური ქვანტური გენერატორი ეწოდება. სამეცნიერო ლიტერატურაში ოპტიკური ქვანტური გენერატორი (ოქგ) და ლაზერი, როგორც სინონიმები, გაიგივებულია. ქვანტური გენერატორი არის ტექნიკური მოწყობილობა, რომელიც გამოასხივებს ელექტრომაგნიტურ გამოსხივებას სინათლის სხივის კონის სახით ვიწრო სპექტრალურ დიაპაზონში.

ლაზერული სხივის თვისებები

ლაზერის გამოყენებას მედიცინაში საფუძვლად უდევს მისი უნივერსალური თვისებები (ლ. მარსაგიშვილი 1997), რომელთაგან უნდა გამოვყოთ შემდეგი:

1. მაღალი ინტენსიობა: თანამედროვე იმპულსური ლაზერების სიმძლავრე 10^{10} ვტ-ს აღემატება, უწყვეტი რეჟიმის ლაზერებისა კი 10^5 ვტ-მდე აღწევს. თუ ამ სიმძლავრეებს შევადარებთ 100 ვტ-იანი ვარვარების ნათურას, დავრწმუნდებით, რომ იმპულსური ლაზერის სიმძლავრე შეესაბამება 100 მლნ ნათურას, ხოლო უწყვეტი რეჟიმის ლაზერებისა კი ათასს.

2. მონო-ქრომატულობა რაც იმაში მდგომარეობს, რომ სინათლის სხვა წყაროებისაგან განსხვავებით, ლაზერის სხივის მთელი სიმძლავრე ვიწრო სპექტრალურ უბანზე მოდის.

3. კოჰერენტულობა, რომელიც განპირობებულია აქტიური ნივთიერებების ატომების ურთიერთშეთანხმებული მოქმედებით და არსებითად წარმოადგენს ორგანიზებული ფოტონების ერთობლიობას. ლაზერული სხივი კოჰერენტულობით განსხვავდება სითბური წყაროებისაგან, როგორიცაა მზე, ცეცხლი, ვარვარების ნათურები, რომლებიც ჩვეულებრივი

ოპტიკური გამოსხივების წყაროებს წარმოადგენენ. აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ გენერაციის გარეშე ლაზერული გამოსხივება პრაქტიკულად არ განსხვავდება სითბური გამოსხივებისაგან. **4. მიმართული გამოსხივება** ლაზერულ რეზონატორში მოთავსებული სარკეები ასრულებენ მრგვალი ნახვრეტების როლს, რომელსაც ფოტონები ბრტყელი ტალღის სახით ეცემიან. დიფრაქციის კანონიდან გამომდინარე, სარკიდან არეკლილი ტალღა განშლადი ხდება. იმდენად, რამდენადაც ლაზერული გამოსხივების და ნახვრეტზე არეკლილი ბრტყელი ტალღების განშლადობა ერთნაირია, ლაზერიდან გამოსხივებული ფოტონები პარალელურად ვრცელდებიან.

ლაზერული გამოსხივების გენერაციის მექანიზმი ზოგადად მოიცავს ორ ეტაპს: 1) აქტიური ნივთიერების ქვანტური სისტემის აგზნება ოპტიკური, ელექტრული, ქიმიური ენერგიების მოჭარბების შედეგად; 2) ფოტონის გამოსხივება დაბალ ენერგეტიკურ დონეზე ინდუცირებული გადასვლით. სარკეების რეზონანსული სისტემა აძლიერებს გამოსხივებას, რითაც უზრუნველყოფს ფოტონების მრავალჯერად გარბენას აქტიურ ნივთიერებაში. აქტიური ნივთიერების ფიზიკური თვისებების და ენერგეტიკული მახასიათებლების თავისებურებების მიხედვით ლაზერული გამოსხივება გენერაციას განიცდის იმპულსურ ან მუდმივ რეჟიმებში.

ლაზერის სახეობები

იმის მიხედვით, თე რომელი აქტიური ნივთიერებაა გამოყენებული ოქგ-ში გენერაციის წყაროდ, არსებობს ლაზერების შემდეგი სახეობები:

■ მყარსხეულოვანი ლაზერები;

- გაზური ლაზერები;
- თხევადი ლაზერები (ლაზერები ორგანულ საღებავებზე);
- ქიმიური ლაზერები;
- ნახევარგამტარული ლაზერები;
- ლაზერები შეფერვის ცენტრებზე;
- ლაზერები თავისუფალ ელექტრონებზე;
- რენტგენის ლაზერები.

მყარსხეულოვანი ლაზერები

მყარსხეულოვან ლაზერებში აქტიურ ნივთიერებას მინარევი იონები ქმნიან, ისეთები როგორიცაა Cr^{3+} (კრომის), Er^{3+} (ერბიუმის), Nd^{3+} (ნეოდიუმის) იონები.

ამ სახეობის ლაზერების ტიპური წარმომადგენლებია:

ლალის ლაზერი

ლალის ლაზერი ჩვეულებისამებრ მუშაობს იმპულსურ რეჟიმში. მოდულაციის რეჟიმში იმპულსის ხანგრძლივობა $T_g = 10-20 \text{ ns}$, ხოლო სიმძლავრე $P_g = 10-50 \text{ MW}$ -ია.

Nd:YAG- ლაზერი

Nd:YAG (yttrium aluminum garnet) ლაზერი მუშაობს როგორც უწყვეტ, ასევე იმპულსურ რეჟიმში. უწყვეტ რეჟიმში სიმძლავრე $P_c \leq 200 \text{ W}$. იმპულსურ რეჟიმში, იმპულსების გამეორების მაღალი სიხშირის (50 Hz) შემთხვევაში, საშუალო სიმძლავრე $P \approx 500 \text{ W}$ -ს აღწევს. ერთეული იმპულსის ხანგრძლივობა $T_s \geq 20 \text{ ps}$. გენერაციის ტალღის სიგრძე $\lambda_g = 1064 \text{ nm}$ (სპექტრის ინფრაწითელი უბანი). Nd:YAG ლაზერი გამოიყენება მედიცინაში ფოტოკოაგულაციის ჩასატარებლად.

გაზური ლაზერები

გაზურ ლაზერებში აქტიური ნივთიერება იმყოფება გაზურ ან ორთქლის მდგომარეობაში. გაზური ლაზერები სამ კატეგორიად იყოფა: ლაზერები ნეიტრალურ ატომებზე, იონური ლაზერები, მოლეკულურ-გაზური ლაზერები.

განვიხილოთ გაზური ლაზერების თითოეული ჯგუფი და ამ ჯგუფების ტიპური წარმომადგენლები

გაზური ლაზერები ნეიტრალურ ატომებზე. ამ ლაზერებში აქტიურ გარემოდ იყენებენ ნეიტრალური ატომების გაზს ან ორთქლს. კერძოდ, ამ ტიპის ლაზერებში გამოყენებულია თითქმის ყველა ინერტული გაზი (He, Ne, Kr, Ar, Xe). ყველა ლაზერი, რომელშიც აქტიურ გარემოდ ინერტული გაზების ატომებია გამოყენებული, გენერირებენ სპექტრის ინფრაწითელ დიაპაზონში (1-10 nm), გარდა He-Ne ლაზერისა, რომელიც სპექტრის წითელ და მწვანე დიაპაზონშიც გენერირებს. ლაზერები, რომლებშიც მეტალის ორთქლია გამოყენებული (Pb, Cu, Au, Ca, Sr, Mn), როგორც წესი, გენერირებენ სპექტრის ხილულ დიაპაზონში.

განვიხილოთ ტიპური ლაზერები.

He-Ne ლაზერი გენერირებს რამდენიმე ტალღის სიგრძეზე. ყველაზე ცნობილია $\lambda_g=0,633$ nm (სპექტრის წითელი უბანი) გენერაციის ტალღის სიგრძე. გენერაციის დანარჩენი ორი ტალღის სიგრძე მოთავსებულია სპექტრის ინფრაწითელ უბანში $\lambda_g=1.15$ nm, $\lambda_g=3.39$ nm, ხოლო ერთი სპექტრის მწვანე უბანში $\lambda_g=543$ nm. ლაზერი მუშაობს უწყვეტ რეჟიმში და $\lambda_g=0.633$ nm ტალღის სიგრძეზე მისი სიმძლავრე $P_c \approx 10^{-3}-10^{-2}$ W. He-Ne ლაზერი ფართოდ გამოიყენება მედიცინაში (დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპია).

ლაზერი სპილენძის ორთქლზე. სპილენძის ლაზერი მუშაობს იმპულსურ-პერიოდულ რეჟიმში. იმპულსის ხანგრძლივობა $T \approx 50$ ns, გამეორების სიხშირე 20 kHz რიგისაა, ხოლო გამოსხივების საშუალო სიმძლავრე $P \leq 40$ W. სპილენძის ლაზერის გენერაციის ძირითადი ტალღის სიგრძე $\lambda_g = 510.5$ nm. სპილენძის ლაზერის ანალოგიურია ლაზერი ოქროს ორთქლზე. ეს უკანასკნელი ფართოდ გამოიყენება მედიცინაში სიმსივნეების სამკურნალოდ (დერმატოლოგია).

იონური ლაზერები. იონების ენერგეტიკულ დონეებს, ნეიტრალური ატომებისაგან განსხვავებით უფრო ფართო დიაპაზონი გააჩნიათ. აქედან გამომდინარე, იონური ლაზერები ჩვეულებისამებრ სპექტრის ხილულ და ულტრაიისფერ უბნებში გენერირებენ. ამ ტიპის ლაზერებში ფართოდ იყენებენ როგორც ინერტულ გაზებს, ასევე მეტალების ორთქლს. განვიხილოთ ტიპიური იონური ლაზერები.

Ar^+ ლაზერი. არგონის იონური ლაზერი გენერირებს რამდენიმე ტალღის სიგრძეზე. მათ შორის ყველაზე ინტენსიურია მწვანე ($\lambda_g = 514.5$ nm,) და ლურჯი ($\lambda_g = 488$ nm,) სპექტრალური ხაზები. Ar^+ ლაზერი მუშაობს როგორც უწყვეტ ($P_c = 10-20$ mW), ასევე მოდების სინქრონიზაციის რეჟიმში, რომლის დროსაც მიიღწევა $T_s \approx 150$ ps ხანგრძლივობის იმპულსები. ასევე უნდა აღინიშნოს Kr^+ ლაზერი, რომლის გენერაციის ტალღის სიგრძე $\lambda_g = 647.1$ nm. არგონის ლაზერი ფართოდ გამოიყენება დერმატოლოგიაში.

$He-Cd$ ლაზერი. ჰელიუმ-კადმიუმის იონური ლაზერი გენერირებს სპექტრის ულტრაიისფერ ($\lambda_g = 325$ nm,) და სპექტრის ხილული დიაპაზონის ლურჯ ($\lambda_g = 416$

nm) უბნებში. He-Cd ლაზერის გენერაციის სიმძლავრე $P_e=50-100 \text{ mW}$.

მოლეკულური გაზური ლაზერები როგორც ეს დასახელებიდან ჩანს, ამ ტიპის ლაზერებში გენერაციას მოლეკულურ დონეებს შორის გადასვლები განაპირობებენ. ეს გადასვლები შეიძლება იყოს როგორც რხევით-ბრუნვითი (გადასვლები მიმდინარეობს ერთი და იგივე ელექტრონული მდგომარეობის რხევით დონეებს შორის), ასევე ელექტრონულ-რხევითი, ანუ ვიბრონული (გადასვლები მიმდინარეობს სხვადასხვა ელექტრონული მდგომარეობების რხევით დონეებს შორის) და სუფთა ბრუნვითი (გადასვლები მიმდინარეობს ერთიდაიმავე რხევითი მდგომარეობის სხვადასხვა ბრუნვით დონეებს შორის). აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ ექსიმერულ ლაზერებში, სხვა მოლეკულური ლაზერებისაგან განსხვავებით, გენერაცია ბმულ-თავისუფალ გადასვლებზე მიმდინარეობს (ექსიმერი არსებობს მხოლოდ აღგზნებულ მდგომარეობაში).

ამრიგად, მოლეკულური გაზური ლაზერები, გადასვლების მრავალფეროვნების გამო, გენერირებენ სპექტრის ინფრაწითელ და ულტრაიისფერ დიაპაზონებში.

CO₂ ლაზერი. ნახშირორჟანგის ლაზერი მუშაობს რხევით-ბრუნვით გადასვლებზე და გენერირებს სპექტრის ინფრაწითელ უბანში ($\lambda_g=10.6 \text{ nm}$). ამ ტიპის ლაზერები კონსტრუქციით მნიშვნელოვნად განსხვავდებიან ერთმანეთისაგან. გენერაციის სიმძლავრე უწყვეტ რეჟიმში $P_e=1-50 \text{ ლზბ}$ ხოლო იმპულსურ-პერიოდულ რეჟიმში, სადაც იმპულსების გამეორების სიხშირე 1 kHz-ს აღწევს, გენერაციის საშუალო სიმძლავრე $P=1 \text{ kW}$, ხოლო პიკური სიმძლავრე $P_p=10 \text{ MW}$. CO₂ ლაზერი ფართოდ გამოიყენება მედიცინაში (აბლაცია).

N_2 ლაზერი. აზოტის ლაზერი მუშაობს ელექტრონულ-რხევით გადასვლებზე და გენერირებს სპექტრის ულტრაიისფერ უბანში ($\lambda_g=337.1$ nm). გენერაცია იმპულსურ-პერიოდული ხასიათისაა. იგი ორი სახისაა: პირველ შემთხვევაში გამოსხივდება შედარებით გრძელი იმპულსები $T \approx 10$ ns, 100 Hz-მდე გამეორების სიხშირით და პიკური ინტენსიობით $P_p \approx 1$ mW (საშუალო სიმძლავრით $P \approx 0.1$ W); ხოლო მეორე შემთხვევაში გამოსხივდება შედარებით მოკლე იმპულსები $T \approx 100$ ps ხანგრძლივობით და $P_p = 100$ kW პიკური სიმძლავრით. გამოიყენება მედიცინაში (ფოტოკოაგულაცია).

ექსიმერული ლაზერები. ექსიმერული ლაზერები, მოლეკულური ლაზერების მნიშვნელოვან ჯგუფს წარმოადგენენ. ეს ლაზერები სპექტრის ულტრაიისფერ უბანში გენერირებენ. ექსიმერული ლაზერებიც ელექტრონულ-რხევით გადასვლებზე მუშაობენ. სიტყვა ექსიმერი ინგლისური ტერმინის "excited dimer"-ის (აღგზნებული დიმერის) შემოკლებაა. ყველაზე მნიშვნელოვან ექსიმერულ ლაზერებში ინერტული გაზის ატომები (როგორიცაა Ar, Kr, Xe) აღგზნებულ მდგომარეობაში უერთდებიან ჰალოგენების ატომებს (F, Cl) და წარმოქმნიან ექსიმერებს. ამ ჯგუფის ლაზერებია: ArF ($\lambda_g=193$ nm), KrF ($\lambda_g=248$ nm), XeCl ($\lambda_g=309$ nm), XeF ($\lambda_g=351$ nm). ეს ლაზერები მუშაობენ იმპულსურ-პერიოდულ რეჟიმში, სადაც იმპულსების გამეორების სიხშირე 500 Hz-ს აღწევს. მაგალითად, KrF ლაზერის გენერაციის საშუალო სიმძლავრე $P=500$ W, ხოლო გენერაციის პიკური სიმძლავრე კი $P_p=5$ mW. ექსიმერულ ლაზერებს განსაკუთრებით დიდი მნიშვნელობა აქვს მედიცინისათვის. კერძოდ, ისინი ინტენსიურად გამოიყენებიან ქირურგიაში.

თხევადი ლაზერები

თხევადს უწოდებენ ლაზერებს, რომელთა აქტიურ გარემოს ორგანული საღებავების ხსნარები წარმოადგენენ. ესენია: 1. პოლიმეთინური ჯგუფის საღებავები, რომლებიც უზრუნველყოფენ გენერაციას სპექტრის წითელსა და ინფრაწითელ უბნებში (0.7-1.5 nm); 2. ქსანტენური ჯგუფის საღებავები, რომლებიც უზრუნველყოფენ გენერაციას სპექტრის ხილულ უბანში (500-700 nm); 3. კუმარინის ჯგუფის საღებავები, რომლებიც უზრუნველყოფენ გენერაციას სპექტრის ხილული უბნის ლურჯ და მწვანე დიაპაზონებში (400-500 nm); 4. სცინტილატორული ჯგუფის საღებავები, რომლებიც უზრუნველყოფენ გენერაციას სპექტრის ულტრაიისფერ დიაპაზონში ($\lambda_g < 400\text{nm}$). თხევადი ლაზერები მუშაობენ გენერაციის როგორც უწყვეტ, ასევე იმპულსურ რეჟიმებში. ლუმინესცენციის განიერი სპექტრის გამო ეს ლაზერები გენერაციის ტალღის სიგრძის გადაწყობის და ულტრამოკლე იმპულსების მიღების საშუალებას იძლევიან. მისი გამოყენების სფეროებია: ფოტოდინამიური თერაპია, ანგიოპლასტიკა, ლიტოტრიფსია.

ქიმიური ლაზერები

ქიმიური ლაზერები ისეთი სახის ლაზერებია, რომლებშიც დასხივების ინვერსია ქიმიური რეაქციის ხარჯზე მიიღწევა (HF, DF, HCl, HBr). ამასთან, რეაგენტები ლაზერში გაზურ მდგომარეობაში იმყოფებიან. მიუხედავად იმისა, რომ ქიმიურ ლაზერებს სპექტრის ინფრაწითელ უბანში (2.6-5 nm) დიდი სიმძლავრეებისა და ენერგიების მოცემა შეუძლიათ. რეაგენტების აგრესიულობის გამო ისინი ფართოდ არ გამოიყენებიან.

ნახევარგამტარული ლაზერები.

ნახევარგამტარები წარმოადგენენ კრისტალს, რომელშიც ცალკეული ატომები ქმნიან პერიოდულ მესერს. აქედან გამომდინარე, მყარი ტანის ლაზერებისაგან განსხვავებით მათი ელექტრონული დონეები მიეკუთვნება არა ცალკეული მინარევების ატომებს, არამედ ნახევარგამტარის მთელ კრისტალურ მესერს. ნახევარგამტარულ ლაზერებს გააჩნიათ ძალიან მცირე ზომები მილიმეტრის რიგის (ლაზერული დიოდები). ზომების სიმცირის მიუხედავად ნახევარგამტარული ლაზერების გენერაცია დიდი სიმძლავრით ხასიათდება. მაგალითად, GaAs უწყვეტ რეჟიმში მომუშავე ლაზერი ($\lambda_g=850$ nm), რომელიც ათეულობით სინქრონიზებული ლაზერული დიოდების ჯაჭვისაგან შედგება, გენერირებს $P=1$ W სიმძლავრით. ჩამოთვლილი თვისებების გამო ნახევარგამტარული ლაზერები ფართოდ გამოიყენება მედიცინაში (განსაკუთრებით ინტენსიურად დაბალინტენსიურ ლაზეროთერაპიაში).

ლაზერები შეფერვის ცენტრებზე

ამ ტიპის ლაზერების აქტიურ გარემოს ტუტე მეტალების ჰალოგენების კრისტალები წარმოადგენენ. აქტიურ ცენტრებს ამ კრისტალებში სხვადასხვა ტიპის დეფექტები ქმნიან. ლაზერები შეფერვის ცენტრებზე გენერირებენ სპექტრის ახლო ინფრაწითელ უბანში და ტალღის სიგრძის გადაწყობის საშუალებას იძლევიან. ამ ტიპის ლაზერებია: KCl:Li ($\lambda_g=2.5-2.9$ nm); RbCl:Li ($\lambda_g=2.7-3.3$ nm); NaF ($\lambda_g=0.88-1$ nm); KF ($\lambda_g=1.25-1.45$ nm); LiF ($\lambda_g=0.84-1.04$ nm).

ლაზერები თავისუფალ ელექტრონებზე

ამ ტიპის ლაზერების აქტიურ გარემოს სივრცეში მოდულირებულ მაგნიტურ ველში გამავალი ელექტრონები ქმნიან. ამ ელექტრონების სიჩქარე სინათლის სიჩქარეს უახლოვდება და შესაბამისად, ასეთი ელექტრონების მისაღებად ამაჩქარებელს იყენებენ. აქედან გამომდინარე, ლაზერი თავისუფალ ელექტრონებზე წარმოადგენს გრანდიოზული ზომის მეტად ძვირადღირებულ დანადგარს. მიუხედავად ამისა, ამ ტიპის ლაზერების სრულყოფისათვის მეტად აქტიური მუშაობა მიმდინარეობს. ამის მიზეზია: გენერაციის სიხშირის ფართო გადაწყობის საშუალება, ამასთან, ტრადიციული ლაზერებისათვის "მიუწვდომელ" სპექტრის უბნებში (მაგალითად, $\lambda_g = 100-400 \text{ nm}$ if $\lambda_g < 100 \text{ nm}$), ძალიან მაღალი სიმძლავრეები, სხივის დიფრაქციულ ზღვართან მიახლოებული განშლადობა.

რენტგენის ლაზერები

ამ ტიპის ლაზერი ჯერ არ არის შექმნილი, თუმცა მათ შესაქმნელად ინტენსიური სამუშაოები მიმდინარეობს. ცნობები ამ სამუშაოების მიმდინარეობის შესახებ გასაიდუმლოებულია.

ლაზერული გამოსხივების მოქმედების მექანიზმები ბიოლოგიურ ქსოვილებზე და ფოტოაქტივაციის მექანიზმები

არსებობს	რამდენიმე	კონცეფცია	ლაზერის
მოქმედებისა	ბიოლოგიურ	ობიექტებზე.	ერთია
მოლეკულურ	დონეზე	რეზონანსული	მოქმედების

პირდაპირი მოდელი (Karu T.J., 1987). ამ მოდელის ავტორებმა ჩაატარეს მონოქრომატული სხივის რაოდენობრივი სპექტროსკოპიული ანალიზი სხვადასხვა უჯრედებზე და გამოავლინეს სხივის მოქმედების რეზონანსული დამოკიდებულება ტალღის სიგრძეზე, დოზასა და გამოსხივების ინტენსივობაზე. ამ გამოკვლევების საფუძველზე დადგინდა, რომ წითელი, დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივებით ხდება უჯრედების ბიოსტიმულაცია უჯრედულ დონეზე და ეს მოქმედება მიიღწევა უჯრედების პროლიფერაციის გაძლიერებით. ამ მოდელის სასარგებლოდ მეტყველებს წითელი ლაზერული გამოსხივების დადებითი კლინიკური ეფექტი ხანგრძლივად მოუშუშებელ ტროფიკულ წყლულებზე, მაგრამ ამ მოდელის საფუძველზე ძნელია აიხსნას ლაზეროთერაპიის ეფექტი არა მხოლოდ დასხივებულ, არამედ დაუსხივებელ ფეხზე. ამ მეთოდით აუხსნელია აგრეთვე ლაზერული აკუპუნქტურის მოქმედების მექანიზმი.

რეზონანსული თეორიის საწინააღმდეგოდ უნგრელი მეცნიერების მიერ წარმოდგენილია პოლარიზაციულ-არასელექტიური მოდელი (Keptesz, 1982). მისი არსი მდგომარეობს პოლარიზებული ლაზერული გამოსხივების გავლენით უჯრედული მემბრანების ლიპიდების პოლარობის ორიენტაციის შეცვლაში. ეს მოდელიც ვერ ხსნის ზემოხსენებულ ფაქტს ორივე ფეხზე ტროფიკული წყლულების მოშუშების და ლაზეროპუნქტურის შესახებ.

არსებობს მოსაზრება, რომლის მიხედვითაც ლაზერული ბიოსტიმულაცია მიიღწევა არა მოლეკულურ, არამედ სისტემურ დონეზე და მისი მოქმედების მექანიზმი დამოკიდებულია ჰომეოსტაზის რეაქციაზე სხივური მოქმედების მიმართ (Greguss P.G., 1985). იმდენად, რამდენადაც ევოლუციის პროცესში ადამიანი

არ განიცდიდა მონოქრომატული სხივის ზემოქმედებას, იგი არ იყო მასზე ადაპტირებული და ამის გამო აქვს მასზე რეაქცია. ეს კონცეფცია კარგად ხსნის ლაზერის მოქმედების ზოგად ეფექტს, მაგალითად, ქსოვილების სისხლით მომარაგებაზე, ჰემოგლობინის ოქსიგენაციის ხარისხზე (Полонский А.К. и др., 1983).

90-იანი წლებიდან ლაზერული სხივის თერაპიული მოქმედების მექანიზმის შესწავლა განსაკუთრებით გააქტიურდა რუსი მკვლევარების მიერ. ამ გამოკვლევებს მიეძღვნა მრავალი მონოგრაფია და პრაქტიკული სახელმძღვანელო. გამოკვლევები ჩატარებულია მედიცინის თითქმის ყველა სფეროში. ვ.ი.კოზლოვის და ვ.ა.ბუილინის მიერ (1995) მარტივად და ლოგიკურადაა ახსნილი ლაზერული გამოსხივების მოქმედება ბიოლოგიურ ქსოვილებზე. კერძოდ, ბიოლოგიურ ქსოვილებზე ლაზერული გამოსხივების მოქმედებისას მიმდინარეობს ჩვეულებრივი ოპტიკური მოვლენები, რომლებსაც ადგილი აქვთ სხივის გასვლის პროცესში არაერთგვაროვან გარემოში. ნაწილი ქსოვილზე დაცემული გამოსხივებისა აირეკლება ბიოქსოვილის და გარემოს სხივის გარდატეხის განსხვავებული კოეფიციენტების გამო.

ბიოლოგიური ქსოვილების მოლეკულებში შთანთქმული სხივური ენერგიის ნაწილი შეიძლება გარდაიქმნას რხევით ენერგიაში, ელექტრონულ აღგზნებაში ან მოლეკულების დისოციაციაში, რის შედეგადაც ზოგი ბიოლოგიური შენაერთები აქტიურდება, ზოგი კი პირიქით, ინაქტივირდება. შთანთქმული ენერგიის დარჩენილი ნაწილი ხმარდება ფლუოროსცენციის და ფოსფო-როსცენციის გააქტიურებას ქსოვილებში (Козлов В.И., Буйлин В.А., 1995).

არეკელის კოეფიციენტი დამოკიდებულია ბიოლოგიური ქსოვილის სტრუქტურულ თვისებებზე და სხივის ტალღის სიგრძეზე. ადამიანის კანის ქსოვილისათვის ტალღის სიგრძე მერყეობს 0,3-დან 0,6 მკმ-მდე. როგორც გამოკვლევებმა აჩვენეს, კანის საფარის ფუნქციონალური მდგომარეობის, მასში მელანინის შემცველობის, კაპილარული სისხლის მიმოქცევისა და პაციენტის ასაკის მიხედვით არეკელის კოეფიციენტი კანის ერთი და იმავე წერტილში შეიძლება მერყეობდეს 5-დან 40%-მდე (ა.კ. პოლონსკი და სხვ., 1984). ამ ფაქტის გათვალისწინება ლაზერის დანიშნის დროს აუცილებელია.

ლაზერული გამოსხივება სხვადასხვაგვარად მოქმედებს ზედაპირულად და ღრმადმდებარე ქსოვილებსა და ორგანოებზე. ბიოლოგიური ქსოვილები წარმოადგენენ ინტენსიურად განთესვად არეებს. მათი სისქე და სტრუქტურა ძლიერ მოქმედებს ლაზერული გამოსხივების შთანთქმის ხარისხზე. ქსოვილების მიერ გამოსხივების გატარების მაქსიმუმი მდებარეობს ინფრაწითელი სხივის ახლომდებარე დიაპაზონში (ტალღის სიგრძე 0,95-დან 1,1 მკმ). ლაზერული გამოსხივების შეღწევადობის სიღრმე ამ არეში აღწევს 40-70 მმ, თუმცა ამ სიღრმეზე აღწევს საწყისი სიმძლავრის მხოლოდ 0,1% (Козлов В.И., Буйлин В.А., 1995). ბიოლოგიურ ქსოვილებში ლაზერული გამოსხივების მიმართულება არასწორხაზობრივია, იმდენად, რამდენადაც მჭიდროა უჯრედების განლაგება და მრავალჯერადი გამოსხივების არეკლა ქსოვილებში. ამიტომ სხივის გატარების კოეფიციენტი შრეობრივ არეში იკარგება ექსონუნციალურად. ლაზერული გამოსხივების ენერგიის სიმკვრივის დაბალი დონე (0,1-

დან 1 ჯ/სმ²) არსებით გავლენას არ ახდენს ბიოლოგიური ქსოვილის ოპტიკურ თვისებებზე.

საკვანძო მომენტი მთელ ამ პროცესში არის ქსოვილების მიერ სხივური ენერგიის შთანთქმა, რამდენადაც მასზეა დამოკიდებული მომდევნო პროცესების მიმდინარეობა. მელანინის და ჰემოგლობინის შთანთქმის სპექტრი ხილულ დიაპაზონში ასახავს ამ პიგმენტებით ხილული ლაზერული სხივის შთანთქმის სელექტიურობას. სწორედ აქ მჟღავნდება ფოტობიოლოგიის ძირითადი კანონი, რომლის არსი მდგომარეობს შემდეგში: ბიოლოგიური ეფექტი შეიძლება გამოიწვიოს ისეთი ტალღის სიგრძის მქონე სხივმა, რომელიც შთანთქმება უჯრედის ციტოპლაზმის და მემბრანული კომპონენტების ფოტორეცეპტორების მიერ. თავისთავად ფოტობიოლოგიური ეფექტის ქონა ნიშნავს, რომ ცოცხალი სისტემები შეიცავენ ფოტომგრძნობიარე რეცეპტორებს, რომლებიც რეაგირებენ სხივის მიერ შთანთქმულ ქვანტებზე. ქსოვილების მიერ სხივის შთანთქმის ინტენსივობის მიხედვით შეიძლება ვიმსჯელოთ მისი მოქმედების მოსალოდნელ ეფექტზე.

სპექტრის ხილულ არეში სხივი ძირითადად შთანთქმება ცილოვან მოლეკულებში არსებული ქრომატოფორული დაჯგუფებების, პიგმენტების და ჟანგბადის მიერ. განსაკუთრებული მნიშვნელობა ენიჭება ჰემოგლობინს, მელანინს და სხვა ფერმენტებს. ხილული სხივის ქვანტური ენერგია (1,9 მკმ 0,63 მკმ სიგრძის ტალღისათვის) საკმარისია მრავალი ქიმიური რეაქციის აქტივაციისათვის და არა მხოლოდ იმ უჯრედებში, რომლებსაც ხილული სხივის შთანთქმის უნარი აქვთ.

მკვლევართა უმრავლესობის აზრით დილთ-ის ბიოლოგიურ მოქმედებას საფუძვლად უდევს ელექტრომაგნიტური გამოსხივების კოჰერენტული ქვანტების

ენერგეტიკული ურთიერთმოქმედება ბიოლოგიური სტრუქტურების ანატომიურ-მოლეკულურ სტრუქტურებთან. ამ სტრუქტურების დამახასიათებელი თავისებურებაა მაკრომოლეკულების კონდენსირებული მდგომარეობა. აღნიშნული მაკრომოლეკულების მიერ კოპერენტული ქვანტების გამოსხივების შთანთქმა იწვევს მოლეკულის რეზონანსულ აგზნებას, რაც დაკავშირებულია გარკვეულ სივრცობრივ უბნებში ბიოქიმიური რეაქციების გააქტიურებასთან (ა.გ. პლეშანოვი და სხვ 1975).

ინფრაწითელი გამოსხივების ღრმად შეღწევადობა განპირობებულია მის მიერ რეზონანსული შთანთქმის უუნარობით (მ.ა. კაპლანი და სხვ 1989). ბიოლოგიურ ქსოვილებში, მათი ოპტიკური ერთფეროვნების გამო, ლაზერული ენერგიის შთანთქმისას ადგილი აქვს ტემპერატურის 0,01- 0,1 –ით ცვლილებას, რაც განაპირობებს დიფუზიის პროცესების არათანაბარ მიმდინარეობას. ამას მოყვება ტემპერატურის გრადიენტის აღმოცენება მემბრანების ახლომდებარე ქსოვილებში და ელექტრონული პოტენციალის ცვლილება მემბრანებზე, მათი დეფორმაცია და საბოლოო ჯამში კალიუმის და ნატრიუმის იონების თერმოდინამიური გამოდევნა მემბრანებიდან. პროცესი გრძელდება ცილოვანი არხების გახსნით, იონების და პოლარული მოლეკულების აქტიური ტრანსპორტირებით, ენდოციტოზის გაძლიერებით.

იონური ბალანსის შეცვლის შედეგად ადგილი აქვს უჯრედების ენერგიის გაზრდას (ვ.ა.სტეპანოვი და სხვ. 1990). ექსპერიმენტულად შესწავლილია ჰნლ-ის მოქმედებით ბიოლოგიური ქსოვილების სტრუქტურული ალტერაცია და დადგინდა, რომ რთულ, მრავალკომპონენტიან ხსნარებს შორის განსაკუთრებული დატვირთვა აქვთ ლიოტროპულ, თხევადკრისტალურ

კომპლექსებს, რომლებიც სტრუქტურული სირთულის და თანამიმდევრულობის ხარისხით ძალიან ახლო დგანან ბიოლოგიურ, ჰუმორალურ არეებთან (პ.ი. მინცი და სხვ. 1989). ცნობილია, რომ ლაზერულ გამოსხივებას (საშუალო სიმძლავრით არაუმეტეს 10 მკტ) ამ არეებში აქვს მოქმედების განსაკუთრებული თავისებურებები, რითაც ის განსხვავდება ტრადიციული ფოტოქიმიური მოვლენებისაგან. მაგალითად, არ გააჩნია დოზა-ეფექტის პროპორციული დამოკიდებულება, სიმრუდეებს აქვთ ზარისმაგვარი ფორმა, გამოსხივების სიმძლავრე და ექსპოზიციის დრო დამოუკიდებელ სიდიდეებად გვევლინებიან. ექსპერიმენტული სისტემის კომპონენტები (ლეციტინი, წყალი, წყალბადის ზეჟანგი) ჰნლ-ის გამოსხივების სპექტრალურ უბანს ამორჩევითად არ შთანთქავენ და ცხადია, რომ ეფექტები გამოწვეულია ძალიან მცირე შთანთქმული ენერგიით ანუ ე.წ. ინფორმაციული მოქმედებით. იმავე ავტორებმა მოდელზე მიღებული შედეგები შეამოწმეს ჭრილობებზე და დაადგინეს, რომ ლაზერული გამოსხივების მასტიმულირებელი მოქმედება ასეპტიურ და ჩირქოვანი ჭრილობების შეხორცებაზე დაკავშირებულია თხევადკრისტალური რბილი ქსოვილების ფორმირებასთან და გარდაქმნებთან. ჭრილობაზე ლგ-ის ადგილობრივი მოქმედება იწვევს ამ უკანასკნელთა ტრანსფორმაციას არა მხოლოდ ჭრილობის ქსოვილთა ციტოპლაზმაში, არამედ სისხლში და ჭრილობისაგან დაშორებულ ბიოქსოვილებში, როგორცაა ნაღველი, ნაწლავების და კუჭის ლორწოვანი. ბიოქსოვილების მგრძნობელობა გამოსხივების მიმართ საგრძნობლად განსხვავდება ჭრილობის შეხორცების სხვადასხვა სტადიაზე. მგრძნობელობის მაქსიმუმი აღინიშნება ანთების საწყის სტადიაზე.

ბიოლოგიურ ქსოვილებზე დილთ-ის მოქმედების პლეოტროპული ეფექტის ქვეშ იგულისხმება ლაზერული გამოსხივების მოდიფიცირებული მოქმედება ყველა იმ ძირითად პროცესებზე, რომლებიც უზრუნველყოფენ ორგანიზმის ნორმალურ ჰომეოსტაზს.

ძალიან რთულია ლაზერული სხივის ბიოლოგიურ ქსოვილებზე ურთიერთმოქმედების შესახებ არსებული მონაცემების განზოგადება და კიდევ უფრო რთულია ამ ურთიერთმოქმედების განზოგადება ადამიანის ორგანიზმის დონეზე მთლიანობაში და განსაკუთრებით ჰომეოსტაზის დონეზე. ერთადერთი რამაა ცხადი, რომ ცოცხალი ორგანიზმის ორგანიზაციის ყველა დონეზე ლაზერული გამოსხივების ენერგიის შთანთქმა – ეს არის ელექტრომაგნიტური ურთიერთმოქმედება, რომელიც უზრუნველყოფს ენერგიის ტრანსფორმაციას ბიოლოგიურ რეაქციებში. სწორედ ესაა მიზეზი გამოვლენილი ეფექტების მრავალფეროვნებისა, რომელთა შესწავლა დღეს და მომავალშიც მეტად აქტუალურია (მოსკვინი).

ლაზერული თერაპიის ეფექტურობის უზრუნველყოფის და გაძლიერების მთავარი საშუალებაა გამოსხივების წყაროების მოდიფიკაცია და გამოსხივების მიწოდების ოპტიმიზაცია “სამიზნე უჯრედებთან”.

დილთ-ის მეთოდები, რომლებიც დამყარებულია უჯრედებში არსებული განსაზღვრული ქრომოფორების ფოტოქიმიურ რეაქციებზე, არ არიან სპეციფიურნი კოჰერენტული ლაზერული გამოსხივებისათვის. ასეთივე წარმატებით შეიძლება გამოყენებული იყოს ჩვეულებრივი სხივები, რომლებიც აგენერირებენ შესაბამისი სიგრძის ტალღის მონოქრომატულ სხივს (თ.კარუ 1987; 1998).

ნახევარგამტარული ტექნოლოგიების განვითარებასთან ერთად ბოლო დროს კლინიკურ

პრაქტიკაში ხშირად გამოიყენება დიოდები, რომლებიც კოპერენტულ გამოსხივებას არ იძლევიან. მათგან განსხვავებით ლაზერები განსაკუთრებული აპარატებია, რომელთაც მრავალი პრაქტიკული უპირატესობა აქვთ. კერძოდ, გააჩნიათ ეფექტური ბოჭკოვან-ოპტიკური საცმები სხეულის შინაგანი ორგანოების დასასხივებლად, მაღალი მონოქრომატულობა და ტალღის სიგრძის მარტივი მანიპულირება, მაქსიმალური დასხივების საშუალება, ექსპლუატაციის სიმარტივე და ელექტრონული უსაფრთხოება.

ფოტოაქტივაციის მექანიზმები. ფოტოაქტივაცია ისეთ რთულ ბიოლოგიურ ობიექტში, როგორიცაა ადამიანის ორგანიზმი, მიმდინარეობს მრავალსაფეხურეობრივი პროცესის სახით, რომელიც შეიძლება შემდეგნაირად წარმოვიდგინოთ: სხივის ქვანტების შთანთქმა → პირველადი ფოტოლიზური ან ფოტოქიმიური აქტი → შუალედური სტადიები, რომლებიც მოიცავენ ქსოვილებში ფოტომასენსიბილიზირებელ პროცესებს ან ენერგიის გადატანას უჯრედის მემბრანულ კომპონენტებზე → ქსოვილებში ფიზიოლოგიურად აქტიური შენაერთების წარმოქმნა → ნეიროჰუმორალური რეაქციების ჩართვა → საბოლოო ფოტობიოლოგიური ეფექტი.

ლაზერული თერაპიის “პირველად” და “მეორად” უჯრედულ მექანიზმებს ეძღვნება მრავალი შრომა: უჯრედებზე ხილული სხივის და სპექტრალური არეების მოქმედების რაოდენობრივი კანონების (თ. კარუ 1987, 1998, 1989, 1999), მოლეკულური მექანიზმების (თ.კარუ 1988, 1989, 1999), გამოსხივების მოქმედების შესახებ სხვადასხვა უჯრედებზე (თ.კარუ 1990, 1991, ო.ტიპლოვა 1991), მიკროორგანიზმებზე (ა.ვ.რუბინი და

სხვ., 1971, თ. კარუ 1996.) და ადამიანის ლიმფოციტებზე (თ. კარუ 1992, 1996.)

ბუბუმწოვართა უჯრედებში პირველადი ფოტოაქცეპტორები, რომლებიც უზრუნველყოფენ სხვადასხვა სიგრძის ტალღების სხივური ენერგიის მიღებას და მასზე რეაქციას, არიან მიტოქონდრიები (თ. კარუ, 1989, 1990, 1991, 1998, 1999 და კერძოდ ციტოქრომ-ჩ -ს ოქსიდაზის მოლეკულა არა სრულად დაჟანგული ან აღდგენილი, არამედ ერთ-ერთ შუალედურ ფორმაში.

თ. კარუ-ს მიხედვითსავარაუდოა, რომ უჯრედებზე სხივის მოქმედების მექანიზმი მდგომარეობს სუნთქვით ჯაჭვში ელექტრონების დაჩქარებულ ტრანსპორტირებაში და ელექტრონების გადატანის დაჩქარებაში ციტოქრომ-ც-ოქსიდაზის მოლეკულის შიგნითაც. აგზნებული ელექტრონების ტრანსპორტირების შედეგად აღმოცენებული ენერგია გარდაიქმნება სითბურ ენერგიად, რასაც მოჰყვება აბსორბირებული ქრომოფორების ტემპერატურის მომატება. ამ უკანასკნელის შედეგად მოქმედებაში მოდის ისეთი ბიოქიმიური პროცესები, როგორიცაა ფერმენტების აქტივაცია და ინჰიბირება. ზემოთ აღწერილი პროცესი ეხება ცალკეულ უჯრედებს. განსხვავებული პროცესი მიმდინარეობს ქსოვილებში დასხივების პროცესში, რადგან მათში ქრომოფორები არაპომოგენურად არიან განაწილებულნი (ვ. ს. ლეტოხოვი 1991, 1996).

ლაზერული გამოსხივების მოქმედების პირველად მექანიზმებში შემდგომი ეტაპი არის ჟანგბადის მოლეკულის ჩართვა ამ პროცესში. ექსპერიმენტების საფუძველზე ჩამოყალიბდა კიპოთეზა, რომ ლთ-ის პირველად უჯრედულ მექანიზმებში წამყვანი რგოლია ჟანგბადის ან წყლის მოლეკულების

კონცენტრაციის მომატება სუნთქვითი ჯაჭვის აქტივაციის შედეგად (თ.კარუ 1993, ა.კალაპანი 1996, ნ.კოპენი, 1998, ნ.გროსმანი 1998) და სინგლეტური ჟანგბადის გაძლიერებული გენერაცია (თ.კარუ 1981).

ჯერჯერობით არ არსებობს საფუძველი იმის დასამტკიცებლად, თუ ზემოთ ჩამოთვლილი რგოლებიდან რომელია პირველადი, მექანიზმის წამყვანი და გადამწყვეტი უჯრედის დასხივების პროცესში. მთავარია განისაზღვროს ამ რეაქციებიდან რომელია პასუხისმგებელი ლაზერული გამოსხივების საპასუხო კონკრეტულ ბიოლოგიურ რეაქციაზე. მაგალითად, ბაქტერიების ზრდის სტიმულაციაზე სხვადასხვა დოზების მოქმედების დროს პასუხისმგებელია ორი სხვადასხვა მექანიზმი: დაბალი დოზების დროს – ფოტოქიმიური, მაღალი დოზების დროს – თერმიული (თ.კარუ 1994). არ არის გამორიცხული, რომ ყველა პირველადი რეაქციების შედეგი შეიძლება იყოს ერთნაირი – მიტოქონდრიების რედოქს-სტატუსის შეცვლა. ამრიგად, მიტოქონდრიების აქტივაციის შედეგად ჟანგბადის რეაქტიული ფორმების კონცენტრაციის გაზრდა, თავის მხრივ, შეიძლება მიტოქონდრიებშივე ცვლიდეს რედოქს-მდგომარეობას (კ.მაილერი 1990).

რაც შეეხება მეორად უჯრედულ მექანიზმებს, იმავე ავტორების აზრით, აქ უნდა განისაზღვროს, თუ რა რეაქციები განაპირობებენ უჯრედში ფოტოსიგნალის გავრცელებას მიტოქონდრიებიდან ბირთვისაკენ, სადაც მიმდინარეობს ნუკლეინის მჟავების სინთეზი. ლაზერული გამოსხივების გავლენით უჯრედული მეტაბოლიზმის მოდულაციის განსახორციელებლად მათ მოწოდებულია აქვთ ორი ერთმანეთთან დაკავშირებული გზა- პირველია რედოქს-კონტროლი (კავშირი გამოსხივებით გააქტივებული მიტოქონდრიების ჟანგვა-აღდგენით

ფუნქციებს შორის, ცვლილებები ციტოპლაზმის რედოქს-პოტენციალში, რომელიც იწვევს მეორადი რეაქციების ამოქმედებას, როგორიცაა ტრანსკრიპციის აქტივირება, უჯრედული მემბრანის დეპოლარიზაცია, შიდაუჯრედულ წყალბადიონთა კონცენტრაციის დროებითი გატუტიანება და მეორე გზა: ფოტოაქცეპტორის კონტროლი შიდაუჯრედული ატფ-ის დონეზე, რაც იწვევს უჯრედული მეტაბოლიზმის ცვლილებას (ჯ.ბროუნი 1992).

აღსანიშნავია, რომ ზემოთაღწერილი მექანიზმები დილთ-ის უჯრედული მოქმედების შესახებ ძირითადად შესწავლილია უჯრედების პროლიფერაციის კულტივირებულ მოდელზე ეს მონაცემები ბევრ საკითხს ტოვებს ღიად. მაგალითად, დილთ-ის მექანიზმის შეწავლისას ორგანიზმის დონეზე არ შეიძლება დავიწყებული იყოს უჯრედების არაპირდაპირი აქტივაცია, ანუ აქტივაცია არა ქვანტებშთანთქმულ უჯრედებში, არამედ არადასხივებულ უჯრედებში მეორადი მესენჯერების გავლენით (ციტოკინები, ჟანგბადის და აზოტის აქტიური ფორმები და სხვ), რომლებსაც გამოყოფენ აქტივირებული უჯრედები (მ.კატო 1981). ასევე ასახსნელია განსხვავებული უჯრედული რეაქციები, მაშინ როცა ფოტოაქცეპტორები, მსგავსად სუნთქვით ჯაჭვში არსებული მიმდინარე რეაქციებისა, ერთნაირი თუ არა, მსგავსნი მაინც არიან.

უჯრედული მეტაბოლიზმის ზემოთაღწერილი მექანიზმი საშუალებას იძლევა აიხსნას დილთ-ის ზოგი ურთიერთგამომრიცხავი ეფექტი. პირველ რიგში ესაა დასხივების ეფექტის ხარისხი. მაგალითად, ცნობილია, რომ ექსპერიმენტის ერთსა და იმავე მოდელზე ერთი და იმავე ლაზერით დასხივებისას შეიძლება გამოვლინდეს

ერთ შემთხვევაში შესამჩნევი ეფექტი, მეორე შემთხვევაში ნაკლები, ან საერთოდ არ გამოვლინდეს.

ლაზერული თერაპიის მექანიზმთა ცნობილი მკვლევარ თ.კარუს მიერ მოწოდებული რედოქს-პოტენციალის შედარებითი შკალის მიხედვით ამ მოვლენის საბოლოო ეფექტის სიდიდე დამოკიდებულია დასასხივებელი ობიექტის ფიზიოლოგიურ მდგომარეობაზე, რომელიც განისაზღვრება რედოქს-პოტენციალით. ლაზერული გამოსხივების მოქმედებით რედოქს-პოტენციალის ნორმალიზება ხდება.

ადამიანის ორგანიზმში სპეციფიური ფოტორეცეპტორების გარდა არსებობს სხვადასხვა აქცეპტორები. მათ რიცხვს მიეკუთვნება ჰემოგლობინი, რომელიც მოიცავს შთანთქმის სხვადასხვა გზებს ოქსი-და დეზოქსიფორმის მდგომარეობის მიხედვით, პორფირინები, ციკლური ნუკლეოტიდები, რკინის და ბრინჯაოს შემცველი ფერმენტები (კატალაზა, სუპეროქსიდდისმუტაზა, ანგვა-აღდგენითი ციკლის ფერმენტები, ციტოქრომები, პიგმენტები და სხვა ნივთიერებები). ნ.ფ. გამალეას (1989) მიხედვით სინათლის ბიოლოგიური მოქმედება ცოცხალ ორგანიზმზე დაკავშირებულია განსაზღვრული ტალღის სიგრძის მქონე ქვანტების შთანთქმასთან იმ სპეციალური ფოტომარეგულირებელი სისტემის მიერ, რომელიც შეიცავს პორფირინების ჯგუფის პიგმენტს. ფოტოაქცეპტორის კავშირი წითელი სხივის ქვანტთან იწვევს ოქსიდანტური სისტემების აქტივირებას, რასაც მოჰყვება რნმ, დნმ, ცილების სტრუქტურის და მეტაბოლიზმის ცვლილება და შემდგომ უჯრედების სინთეზური აქტივობის შეცვლა.

ლაზერული გამოსხივების მოქმედების რთულ მექანიზმში ძირითადი მომენტი ფოტორეცეპტორების

მიერ სინათლის სხივის აღქმა, მათი მოლეკულური კომპოზიციის ტრანსფორმაცია და ფიზიკურ-ქიმიური მდგომარეობის შეცვლა (ნ.დ. დევიატკოვი და სხვ., 1987; ტ.კარუ, 1989). შემდგომში მიმდინარეობს ბიოქიმიური რეაქციების აქტივაცია ფერმენტებში აქტიური და ალოსტერიული ცენტრების ინიციაციით და მათი რაოდენობის გაზრდით. ლაზერული თერაპიის შედეგად ფერმენტული აქტივობის მომატება დასტურდება ბევრ მეცნიერთა გამოკვლევებში (ს.ა.გორდონი და სხვ. 1960; Passarella et al., 1984 და სხვ.).

ტ.კარუს (1989) მიხედვით უჯრედულ დონეზე ფოტოსინთეზის გადაცემის და გაძლიერების მექანიზმი სპექტრის წითელ უბანზე დაკავშირებულია ელექტრონების დაჩქარებულ გადაცემასთან სუნთქვითი ჯაჭვის რედოქს-წყვილელ კომპონენტებში, რასაც მოჰყვება მიტოქონდრიებში და ციტოპლაზმაში რედოქს-პოტენციალის ცვლილება. ზემოხსენებულის შედეგად უჯრედებში ძლიერდება ატფ-ის სინთეზი, საბოლოოდ კი მიიღწევა მაკროეფექტი უჯრედთა პროლიფერაციის დაჩქარება. ამასთანავე მოკლდება უჯრედული ციკლის G₁ ფაზა და აქტივირდება უჯრედების გადასვლა G ფაზიდან S₀ ფაზაში, რომლის დროსაც ხდება დნმ-ის სინთეზი. ამავე დროს მოკლდება S₀ ფაზაც.

ინფრაწითელი გამოსხივების (0,89 მკმ სიგრძის ტალღა) გავლენა ფიბრობლასტების პროლიფერაციულ აქტივობაზე (ვ.ი.კოზლოვი და სხვ., 1991) კიდევ ერთი დასტურია იმისა, რომ გამოსხივების ერთჯერადი ფოტომოქმედება ასტიმულირებს ფიბრობლასტების პროლიფერაციას (ვ.ი.კოზლოვი და სხვ., 1993). 0,05 ჯ/სმ² დოზის მოქმედება რეალიზდება პირველივე დღეს, სტიმულაციის ეფექტი კი შენარჩუნებულია 5 დღის განმავლობაში. უფრო მაღალ დოზებში (0,5 ჯ/სმ²)

სტიმულაციის ეფექტი კიდევ უფრო იზრდება. როგორც ავტორადიოგრაფიული გამოკვლევები გვიჩვენებენ, ლაზერული ბიოსტიმულაციის ეფექტი რეალიზდება ღმ-ის სინთეზის ცვლილების ხარჯზე, რასაც ადასტურებს ღ³-თიმიდინის ჩართვა უჯრედებში (ვ.პ.თუმანოვი და სხვ., 1994).

ა.ვ.ივანოვა და სხვ. (1989) 1,264 მკმ სიგძის ტალღის ზოლზე მოლეკულური ჟანგბადის შთანთქმის მკვეთრი უბნის აღმოჩენის საფუძველზე დაასკვნეს, რომ დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივების ბიომასტიმულირებელი ეფექტი ამ სპექტრულ დიაპაზონში განიხილება, როგორც ბიოლოგიური სისტემის სპეციფიური რეაქცია სინგლეტური ჟანგბადის წარმოშობაზე. ეს უკანასკნელი უნივერსალური მექანიზმია ლაზერული გამოსხივების ბიომასტიმულირებელი მოქმედების დაწყებაში. სწორედ ეს სინგლეტური ჟანგბადი, მიუხედავად არსებობის მცირე პერიოდისა, წარმოადგენს ქიმიურად და ბიოლოგიურად მაღალაქტიურ ელემენტს, განსაკუთრებით პლაზმატურ მემბრანაში არსებული ფერმენტული კომპლექსებისათვის.

დილთ-ის მორფოლოგიური საფუძვლები

აღსანიშნავია, რომ მორფოლოგიური მეთოდებით დილთ-ის მოქმედების შედეგად უჯრედის სტრუქტურული კომპონენტების ფორმირების პროცესი ნაკლებადაა შესწავლილი. განსხვავებულადაა შეფასებული ჩატარებული გამოკვლევების შედეგებიც.

კლინიკური და ექსპერიმენტული დაკვირვებების შედეგები ადასტურებენ, რომ ლთ ორგანიზმზე მოქმედებს გენერალიზებულად, მოიცავს რა საპასუხო რეაქციებში ყველა ორგანოს, ქსოვილებს და ფუნქციონალურ სისტემებს (ვ.დერი 1985). ლაზერული გამოსხივება ორგანიზმის იმ სისტემაშიც იწვევს საპასუხო რეაქციებს, რომლებსაც ელექტრომაგნიტური მოქმედება არ შეხება (ვ.ბერსნევი 1990, ნ. ყიფშიძე 1987, ფ. მერსონი 1984). თუმცა ლოკალური დასხივების დროს ცვლილებები აღმოჩენილია უშუალოდ დასხივებულ ქსოვილებში, ორგანოების და სისხლის რეგიონალური დასხივების დროს – ორგანიზმის რომელიმე სისტემაში, ზოგადი დასხივების შემდეგ კი სტრუქტურული გარდაქმნები მთელს ორგანიზმშია აღმოჩენილი (გ. აქშენკო 1983, ი. არშავსკი 1982).

სტერეოლოგიური ანალიზი ჩაატარეს ნ. გ. სამოილოვმა თანაავტორებთან ერთად პნლ-ით აკუპუნქტურის შედეგად ზოგადენერგეტიკულ წერტილებში (ჯ 14 და ე 36). სიმპლავრის სიმკვრივე იყო 5 მეტ/სმ², ექსპოზიცია 20 წმ, კურსი – 20 დღე და აღმოაჩინეს მოტოქონდრიების მოცულობითი წილების ცვლილებები ძვლის ტვინში, ჩონჩხის კუნთებში, კუჭქვეშა ჯირკვალში, კუჭში, ღვიძლში, თირკმლებში, საკვერცხეებში, გულში. ეს ფაქტი ადასტურებს დილთ-ის მოქმედებას ზოგადად ორგანიზმზე ამავე ავტორების

მონაცემებით, ერთი და იმავე ტიპის გენერატორით, ერთი და იგივე რეჟიმით, მაგრამ სხვადასხვა ხერხით დასხივებისას, ორგანოების რაოდენობრივი ზრდის ყველაზე აქტიური პროცესი აღინიშნება ლაზეროპუნქტურის შემდეგ (ტალლის სიგრძე 0,89 მკმ, სიმძლავრის სიმკვრივე 2 მკტ/სმ², რეჟიმი - იმპულსური).

ყველაზე ძლიერი ბიომასტიმულირებელი მოქმედება დაფიქსირდა იმპულსურ რეჟიმში ჩატარებული ლაზერული გამოსხივების ფონზე (მ.კაპლანი 1997.თ.კარუ 1997,კ.მილსი 1985). ანალოგიური შედეგები დაფიქსირდა ვ.პ. ჟაროვის და თანაავტორების ექსპერიმენტით (ვ.ჟაროვი 1987გ). მათ გალიუმ-არსენიდის იმპულსური, ნახევარგამტარული ლაზერით ბაქტერია სპერიცჰია ჩოლი-ს დასხივებისას აღმოაჩინეს, რომ კულტურის ზრდის აჩქარება ვლინდება 0,01 დან 0,15 ჯ/სმ² დოზით მოქმედების შემდეგ (ტალლის სიგრძე 890 ნმ, სიხშირე 666 და 3480 ჰც, დრო - 150 ნწმ, სიმძლავრის სიმკვრივე 1,2 მკვტ/სმ²). მაქსიმალური ეფექტი დაფიქსირდა 0,05-0,08 ჯ/სმ² დოზით დასხივებისას (თ.კარუ 1994)

დადგენილია ლგ-ს კავშირი ელექტრომაგნიტური ტალღების მერყეობის სიხშირეს, უჯრედული მემბრანების დეფორმირების ხარისხს და ბიოქსოვილების ოპტიკურ მრავალფეროვნებას შორის (მ.კაპლანის 1997). აქედან გამომდინარე იმპულსების ოპტიმალური სიხშირე ლთ-ს დროს თავიდანვე დამოკიდებულია უჯრედების და ქსოვილების სტრუქტურაზე და ცხადია, რომ რაც უფრო პატარა ზომისაა სტრუქტურა, მით იმპულსების მაღალი სიხშირეა საჭირო მასზე ოპტიმალური მოქმედების მისაღებად.

თეთრი ვირთაგვების გულის კარდიომიოციტების ორგანელების ჰნლ-ის თანაბარი პარამეტრებით ჯერ იმპულსურ (100 ჰც) და შემდეგ უწყვეტ რეჟიმში დასხივების შემდეგ ჩატარებული სტერეოლოგიური ანალიზით გამოვლინდა განსხვავებული უჯრედული რეაქციები (ლ.პერელიგინა 1996). აღმოჩნდა, რომ მოდულირებული რეჟიმი უფრო აქტიურად ასტიმულირებს ორგანელების ფორმირებას სისხლის ინტრავენური დასხივების და გულის საპროექციო არის ზონებზე მოქმედების დროს. ლაზეროპუნქტურის დროს კი ეფექტურია უწყვეტი რეჟიმით დასხივება (მოსკვინი).

მოდელზე ჩატარებული კლინიკო-ექსპერიმენტული გამოკვლევების შედეგად აღმოჩნდა, რომ ლაზერული გამოსხივება პლაზმოლების ფოსფოლიპიდებზე მხოლოდ იმიტომ მოქმედებს, რომ მას ახასიათებს ელექტრომაგნიტური ველის ვექტორების ფიქსირებული ორიენტაცია, ანუ პოლარიზაცია. თუმცა ავტორთა სხვა ჯგუფი, რომლებმაც თანაბარი დოზებით, ლაზერით და არაკოჰერენტული სხივით დაასხივეს ადამიანის ლიმფოციტები, დაასკვნეს, რომ ბიოსტიმულაციის ეფექტი არაა დამოკიდებული კოჰერენტობაზე და პოლარიზაციაზე, რომლითაც ხასიათდება ლაზერული გამოსხივება (ემესტერი 1982).

პოლარიზებული წითელი სხივით კანის ჭრილობის დასხივებისას (დღიური დოზა 2,9 ჯ/სმ²) ავტორებმა გააანალიზეს სტრუქტურების ფართო სპექტრი და დაასკვნეს, რომ რეპარაციული რეგენერაციის ყველაზე საუკეთესო სტიმულაცია ჭრილობის შეხორცების ყველა ეტაპზე დაფიქსირდა დღეში ორჯერ ჰნლ-ით დასხივების შემდეგ (სიმძლავრის სიმკვრივე 8 მვტ/სმ², ექსპოზიცია 3 წთ). აქედან გამომდინარე არაკოჰერენტული წითელი სხივი

ავლენს ნაკლებ მასტიმულირებელ ეფექტს კანის სტრუქტურებზე. კოპერენტულ ჰნლ-ის სხივს კი გააჩნია ფოტოსტიმულაციის დადებითი ეფექტი (ი.ბაიბეკოვი 1991). ანალოგიური შედეგებია დაფიქსირებული ს.მ. ზუბკოვის და თანაავტორების მიერ (ს.ზუბკოვა 1997)) ლიმფოციტების გენომის აქტივობის შედარებითი შესწავლისას არაკოპერენტული (იწ და წითელი) და ლაზერული გამოსხივებას შემდეგ.

ასეთივე ურთიერთგამომრიცხავი მონაცემები არსებობს პოლარიზაციის და კოპერენტულობის როლის შესახებ. მაგ ან მალოვის აზრით, ლაზერის სხივი დაცემისას, გაივლის რა ანიზოტროპულ ცოცხალ ქსოვილებს, პრაქტიკულად კარგავს კოპერენტულობას. ამავე დროს ქსოვილების სიღრმეში ფორმირდება მაღალი სიმკვრივის სიმძლავრის ლაზერული გამოსხივების ზონები, რომელთა პარამეტრების გადიდება პირდაპირ კავშირშია კოპერენტულობის ხარისხთან. სწორედ გამოსხივების სიმკვრივის მაღალი სიმძლავრე განსაზღვრავს კომბინაციების სიხშირის მთელ სპექტრს, მაშინ, როცა სიმძლავრეები, რომლებიც ემთხვევიან უჯრედული მაკრომოლეკულების მერყეობათა სიხშირეს, უზრუნველყოფენ მეტაბოლური პროცესების ინტენსიფიკაციას. ამ პროცესს მოჰყვება დასხივებული ქსოვილის ოპტიკური თვისებების ცვლილებები. აქედან გამომდინარე კოპერენტულობა ქსოვილებში უკვალოდ არ ქრება, არამედ მისით იწყება ახალი პროცესი, რომელზეც დამოკიდებულია ფაქტობრივად საბოლოო ეფექტი. ავტორები ამ დასკვნის გამოტანისას აღიარებენ, რომ ზემოთაღნიშნულ მექანიზმებში ბევრი საკითხი რჩება გაურკვეველი.

მ.კაპლანის აზრი (1997) მონოქრომატულობის მნიშვნელობის შესახებ დასხივების საბოლოო ეფექტის

გამოვლენაში ერთმნიშვნელოვანია. თუმცა თ.კარუ არ აღიარებს მის მოქმედებას ბიოლოგიურ პროცესებზე.

ვირთაგვებში კუჭის წყლულის შეზორცების მიზნით 0,89 მკმ სიგრძის ტალღის ნახევარგამტარული ლაზერის სხვადასხვა სიმძლავრით (0,18; 0,2; 1,2 მკტ) და სხვადასხვა იმპულსური სიხშირით (80; 600 და 3000 ჰც) ერთი და იმავე ექსპოზიციით (128 წმ) დასხივების შედეგების შეფასებისას ი.მ. ბაიბეკოვა თანაავტორებთან ერთად (2 გ 112) აღმოაჩინეს სტრუქტურული ცვლილებების ინტენსიობის პირდაპირი დამოკიდებულება გამოსხივების სიმძლავრესთან. ამ ექსპერიმენტით მტკიცდება დილთ-ის სიმძლავრის გავლენა დასხივებული ქსოვილების სტრუქტურულ ცვლილებებზე.

არაერთმნიშვნელოვანი აზრი არსებობს აგრეთვე გამოსხივების ტალღის როლის შესახებ უჯრედში მიმდინარე პროცესებზე რიგი ავტორები (ბ.ჟუკოვი 1996; ა.ლარუშინი 1997; თ.კარუ 1997) ამ საკითხის შესახებ პოზიტიური აზრის არიან. სხვა ავტორების აზრით (ნ.გამალეა 1996, ი.ბაიბეკოვი 1996) ბიოლოგიური ეფექტის გამოვლენაზე ტალღის სიგრძე არსებით გავლენას არ ახდენს. მაგ. ი.მ. ბაიბეკოვი ავტორებთან ერთად თვლის, რომ მსგავსად კოჰერენტულობისა და მონოქრომატულობისა, ტალღის სიგრძეს ბიოლოგიურ ქსოვილებზე ზემოქმედებაში განსაკუთრებული დატვირთვა არ აქვს. თუმცა იგივე ავტორები სხვადასხვა ლაზერული გენერატორებით წყლულების შეზორცებით პროცესებზე მოქმედების შეფასების ანალიზისას აღიარებენ, რომ ყველაზე ეფექტური შედეგები გამოვლინდა იწ ლაზერებით დასხივებისას. აღსანიშნავია, რომ ამ უკანასკნელთა თერაპიული ეფექტი აიხსნება ქსოვილებში მათი

განსაკუთრებული სიღრმით შეღწევადობით.(ე.ბაჩანდი 1986).

რაც შეეხება საკითხს ლაზერული გამოსხივების ბიოლოგიური მოქმედების დამოკიდებულების შესახებ გენერაციის დოზებზე, აქაც ავტორთა უმრავლესობა აღნიშნულ ფაქტს აღიარებს (ე.კოზლოვი 1998, კ.აცუმი 1987, ტ.ბერკი 1985, თ.კარუ 1992, ჯ.ლიი 1986, ტ.ოშირო 1988).

ი.მ. ბაიბეკოვმა თანაავტორებთან ერთად მორფოლოგიური გამოკვლევების საფუძველზე გამოყვეს დოზირების სამი საზღვარი: პირველი – მინიმალური დოზები, რომლებიც იწვევენ უჯრედშიდა სტრუქტურების წარმოქმნას და უჯრედული პროლიფერაციის დაწყებას; მეორე – ოპტიმალური, რომლებიც აძლიერებენ და აჩქარებენ უჯრედის პროლიფერაციას და დიფერენცირებას; მესამე – ესაა ზღვრული დოზები, რომლებიც ზემოთაღნიშნულ პროცესებს ამუხრუჭებენ. ყველაზე ეფექტური და არადამანგრეველი დოზების შემუშავება დამოკიდებულია გენერატორის ტექნიკურ მახასიათებლებზე, მისი მუშაობის რეჟიმზე, დასხივებული ქსოვილების მორფოლოგიურ სურათსა და ორგანიზმის ზოგად მდგომარეობაზე.

იწ ლაზერის სხვადასხვა დოზებით სხვადასხვა ორგანოების დასხივების დროს სისხლძარღვების რეაქციის და ფუნქციონალური მდგომარეობის დამოკიდებულების შესწავლისას აღმოჩნდა, რომ 1 მჯ./სმ² დან 10 ჯ/სმ² – მდე დოზის ცვლილებების პირობებში სხვადასხვა ორგანოები ერთსა და იმავე დოზაზე თავისებურად რეაგირებენ. განსაკუთრებულად მგრძნობიარე აღმოჩნდა ღვიძლი, შემდეგ – თირკმელი და ბოლოს – რბილი ქსოვილები. ამიტომ, ორგანოების დასხივებისას ეს ფაქტი გათვალისწინებული უნდა იყოს

და შემუშავდეს უსაფრთხო დოზა თითოეული ორგანოს ინდივიდუალური დასხივებისათვის. ყველა ორგანოსათვის საერთო პოსტულატი კი ასეთია: დოზების მომატებისას სისხლძარღვების ცვლილებები ორგანოებში მატულობს და ღებულობს მყარ ხასიათს. დადგენილია, რომ კნლისათვის ოპტიმალური დოზა არის 0,01 და 0,3 ჯ/სმ²-მდე, ზღვრულად დასაშვები დოზა კი— 10 ჯ/სმ². ამ დოზის გადამეტება მიკროცირკულაციის სისტემაში იწვევს არტერიოლების და ვენულების კედლების დეფორმაციას, რითაც ელინდება აღნიშნული დოზის დესტრუქციული მოქმედება.

ამრიგად, დოზის განსაზღვრა დასხივების პროცესის აუცილებელი კომპონენტია, თუმცა დასხივების ოპტიმალური რეჟიმის განსაზღვრისათვის აუცილებელია აგრეთვე ექსპოზიციის ხანგრძლიობის გათვალისწინებაც.

კონკრეტული დაავადების ლაზერული მკურნალობის პროცესში აუცილებელია გამოსხივების ყველა პარამეტრის წინასწარი გათვლა, როგორცაა დასხივების მეთოდი, გამოყენების ადგილი, ტალღის სიგრძე, სიმძლავრე, სხივის კონის დიამეტრი, ექსპოზიცია, მოდულაციის სიხშირე (ს.ანტონოვი 1994).

კლინიკო-ექსპერიმენტული მონაცემების ანალიზი ამტკიცებს, რომ დილ-ის გამოსხივების ოპტიმალური რეჟიმის შერჩევის პრობლემა დღისათვის გადაწყვეტილი არ არის. ამიტომაც მთავარი ამოცანა მისი დამუშავება და გადაწყვეტაა.

ლაზერულ გამოსხივებაზე ცოცხალი უჯრედები რეაგირებენ ბიოფიზიკური, ბიოქიმიური, ფიზიოლოგიური და მორფოლოგიური ცვლილებებით. მათ საფუძველზე ყალიბდება ადაპტაციის ორი ფორმიდან ერთ-ერთი: ხანმოკლე (სწრაფი) ან ხანგრძლივი (ასტრუკოვი 1983). ადაპტაციის ხანმოკლე ტიპი ნებისმიერ გარე

ფაქტორის მოქმედებაზე რეაგირებს დაუყოვნებლივ, გამლიზიანებლის მოქმედების დაწყებისთანავე და მისი რეალიზაცია შესაძლებელია მხოლოდ მზა, ადრე ფორმირებული ფიზიოლოგიური მექანიზმების საფუძველზე. ამ ფაქტით ხსნის ავტორი ბიოობიექტებში ბიოქიმიური, ბიოფიზიკური ან ფიზიოლოგიური ცვლილებებს მათი ლაზერული დასხივებისთანავე.

გარეშე გამლიზიანებლის გახანგრძლივებულ მოქმედებას მოსდევს საადაპტაციო მექანიზმებში მთელი რიგი კომპონენტების ჩართვა. როგორიცაა: ფერმენტები, ცილები, ციტოპლაზმური ორგანელები და სხვ. აღნიშნული გამლიზიანებლის (დილთ) მოქმედების გაგრძელებას უფრო მეტი ხნით უნდა მოსდევდეს ადაპტაციური რეაქციების დაქვეითება. თუმცა გარემოს გავლენა ითხოვს ორგანიზმის იმ სისტემების ფუნქციის აქტივირებას, რომლებიც პასუხისმგებელი არიან ადაპტაციის მექანიზმის მუშაობაზე. აღნიშნული ფუნქციების ინტენსიფიკაციას თან მოსდევს ნუკლეინის მჟავების (დნმ, რნმ) და ცილების სინთეზის სტიმულირება (ფ.მერსონი 1978, 1981). აქ საფუძველი ეყრება ხანგრძლივ საადაპტაციო მექანიზმებს. ამრიგად დილთ-ს საპასუხოდ სტრუქტურების რაოდენობრივი ზრდა განაპირობებს ბიოლოგიური ქსოვილების გადასვლას ხანმოკლე ადაპტაციიდან ხანგრძლივში.

ზემოთაღნიშნულთან კონტექსტში აუცილებელია ლაზერული გქამოსხივების ურთიერთქავეშირის განხილვა უყრედის გენეტიკურ აპარატთან, რადაგნაც ამ პროცესის გარეშე წარმოუდგენელია ცილის ბიოსინთეზი, რაც თავის მხრივ წარმოადგენს საშენ მასალას რაოდენობრივად მზარდი ორგანელებისათვის. მეტიც, დილთ-ის მოქმედების მექანიზმებში აუცულებლად ფიგურირებს მისი გავლენა დნმ-ზე რომელიც

უზრუნველყოფს მეორად პროცესს— უყრედების
ულტრასტრუქტურების ფორმირებას (ნ.სამოილოვი
1998).

პათოლოგიური პროცესის დროს ლაზერული
გამოსხივება ასტიმულირებს კლინიკური ეფექტის
მომცემ რეაქციებს, კერძოდ:
ანთების საწინააღმდეგო, შეშუპების საწინააღმდეგო,
ტკივილგამაყუჩებელ, ბაქტერიციდულ, რეგენერაციულ,
ფა კომპენსატორულ რეაქციებს. სწორედ
რეგენერაციული და კომპენსატორული მექანიზმები
ასაბუთებენ დილთ-ის მორფოლოგიურ მოქმედებას. ისინი
ადაპტაციის მხოლოდ ადგილობრივი გამოვლინებები
არიან, რომლებიც უზრუნველყოფენ დაზიანებული
სტრუქტურების შეცვლას ან აღდგენას და ამით
პათოლოგიის ნორმაში დაბრუნებას (ა.სტრუპოვი 1983)

დაზიანებულ ქსოვილებზე დილ-ის გავლნის
შესასწავლად ექსპერიმენტში გამოსხივების საშუალებით
სხივური დაავადებით დასნებოვნებულ თეთრ
ვირთაგვებში 15 დღის განმავლობაში ტარდებოდა
სისხლის სისხლძარღვში დასხივება, გულის
საპროექციო არის დასხივება და ლაზეროპუნქტურა (
ხე-გუ, ძუ-სან-ლი) ჰნლ-ით (სიმძლავრის სიმკვრივე 15
მეტ/სმ², ექსპოზიცია შესაბამისად 30, 3 და 15 წმ) (
ნ.გ. სამოილოვი). მორფოლოგიური ცვლილებების
შეფასება ხდებოდა სტერეოლოგიური და
მორფომეტრული ანალიზით. სხივური დაავადების გამო
კარდიომიოციტებში დაფიქსირდა ენდოპლაზმური ბადის
მოცულობითი წილის მიოფიბრილების და
მიტოქონდრიების შემცირება, მიოკარდიუმის
ვასკულარიზაციის ხარისხის დაქვეითება. დილთ-ის
შედეგად დაფიქსირდა ზემოტჩანოტვლილ კომპონენტების
პიპერპლაზია ქსოვილოვან ღონეზე აღირიცხა

კომპენსატორული პროცესების რეალობაცია: კაპილარების რაოდენობის მომატება. აღსანიშნავია, რომ ყველაზე აქტიურად შემოთჩამოთვლილი პროცესები მიმდინარეობდა ლთ-ს შედეგად,, შემდეგ სისხლძარღვოვანი დასხივების და ბოლოს გულის საპროექციო არის დასხივების შემდეგ. განსაკუთრებით საყურადღებო ამ ექსპერიმენტში იყო რადიაციით დაზიანებული სტრუქტურების რეგენერაცია დილთ-ის შემდეგ რაც უნდა ჩაითვალოს შიდაუყრედული რეპარაციული რტეგენერაციის გააქტივების პროცესში დილთ-ის დამსახურებად.

დილთ-ის დადებითი მორფოგენური მოქმედება აღწერილია სხვა ავტორთა შრომებშიც (ვ.კოზლოვი 1993, ი.ბაიბეკოვი 1991,1996)

სტრუქტურული კომპონენტების ჰიპერპლაზიის პროცესზე დილთ-ის გამააქტივებელი მოქმედების დადასტურებაა ბირთვაკების დესმოსომის, კერატოსომის, კერატოჰიალინის გრანულების რაოდენობრივი ზრდა და სხვა ულტრასტრუქტურული ცვლილებები, რომლებსაც ადგილი აქვთ ჭრილობის შეზორცებისას (ი.ბაიბეკოვი). ამით კიდევ ერთხელ დასტურდება, რომ ლაზერული გამოსხივებით სტიმულირებულ რეპერაციულ რეგენერაციას მოსდევს როგორც შიდაუყრედული, ასევე უყრედული ჰიპერპლაზია.

საინტერესოა, რომ დილთ-ის გავლენით ადგილი აქვს სტრუქტურების ჰიპერპლაზიის არა ტოტალურ, არამედ ამორჩევით სტიმულაციას (ნ.სამოილოვი 1989, 1991, 1995).

კომპენსატორულ-შეგუებითი რეაქციები, რა ფაქტორებითაც არ უნდა იყვნენ ისინი გამოწვეულნი, ვითარდებიან იმავე სტრუქტურულ საფუძველზე,

როგორც ეს ნორმაში ხდება, მხოლოდ გაცილებით უფრო დიდი ინტენსიობით (დ.სარქისოვი 1977,1987), ავტორის აზრით, ორგანიზმში მიმდინარე კომპენსაციის და რეპარაციული რეგენერაციის პროცესები ლაზერული გამოსხივებით სტიმულირების შემდეგ მიმართული არიან სტრუქტურული პომეოსტაზის ადგენისაკენ პრინციპულად ერთიან საფუძველზე: სტრუქტურული კომპონენტების დიდი რაოდენობით ფორმირება. ეს პროცესი დამახასიათებელია ჯანმრთელი ქსოვილებისათვისაც, რამდენადაც დილთ-ის გავლენით ადაპტაციის საზღვრების გაფართოებისათვის ადგილი აქვს დადებითი სტრუქტურების ფორმირებას.

ამრიგად, დილთ-ის მორფოგენეტიკური საფუძველია კომპენსატორულ- შეგუებითი რეაქციები, რომლებიც ფუნქციების გაძლიერებაში გამოიხატებიან. ამ უკანასკნელთ კი მუდამ თან სდევთ შესაბამისი სტრუქტურების რაოდენობრივი ზრდა. აქედან გამომდინარე ლთ-ის მორფოლოგიურ საფუძველად უნდა ჩაითვალოს მოქმედი სტრუქტურების ამორჩევითი ჰიპერპლაზია.

ლაზერის პათოგენეტიკური მოქმედების მექანიზმები დაბალინტენსიური ლაზერების გამოყენება მედიცინის სხვადასხვა სფეროში განპირობებულია იმით, რომ მათი გავლენით გამოწვეული პირველადი ფოტობიოლოგიური რეაქციები ორგანიზმში იწვევენ

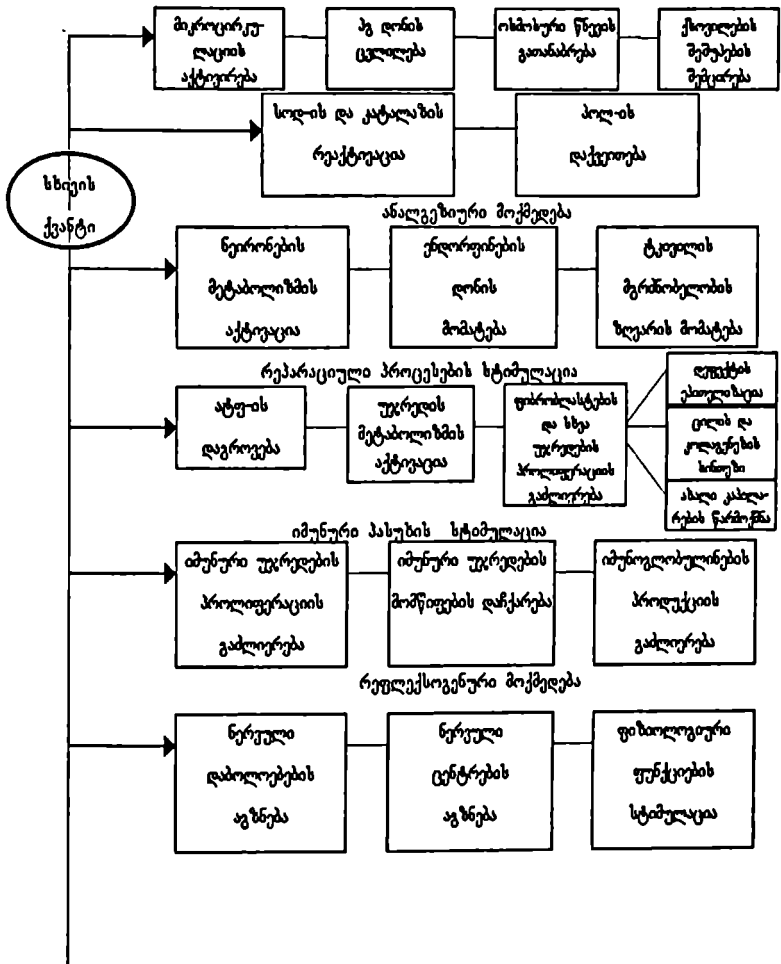
მრავალფეროვან საპასუხო ბიოქიმიურ და ფიზიოლოგიურ რეაქციებს. მეორადი ეფექტები წარმოდგენილია ადაპტაციური და კომპენსატორული რეაქციების კომპლექსებით, რომლებიც თან მოსდევენ გამოსხივების პირველად ეფექტებს ქსოვილებში, ორგანოებში და ზოგადად მთელ ორგანიზმში და მოწოდებული არიან აღდგენითი პროცესების სტიმულირებისათვის.

დილთ-ის ადგილობრივ ძემოქმედებას განაპირობებს ანთების ყველა კომპონენტის — ექსუდაციის ალტერაციის, პროლიფერაციის მოდიფიკაციას. დასხივების მომენტიდანვე თავდაპირველად ადგილი აქვს ქსოვილის სისხლძარღვების მოკროცირკულატორული კალაპოტის დილატაციას, აგრეთვე სისხლის მიმოქცევის გააქტივებას შემდგომში ვაზოკონსტრიქტორული რეაქციით (ყ.ფალავა 1988)

ტოშიროს და რ.კალდერჰედის (1998) აზრით, ლაზერული გამოსხივება არ წარმოადგენს თერაპიულ საშუალებას, არამედ იგი აღმოფხვრის იმ დისბალანსს ცნს-ში, რომელიც აფერხებს ტვინის სანოგენეტიკურ ფუნქციას.

ეს პროცესი ზორციელდება ქსოვილების ფოტობიოაქტივაციის საფუძველზე, რომელიც მიმართულია მათი მეტაბოლიზმის და ფუნქციის როგორც გაძლიერებისაკენ, ასევე დათრგუნვისაკენ იმისდა მიხედვით, თუ როგორია მათი საწყისი მდგომარეობა, რასაც საბოლოოდ მოსდევს პათოლოგიური პროცესის დათრგუნვა, ორგანიზმის ფუნქციის ნორმალიზება, ტვინის მარეგულირებელი ფუნქციის აღდგენა. ლაზერული თერაპია საშუალებას იძლევა აღადგინოს ორგანიზმის სისტემური წონასწორობა უმტკივნეულოდ და არაინვაზიურად.

ანთების საწინააღმდეგო მოქმედება



დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივება იწვევს პროსტაგლანდინების (E და F) პროდუქციის გაძლიერებას, რამდენიმე დღეში PGE_2 -ის დონის დაცემას და PGF_2 -ის მომატებას. ცნობილია, რომ პროსტაგლანდინები ასრულებენ სხვადასხვა ფუნქციას უჯრედულ, უჯრედშორის და მემბრანულ დონეზე, კატალიზატორების ფუნქციას მეტაბოლიზმის სხვადასხვა პროცესში, მონაწილეობენ ეფერენტული იმპულსების გადატანაში. იზრდება ენკეფალინების და ენდორფინების პროდუქცია, რომლებთან ძირითადად დაკავშირებულია ანალგეზიური ეფექტი. კანზე ლაზერის მოქმედებისას გამოსხივების გავლენას განიცდიან სისხლი და ლიმფა, ამიტომ ადგილობრივ დასხივებას აქვს სისტემური ზემოქმედების ეფექტი.

მრავალრიცხოვანი ექსპერიმენტული გამოკვლევების საფუძველზე, როგორცაა: ჟანგვითი რეაქციების ძირითადი საკვანძო მექანიზმების შესწავლა, სუბსტრატული ფოსფორილირების, სხვადასხვა ორგანოთა უჯრედებში ტრანსმემბრანული, სატრანსპორტო პროცესების ინტენსივობის განსაზღვრა ლაზერის გავლენით და აგრეთვე კლინიკური გამოკვლევებით, ნათელი გახდა, რომ ფოტოაქტივაციის პროცესი ზორციელდება ადაპტაციის მექანიზმებით. როგორც წესი, დაბალინტენსიური ლაზერის მოქმედებისას ადაპტაციური ცვლილებები ორგანიზმში მიმდინარეობს მხოლოდ მრავალჯერადი, მაგრამ არახანგრძლივი დასხივებისას. მათ თან სდევს ადგილობრივი სისხლმომარაგების გაძლიერება, ერითროპოეზის გააქტივება, სტრუქტურული ცილების და ფერმენტების სინთეზის დაჩქარება, უჯრედებში ენერგეტიკული ცვლის გაძლიერება, ქსოვილებში მიკროცირკულაციის და ტროფიკის გაუმჯობესება,

იმუნოსტიმულაცია, რეგულირების მექანიზმში
დისბალანსის აღაგება და ნეიროტროპული ზემოქმედება.

ლაზერის მუტაგენური ეფექტი

ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ბიოლოგიურ ობიექტებზე ზემოქმედების, მის საპასუხოდ ცოცხალი ორგანიზმის რეაქციათა მექანიზმების ახსნა თანამედროვე მედიცინისა და ბიოლოგიის ერთ-ერთი აქტუალური პრობლემაა. ლაზერის მოქმედების მრავალფეროვნება დაკავშირებულია ორგანიზმის საპასუხო მექანიზმთან ლაზერის გამოსხივების მიმართ (ვ.ეგოროვი და სხვ 1992, ლ.გუსევი და სხვ).

ავტორთა ჯგუფის მიერ ექსპერიმენტულად დამტკიცებულია, რომ დაბალინტენსიური ლაზერი უჯრედის გენეტიკურ აპარატზე ზემოქმედებს უხეში სტრუქტურული დარღვევების გარეშე და აქვს გენების მამოდიფიცირებელი მოქმედება, რაც გამოიხატება ცალკეული გენების აქტივაციასა და ინჰიბირებაში, რომელსაც არ მიეყავართ დნმ-ის მოლეკულაში რაიმე სერიოზულ დარღვევებზე (გ.ბრილი 2002). დაბალინტენსიური ლაზერით (660 ნმ , $11,5$ და 23 ჯ/სმ^2) დასხივებულ ლაბორატორიულ ცხოველში დაფიქსირდა ადაპტაციური დამცველობითი პასუხი მაიონიზებელი რადიაციის მიმართ, ანუ შემცირდა ქრომოსომული აბერაციების სიხშირე (კ.ჯოისი 1999). დილ-ით მოქმედებისას წინასწარ მონიშნულ უჯრედებში მაიონიზებელი რადიაციის ზემოქმედების შემდეგ ასეთი პასუხი

არ აღინიშნა. სტატიის ავტორთა აზრით, არსებობს დილ-ის რაღაც კრიტიკული დოზა, რომლის ქვემოთ რადიოადაპტაციური ეფექტი აღარ არის და მხოლოდ ლაზერით დასხივება არ ცვლის აბერაციათა სიხშირეს კონტროლთან შედარებით. სხვა ავტორთა მოსაზრებით ლაზერით დასხივების შედეგად შესაძლებელია ქრომოსომულ დაზიანებათა გამოწვევა, ქრომოსომის ნაწილის დელეცია. ქრომოსომის გრძელი მხრის ირადიაციის დროს სულ მცირე 1000 მიკროჯოულით კვადრატულ მკმ-ზე წამის 10^{-6} -ში ჩნდება ნაპრაღი დიამეტრით 0,25- დან 1 ნმ-მდე. ასევე, ლაზერის სხივის ზემოქმედებით შეიძლება მონიშნული ქრომოსომის უჯრედიდან გადაადგილება. მაგ: თუ ქრომოსომის კინეტოქორის რეგიონი სხივდება მეტაფაზის სტადიაზე ლაზერის იმავე პარამეტრებით, დასხივებული ქრომოსომა გამოაკლდება მიტოზურ თითისტარას, ამოვარდება მეტაფაზური ფირფიტიდან და გადაადგილდება ციტოპლაზმაში ან ინკორპორირდება სხვა უჯრედში. აქედან გამომდინარე, შეიღეულ უჯრედებს შეიძლება აღმოაჩნდეთ ნორმალურ ქრომოსომულ კომპლექტზე ერთით ნაკლები ან მეტი ქრომოსომა (მ.ბერნსი 1999). სხვა ავტორი აღნიშნავს დნმ-ის დაზიანებას ექსიმერული ლაზერით (ტალღის სიგრძე 193 და 248 ნმ, დოზა 70 ჯ/სმ²) მოქმედებისას ადამიანის კანის ფიბრობლასტების კულტურაზე. კერძოდ, დოზა-დამოკიდებული ზრდა მიკრონუკლეუსის სიხშირისა აღინიშნა ლაზერით დასხივებიდან 48 და 72 სთ-ში (დ.რიმოლდი 1991). ცხერის პარიფერიული სისხლის მონონუკლეარულ უჯრედებზე 36 ლაზერით დასხივებისას (632,8

ნმ) აღინიშნა შეიღებულ ქრომატიდთაშორისი
 გაცვლების მატება საკონტროლოსთან
 შედარებით დოზის ზრდასთან ერთად 24ჯ/სმ^2 –
 მდე (ქ.ოკანა 1997). ჩინური ზაზუნას უჯრედებში
 აღინიშნა ქრომოსომული და ქრომატიდული
 აბერაციები ექსიმერული ლაზერით იმპულსური
 დასხივების შედეგად (ტალღ. სიგრძე 308 ნმ,
 დოზები $2,5 \times 10(7) \text{ჯ/მ}^2$ და $1,7 \times 10(8) \text{ჯ/მ}^2$)
 (პ.ვირსიკ-პეუკეტი 1993). ექსპერიმენტში,
 რომელშიც დროზოფილას ორ სახეობაზე
 იმოქმედეს დაბალინტენსიური ლაზერით (ტალღ.
 სიგრძე 0,628 მკმ და 0,8 მკმ, სიმძლავრე 100
 მეტ/სმ², ექსპოზიცია 3 და 30 წთ), გამოვლინდა
 წითელი ლაზერის სხივის პროტექტორული,
 ხოლო ინფრაწითელი სხივის მუტაგენური
 ეფექტი, 193 ნმ ექსიმერული ლაზერით ჩინური
 ზაზუნას უჯრედული ხაზის და ადამიანის
 ფიბრობლასტების კულტურის დასხივებისას
 აღმოჩნდა კლასტოგენური ეფექტი დასხივებული
 არის მეზობელ სტრუქტურებში (ე.გებჰარტი 1990).
 წითელი ლაზერის (660 ნმ, 12 მეტ, 5 კპც, დოზა
 2-დან 20 ჯ/სმ^2 -მდე) ზემოქმედებით
 ძუძუმწოვართა სისხლის უჯრედებზე არ
 დაფიქსირდა შესამჩნევი ციტოტოქსიური ან
 გენოტოქსიური ეფექტი (ი.ლოგანი 1995). სხვა
 ექსპერიმენტში, რომელშიც 36 ლაზერით
 იმოქმედეს ინტაქტურ და რენტგენის სხივებით
 წინასწარ დასხივებულ თაგვებზე, სხვადასხვა
 ჯგუფში მიიღეს განსხვავებული შედეგები:
 თაგვების იმ ჯგუფში, რომელზეც იმოქმედეს
 წითელი ლაზერის უწყვეტი სხივით (632,8 ნმ, 2,5
 მეტ, სიმძლავრის ნაკადის სიმკვრივე $9,7 \text{ მეტ/სმ}^2$,
 დოზა $2,4 \text{ ჯ}$, ექსპოზიცია 2, 3, 6 და 9 წთ)

მიიღეს აბერაციების რიცხვის ზრდა (აცენტრული ფრაგმენტები, დიცენტრული ხიდაკები,) დოზის ზრდის შესაბამისად; ასეთი (დოზასთან დაკავშირებული) ეფექტი ირღვევა, თუ გამოსხივება იმპულსურია. რაც შეეხება ლაზერისა და რენტგენის სხივით დასხივებულ თაგვთა ჯგუფებს, აღინიშნა მუტაგენური ეფექტის სტატისტიკურად სარწმუნო კლება იმ ჯგუფში, რომელიც ლაზერით ზემოქმედებამდე წინასწარ (2 სთ-ით ადრე) იყო დასხივებული რენტგენის სხივებით (დოზა 3,5 გრეი). თაგვების იმ ჯგუფში კი, რომელიც რენტგენის სხივის ზემოქმედებამდე 2 სთ-ით ადრე სხივდებოდა ლაზერით, არ შეიცვალა რადიაციული დაზიანების ხარისხი. მსგავსი შედეგი განმეორდა, როცა ლაზერით დასხივების უწყვეტი რეჟიმი შეიცვალა იმპულსურით. ამ მონაცემების მიხედვით ლაზერის წითელ სხივს შეუძლია რეპარაციული პროცესის სტიმულირება მხოლოდ რადიაციული დაზიანების შემდეგ. მისი პროფილაქტიკური, დამცველობითი ეფექტი კი არ გამოვლინდა (ნ.სამოხვალოვა 1987). მსგავსი შედეგებია მიღებული ექსპერიმენტებში (თ.კარუ 1994), რომელთა მიხედვითაც ქსოვილების მონიშვნა 36 ლაზერით აქვეითებს მგრძნობელობას რენტგენის სხივების მიმართ; ასევე, ავტორთა სხვა ჯგუფის გამოკვლევის მიხედვით აღმოჩნდა, რომ ჩინური ზაზუნას ფიბრობლასტების 36 ლაზერით დასხივება (დოზით 45 ჯ/სმ²) , ზრდის გადარჩენილი უჯრედების რიცხვს რენტგენის სხივის 1-8 გრეით დასხივების შემდეგ (მ.ნაკაიამა 1983) უფრო მოგვიანებით კარუმ და სხვ(1994) დაადგინეს

რომ 36 სხივის 1 ჯ/სმ²-ით წინასწარი დამუშავება ზრდის გამა-ირადიაციის შემდეგ გადარჩენილი უჯრედების რიცხვს. კარუ იყენებდა 0,2-დან 10 გრემდე ირადიაციას, მაგრამ რადიოდაპტაცია დაფიქსირდა შედარებით მაღალ (5-10 გრემ) დოზაზე. ლებედევას (1990) მიერ ჩატარებულ ექსპერიმენტში თეთრ თაგვებზე, როდესაც ახდენდნენ მათი რქოვანის დასხივებას ულტრაიისფერი ლაზერით შემდეგი პარამეტრებით: ტალღ. სიგრძე 193, 223 და 248 ნმ, სიმძლავრე 5-დან 10 მეტ-მდე. ტალღის სიგრძესთან დამოკიდებულების მიხედვით, ზემოქმედებიდან 10 სთ-ში მოიმატა აცენტრული ფრაგმენტების რიცხვმა. აცენტრული ფრაგმენტები განლაგდნენ ეკვატორული ფირფიტის გარეთ, რაც უფრო მეტად დამახასიათებელია სპონტანური მუტაგენეზისთვის. ამიტომ ვარაუდობენ, რომ ლაზერმა გამოიწვია ქრომოსომათა სპონტანურის მსგავსი გაწყვეტები. ინდუცირებული პროცესი მალევე ჩაქრა, რადგან დასხივებიდან 72 სთ-ში აცენტრული ფრაგმენტების რიცხვი ნორმას დაუბრუნდა. ტალღის სიგრძესთან დამოკიდებულობით სხვადასხვაა აბერანტული უჯრედების პროცენტი: 11,7%- 248ნმ-სათვის, 5,5%- 223 ნმ-სათვის და 2,6%-193 ნმ-სათვის, 1 ჯ/სმ²-ზე. ეს მაჩვენებელი დაახლოებით 4-ჯერ მეტია ულტრაიისფერი სხივის (254-280 ნმ ტალღ. სიგრძის) მოქმედების ეფექტთან შედარებით, რაც ადასტურებს ლაზერის ზემოქმედების შედეგად ბირთვული სტრუქტურების დაზიანების ახალი მექანიზმების ჩართვას. ეს შეიძლება დაკავშირებული იყოს ლაზერისთვის

დამახასიათებელ ტემპერატურულ ეფექტთან. ცნობილია, რომ ტემპერატურის ცვლილებას შეუძლია ქრომოსომათა გადანაცვლება გამოიწვიოს.

ლაზერის სხივით ახდენენ სხვადასხვა ბიოლოგიურ მანიპულაციებს, როგორცაა მონიშნული უჯრედის მოკვეთა, მოცილება და მოლეკულურ-გენეტიკური მანიპულაციები: გენეტიკური ტრანსფორმაცია და ქრომოსომათა დისექცია. ამ მეთოდით ლაზერის სხივის სპირალებით შესაძლებელია ფერმენტებისა და სხვა მიკროსკოპული ობიექტების ბრუნვა. მათზე მანიპულირებით მეცნიერებს შეუძლიათ ჩაერიონ უჯრედის დაყოფის დროს შვილეულ უჯრედებს შორის ქრომოსომათა გადანაწილების ნატიფ მექანიზმში. აღნიშნული ექსპერიმენტი ჩატარდა თეთრი ლაბორატორიული თაგვის ქრომოსომებზე.

ლაზერის ზემოქმედებით გამოიწვიეს ქრომოსომათა სტრუქტურული გარდაქმნები ხახვის უჯრედებში (ტალღ. სიგრძე 632,8 ნმ, სიმძლავრე 2 და 14 მვტ, იმპულსური რეჟიმი). დოზა იცვლებოდა 0,5-დან 13 ჯ/სმ²-მდე, რომლის ზრდის შესაბამისად სტრუქტურული აბერაციების რიცხვმაც იმატა საკონტროლოსთან შედარებით. ავტორები ამის მიზეზად თვლიან ლაზერის მიერ უჯრედული მეტაბოლიზმის დარღვევას (ბ.რაბკინი 1988).

ლაზერის აბსორბციამ შეიძლება გამოიწვიოს ეიბრაციული ან კონფორმაციული ცვლილებები, რომელსაც მიეყავართ დნმ-ის დაზიანებამდე ან დნმ-ის რეპარაციული პროცესის დარღვევამდე. ლაზერმა შეიძლება გამოიწვიოს (როცა მას შთანთქავს მიტოქონდრიის ციტოცრომები) ოქსიდაციური ფოსფორილირების სუპრესია,

შედეგად ატფ-ის ფორმირების დაქვეითება, რეპარაციული პრიცესების დათრგუნვა.

რაუნდსმა და სხვ. წარმოადგინეს ქრომოსომული აბერაციების მატების ფაქტი წითელი ლაზერის მოქმედებით (დიცენტრიკები და ქრომატიდული გაწყვეტები, ქრომოსომათა რაოდენობის შემცირება). მსგავსი შედეგების შესახებ შრომების ავტორები არიან ლიტვინი და გლიუ და პაული.

თბილისის სახელმწიფო სამედიცინო უნივერსიტეტის სამედიცინო რეაბილიტაციის და სპორტული მედიცინის კათედრისა და გენეტიკის განყოფილების ერთობლივი მუშაობით შესწავლილ იქნა წლ-ის და იწლ-ის მუტაგენური გავლენა ლაბორატორიული თაგვის ძვლის ტვინის ქრომოსომებზე (ა.გოგელია 2004).

ციტოგენეტიკური მეთოდის ობიექტი შეიძლება იყოს დაყოფადი სომატური, მეიოზური, ინტერფაზური უჯრედები. ძვლის ტვინს, სათესლე ჯირკვლის ქსოვილს და ქორიონს აქვთ საკმარისი მიტოზური ინდექსი იმისათვის, რომ ეს ქსოვილები გამოყენებულ იქნას ციტოგენეტიკური მიზნებისათვის. უფრო ინფორმატიული არის ქსოვილოვანი კულტურების შესწავლა.

მღრღნელების ძვლის ტვინი წარმოადგენს შედარებით მოსახერხებელ ობიექტს რუტინული ციტოგენეტიკური გამოკვლევების ჩასატარებლად, რაც დაკავშირებულია სპონტანური ქრომოსომული აბერაციების დაბალ დონესთან, მაღალ პროლიფერაციულ აქტივობასთან და პრეპარატების მომზადების სწრაფ და მარტივ ხერხებთან. ძვლის ტვინის უჯრედების მეტაფაზური ანალიზი საშუალებას იძლევა ცალ-ცალკე დარეგისტრირდეს სტრუქტურული და რაოდენობრივი ქრომოსომული დარღვევები.

საექსპერიმენტო ცხოველების ცალკეული ჯგუფები სხივდებოდნენ დისტანციური, კონტაქტური და კომბინირებული მეთოდებით.

დისტანციური მეთოდით დასხივდა თავგების 2 ჯგუფი: I ჯგ. დასხივდა წითელი ლაზერით (ტალღის სიგრძე 0,63 მკმ, სიმძლავრე 3-5 მკტ, სიხშირე 150-200 ჰც); II ჯგუფი კი კომბინირებულად: წითელი (ზემოთ აღნიშნული პარამეტრებით) და ინფრაწითელი (ტალღ.სიგრძე 0,89, იმპულსური, სიმძლ.15 მკტ, სიხშ. 2000 ჰც).თითოეულ ჯგუფში დასხივდა 30-30 თავგი. დასხივება ხდებოდა ჯგუფურად. თავგები მოთავსებული იყვნენ შავი ფერის ყუთში (სინათლის დანაკარგის შესამცირებლად).

მწვავე ცდებში დაბალინტენსიური ლაზერის სუბმაქსიმალური დოზებითა და ექსპოზიციით დასხივებული ლაბორატორიული თავგების გარკვეული ნაწილი იკვლებოდა ბოლო დასხივებიდან 72 სთ-ში, ქრონოკულ ცდებში— კი ბოლო დასხივებიდან 30 დღის შემდეგ. საცდელი და საკონტროლო ჯგუფში შემავალი თავგები იკვლებოდა ერთდროულად.

ძვლის ტვინის უჯრედების ქრომოსომული პრეპარატები მზადდებოდა ფორდის მეთოდით (ფორდი, ვულამი, 1963). მხედველობაში იყო მიღებული დარღვევათა შემდეგი ტიპები: ანეუპლოიდია, აცენტრული ფრაგმენტები, გეპები და ქრომოსომათა ნაადრევი დაცილება.

დასხივებული თავგების ნაწილი (10 თავგი) იკვლებოდა 5 სეანსის შემდეგ, მეორე -10 თავგი 10 სეანსის შემდეგ, დარჩენილი 10 თავგი კი იკვლებოდა ბოლო დასხივებიდან 30 დღეში მოგვიანებითი ეფექტის შესასწავლად.

კონტაქტური მეთოდით დასხივდა თავების 3 ჯგუფი:

I ჯგ. წითელი სხივით (ტალღ.სიგრძე 0.63 მკმ, სიძლ. 18 მკტ, სიხშ.150-200 ჰც.)

II ჯგუფი— ინფრაწითელი სხივით (ტალღ.სიგრძე 0,85 მკმ, სიძლავრე— 70 მკტ, სიხშირე — 80 ჰც.

III ჯგუფი —ინფრაწითელი სხივით (ტალღ.სიგრძე 0.89 მკმ, 25 მკტ (იმპულსური, მაგნიტური საცმით), სიხშ. 2000 ჰც.).

I და II ჯგუფში სხივდებოდა 15-15 თავი. პირველი კვირის (5 დღის) მანძილზე ექსპოზიცია იყო 10 წთ, კვირის ბოლოს იკვლებოდა 5 თავი, მეორე კვირისთვის ექსპ. იზრდებოდა 20 წუთამდე, კვირის ბოლოს ასევე იკვლებოდა 5 თავი (10-დღიანი დასხივება), მესამე კვირაში ექსპოზიცია ხდებოდა 30 წთ და კვირის ბოლოს იკვლებოდა დარჩენილი 5 თავი (15-დღიანი დასხივება).

III ჯგუფში სხივდებოდა 30 თავი აღწერილი სქემის მიხედვით. მათგან 5-5 თავი იკვლებოდა I, II და III კვირის ბოლოს (სულ 15 თავი), დარჩენილი 15 თავი კი ბოლო დასხივებიდან 30 დღის შემდეგ ანუ ამ ჯგუფის თავებში ვიკვლევდით მოგვიანებით შედეგებსაც.

დასხივება ხდებოდა ზურგის ტვინის არეში „კანზე კომპრესიით.

კომბინირებული (ერთდროულად წითელი და იწლ) მეთოდით დასხივდა 20 თავი. ცხოველები სხივდებოდნენ შემდეგი სქემით: 10 თავი დასხივდა ჯერ წითელი ლაზერით (0,63 მკმ, 18 მკტ), ხოლო შემდეგ ერთდროულად ინფრაწითელი (0,85 მკმ, 80 ჰც, 50 მკტ) და წითელი (0,63 მკმ, 5 მკტ) ლაზერით, თითო წუთის განმავლობაში. ყველა თავი დაიკლა კვირის ბოლოს. დასხივება ტარდებოდა ლაზეროთერაპიული

აპარატი „ადექტი“, რომელიც არის ორარხიანი და სამტალღიანი.

წითელი (0,63 მკმ) და ინფრაწითელი (0,85 მკმ) დაბალინტენსიური ლაზერების სუბმაქსიმალური დოზების ციტოგენეტიკური ეფექტების შედარებითი ანალიზის ჩატარების მიზნით თავგები დასხივდნენ კონტაქტური მეთოდით. სეანსთა რაოდენობა შეადგენდა 5, 10 და 15 დღეს, ექსპოზიცია კი 10, 20 და 30 წთ-ს. სულ დასხივდა 18 თავგი.

მიღებული შედეგების ანალიზმა აჩვენა, რომ აბერაციებმა იმატა ორივე ტიპის ლაზერით ზემოქმედების შედეგად, თუმცა ეს რიცხვი შედარებით დაბალია წითელი ლაზერისათვის. ასევე გამოიკვეთა აბერაციათა სიხშირის სეანსთა რაოდენობასა და ექსპოზიციასთან პირდაპირი დამოკიდებულება.

უნდა აღინიშნოს, რომ წითელი ლაზერის სუბმაქსიმალური დოზებით 10 წთ-იანი დასხივება 5 დღის მანძილზე არ ცვლის აბერაციათა რიცხვს საკონტროლო მაჩვენებელთან შედარებით. გამოიკვეთა, რომ ორივე ტიპის ლაზერისათვის (სუბმაქსიმალური დოზები) აბერაციათა სიხშირე იზრდება 10 სეანსის შემდეგ: წლ-ის დროს -8,76% და იწლ-ის დროს -10,1%. უფრო ხშირია რაოდენობრივი დარღვევები - ანეუპლოიდია, სტრუქტურული დარღვევებიდან აღინიშნა აცენტრული ფრაგმენტები, გეპები, ქრომოსომათა ნაადრევი დათიშვა.

აბერაციათა რიცხვის ზრდა შეინიშნება დასხივების ხანგრძლივობის (სეანსთა რაოდენობის მატებასთან ერთად). დარღვევათა დიდი წილი მოდის ანეუპლოიდიაზე, კერძოდ კი ჰიპოპლოიდიაზე. სტრუქტურული დარღვევები გამოიხატა აცენტრული ფრაგმენტებითა და გეპებით. ასეთი შედეგები შეიძლება

გამოწვეული იყოს დილ-ის მიერ უჯრედული ციკლის დარღვევით ან ნუკლეინმჟავათა რეპარაციული პროცესების დათრგუნვით, რაც თავის მხრივ არის ლაზერის სხივის ფოტონების შესაძლო მიკროთერმული, ვიბრაციული და კონფორმაციული, ან კიდევ ძლიერ ელექტრომაგნიტური ველის მოქმედების შედეგი (მ.ნაკაიამა 1983).

ტალლის სიგრძის როლი ლაზეროთერაპიის პროცესში ლაზეროთერაპიის დროს ტალლის სიგრძის არჩევანი მრავალი ფაქტორით განისაზღვრება. ამის დასტურია სხვადასხვა სიგრძის ტალლის ლაზერზე ჩატარებული ექსპერიმენტული და კლინიკური გამოკვლევები. განსაკუთრებით საინტერესო მონაცემები აქვს მიღებული ტ.კარუს (1989), რომელმაც შეისწავლა უჯრედებში დნმ-ის და რნმ-ის აქტივაცია მათზე 0,316-დან 0,860 მკმ-მდე სიგრძის ტალლის სხივის ზემოქმედებისას. მიღებულმა შედეგებმა დაადასტურა, რომ დნმ-ის მაქსიმალური სინთეზი აღინიშნება 0,4, 0,68, 0,76 და 0,82 მკმ სიგრძის ტალლების მოქმედების შედეგად. რნმ-ის სინთეზის მაქსიმალური სტიმულაცია მიიღწეოდა 0,4; 0,615; 0,68; 0,78 და 0,82 მკმ სიგრძის ტალლების მოქმედებისას. სინთეზური პროცესების მაქსიმალური ზღვარი მიიღწევა 0,76-0,78 მკმ სიგრძის ტალლის მოქმედების საპასუხოდ. ტალლის სიგრძის ამ დიაპაზონში აღინიშნება მოლეკულური კანგადის შთანთქმის მაღალი მაჩვენებელი, რის საფუძველზე ეს დიაპაზონი შეიძლება ჩაითვალოს ლაზეროთერაპიის საუკეთესო ეფექტად. ჯ.დიაფერიაშ (1994) ამ დიაპაზონის ტალლის მოქმედების ეფექტი

სხვა დიოდურ ლაზერებთან შედარებით დაადგინა სპორტსმენებში ტკივილის სინდრომის შესწავლისას.

ყურადსაღებია ის ფაქტი, რომ იწლ-ის ახლო დიაპაზონში არსებული სხივი უფრო ღრმად და მაქსიმალურად შეიღწევა ქსოვილში და უფრო ნაკლებად შთაინთქმება მელანინით, ჰემოგლობინით, წყლით და ქსოვილის სხვა კომპონენტებით, ვიდრე სხვა სპექტრალური დიაპაზონის სხივით მოქმედების დროს. აქედან დასკვნა ზედაპირული დაზიანების დროს უფრო ეფექტურია ჰელინეონის ლაზერი ან წითელი გამოსხივება, ხოლო უფრო ღრმად მდებარე სტრუქტურებზე ზემოქმედებისათვის უმჯობესია ნახევარგამტარული ინფრაწითელი გამოსხივების გამოყენება.

წითელი და ინფრაწითელი ლაზერული გამოსხივების ბიოლოგიური ზემოქმედების შედეგების შედარებისას ექსპერიმენტულად დადასტურდა, რომ ვენურ სისხლში ინფრაწითელი გამოსხივება ავლენს ნაკლებად გამოხატულ ჰიპოკოაგულაციურ ეფექტს, ვიდრე 0,63 მკმ სიგრძის ლაზერი. იწლ-ის მოქმედების მექანიზმი (0,8-1,3 მკმ) განისაზღვრება მისი ქვანტების დაბალი ენერგიით (0,95 ევ 1,3 მკმ სიგრძის ტალღისათვის), რომელსაც არ აქვს შესამჩნევი ფოტოქიმიური მოქმედების ეფექტი.

გამოსხივების ენერგია, შთაინთქმება რა ბიოქსოვილების მიერ, თითქმის მთლიანად გარდაიქმნება მოლეკულების რხევით ენერგიად, რომელიც საკმარისია ფერმენტების აქტივაციისათვის და ასრულებს ტრიგერების როლს უჯრედებში ფიზიოლოგიური რეაქციების ამოქმედების პროცესში. აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ "თერაპიული კორიდორის" მასშტაბი

ინფრაწითელი ლაზერული გამოსხივებისათვის უფრო დიდია, ვიდრე წითელი ლაზერისათვის.

დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივების მოქმედების ეფექტი ბიოქსოვილებზე დამოკიდებულია არა მხოლოდ ტალღის სიგრძეზე, არამედ სხივური ნაკადის დოზაზე და ინტენსიობაზე. მისი მოქმედება ატარებს სასიგნალო ხასიათს და გულისხმობს ტრიგერული მექანიზმების ამოქმედებას. ორგანიზმის საპასუხო რეაქცია ლაზერულ გამოსხივებაზე ეს არის ინტეგრალური სისტემური რეაქცია, რომელიც მოიცავს ორგანოების ცვლილებებს უჯრედულ, ქსოვილოვან, ორგანულ და სისტემურ დონეზე.

დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივების თერაპიული დოზის განსაზღვრა

ლაზერული გამოსხივების თერაპიული დოზის დადგენა ერთ-ერთი საკვანძო საკითხია. ექსპერიმენტული მონაცემების მიხედვით ორგანოებში ბიომასტიმულირებელი ეფექტი მიიღწევა 0,1-200 მკტ/სმ² ენერგეტიკული გამოსხივებით.

ლაზერული გამოსხივების ინტენსიობა სხივური ენერგიის სიმძლავრის ის სიდიდეა, რომელიც შეიქმნება დასხივებული უბნის ერთეულ ფართობზე და განისაზღვრება ფორმულით $W=P/S$, სადაც W არის ენერგოგამოსხივების სიდიდე, P გამომსხივებლის გამოსავალი სიმძლავრე მკტ-ში (რომელსაც არეგულირებს ექიმი); S ობიექტზე დაცემული შუქის ლაქის დიამეტრი. შუქოვანი ლაქა მრგვალი ან

ოვალურია, ამიტომ მისი ფართობი განისაზღვრება ფორმულით $S=\pi D^2/4$, სადაც D არის ლაქის დიამეტრი.

უჯრედების და ქსოვილების ბიოსტიმულაცია თავისი არსით ემორჩილება ფიზიოლოგიის კანონს, რომლის მიხედვითაც მასტიმულირებელი დოზა სტიმულირების ხარისხზეა დამოკიდებული. აღზნების ზღვრული სიდიდის მიღწევის შემდეგ მასტიმულირებელი ძალის მომატების პარალელურად შეიმჩნევა უჯრედების და ქსოვილების საპასუხო რეაქციის გაძლიერება და რეაქციის მაქსიმუმის მიღწევა.

რეაქციის მაქსიმუმის მიღწევის შემდეგ სტიმულაციის ძალის შემდგომი მომატება იწვევს რეაქციის დონის დაწევას, ანუ სიდიდით მეტი სტიმულაცია იწვევს ორგანოების ნაკლებად გამოხატულ საპასუხო რეაქციას. სტიმულაციის ძალის შემდგომ მომატებას მოჰყვება უჯრედული რეაქციის დათრგუნვა, ქსოვილებში ვითარდება რეაქციის შეკავება ან პარაბიოზის მდგომარეობა.

ორგანიზმის რეაქცია ერთნაირია გარეშე გამღიზიანებლის როგორც ერთჯერადი, ასევე მრავალჯერადი მოქმედების შედეგად. თავდაპირველად ცვლილებები ვითარდება ნერვულ-რეფლექსური რეაქციების დონეზე, შემდგომ უკვე ერთგვებიან სხვა, უფრო ინერტული ფიზიოლოგიური მექანიზმები.

დაბალინტენსიური ლაზერის დოზა წარმოებული სიდიდეა და იგი მთლიანად დამოკიდებულია ლაზერული გამოსხივების პარამეტრებზე, რომელთაც არეგულირებს ექიმი ან ოპერატორი. ამ პარამეტრებს მიეკუთვნება სიმძლავრე და ექსპოზიციის დრო.

დასხივების დოზა განისაზღვრება ფორმულით:

$$D=P \cdot t = 1 \text{ dn } 1 \text{ ov} = 1 \text{]}$$

სადაც P არის სიმძლავრე ვატებში; t ექსპოზიციის დრო წმ-ში. დოზა კი გამოიხატება ჯოულებში. დოზის ნორმირებისათვის გამოიყენება მისი შეფარდებითი სიდიდე 1 სმ^2 ფართობზე.

$$D = P/S \cdot t = 1 \text{ დნ\$} 1 \text{ cv}^2 \quad 1 \text{ ov} = 1 \text{ J/cv}^2$$

იმისათვის, რომ ექიმებს გაუადვილდეს მუშაობა, ცხრილებში წარმოდგენილია დოზები როგორც უწყვეტი, ასევე იმპულსური რეჟიმით მუშაობისათვის.

სხივის შეღწევადობის მაქსიმალური სიღრმე ქსოვილებში შეინიშნება 0,3-დან 1,3 მკმ სიგრძის ტალღების მოკმედებისას. ორგანიზმის რეაქციის მაქსიმალური დონე მცირე დოზებით შეიძლება იყოს მიღწეული იმპულსური და მოდულირებული გამოსხივების გამოყენებისას. ლაზერული გამოსხივების ოპტიმალური დოზის გადამეტებისას ორგანიზმში ადგილი აქვს დისფუნქციურ და დესტრუქციულ მოშლილობებს.

დაბალინტენსიური ლაზერით მკურნალობის პროცესშივე მდგენლობა სამკურნალო ეფექტი: ტკივილის ინტენსიობის შემცირება, ანთებითი პროცესების უკანსვლა, ღრმა კუნთების სპაზმის მოხსნა. ამ პროცესებს საფუძვლად უდევს სისხლის და ლიმფის მიმოქცევის აქტივაცია, ბიოლოგიური მემბრანების განვლადობის ნორმალიზაცია, ნივთიერებათა ცვლის გაძლიერება, ნერვული, ენდოკრინული და იმუნური სისტემების ფუნქციის სტიმულაცია. ეს რეაქციები ვლინდებიან განსხვავებული ხარისხით და მდგენლობიან მეტ-ნაკლებად სწრაფად, ზოგჯერ ერთის, ზოგჯერ მეორეს დომინირებით.

ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი საკითხია ინფრაწითელი ლაზერის სიხშირის ოპტიმალური პარამეტრების შერჩევა იმპულსური რეჟიმით მუშაობის

დროს. იმპულსების სიხშირის ცვლილებით შეიძლება დარეგულირდეს გამოსხივების საშუალო სიმძლავრე ანუ ენერგეტიკული ზღვარი. ცნობილია, რომ ორგანიზმში მიმდინარე ყველა პროცესი განსაზღვრული რითმით მიმდინარეობს. ამიტომ სამკურნალო მიზნით გამოყენებული სიხშირეები, იქნება ეს იმპულსური თუ მოდულირებული, უნდა შეესაბამებოდნენ ენდოგენურ რითმებს.

მწვავე, ტკივილით გამოხატული პათოლოგიური პროცესების დროს (მწვავე რადიკულიტი, ნევრალგიები და სხვ.) ჩვეულებრივ ტარდება დამზოგველი იმპულსური დასხივება - 4-5 ვტ სიმძლავრით და 150-1500 ჰც სიხშირით. შემდეგ სიმძლავრეს ვზრდით 5-დან 10 ვტ-მდე. აუცილებელია გვახსოვდეს: რამდენადაც მწვავეა პროცესი და ძლიერია ტკივილი, მით მაღალი უნდა იყოს სიხშირე და დაბალი სიმძლავრე. არაძლიერი ტკივილის დროს იმპულსების სიხშირე შეიძლება შემცირდეს 80 ჰც-მდე.

ქრონიკული დაავადებების დროს, როცა ჭარბობს ტროფიკული დარღვევები მცირედ გამოხატული ტკივილის ფონზე, რეკომენდირებულია 4-8 ვტ სიმძლავრის და 80 ჰც სიხშირის იმპულსური გამოსხივების გამოყენება.

ნერვულ-კუნთოვანი აპარატის ლაზერული სტიმულაციის მიზნით (ტონუსის დაქვეითება, პარეზების, პარალიზების ან ატროფიის არსებობა) გამოიყენება სიმძლავრე 3-5 ვტ, სიხშირე კი შეირჩევა დაზიანების ხარისხის მიხედვით. მძიმე დარღვევების დროს დაბალი (20-80 ჰც), მსუბუქის დროს 80-150 ჰც.

დაავადების მწვავე პერიოდში მიზანშეწონილია ლაზეროთერაპიის ჩატარება იმპულსური რეჟიმით მცირე დოზებში, განსაკუთრებით სეგმენტარულ-

რეფლექტორული მეთოდით. ქვემწვავე პერიოდში შეიძლება მომატებული დოზებით მკურნალობა. ქრონიკულ სტადიაში კი უფრო ინტენსიური ზემოქმედებაა ნაჩვენები.

იმპულსური ლაზეროთერაპია, როგორც წესი, ტარდება ყოველდღე. პროცედურების საშუალო რაოდენობა 12-ია, აუცილებელ შემთხვევებში შეიძლება გაიზარდოს 20-მდე (მაგ. ხანგრძლივად შეუხორცებელი ჭრილობების და ტროფიკული წყლულების დროს). ამ შემთხვევაში უმჯობესია ჩატარდეს 2 შემოკლებული კურსი 7-10 პროცედურით, მათ შორის 12-14 დღიანი ინტერვალით. ჩვენების მიხედვით კურსის გამეორება შეიძლება 4-6 თვის შემდეგ.

ლაზეროთერაპიის შედეგების შეფასება ხდება ადგილობრივი და ზოგადი ტროფიკული პროცესების გაუმჯობესების, ორგანიზმის ადაპტაციური, დამცველობითი და კომპენსატორული რეაქციების გაძლიერების მიხედვით. ყოველ კონკრეტულ შემთხვევაში აუცილებელია ინდივიდუალური მიდგომა და შესაბამისად გამოსხივების დოზირების კორექცია.

ლაზეროთერაპიის ჩვენებები და უკუჩვენებები

იმდენად, რამდენადაც ლაზერული გამოსხივება შესანიშნავი ბიოსტიმულატორია, იგი გამოიყენება ორგანიზმის ადგილობრივი და ზოგადი პროცესების სტიმულირებისათვის.

ლაზეროთერაპია შეიძლება გამოყენებული იქნას როგორც დამოუკიდებელი მეთოდი, ასევე მედიკამენტოზურ მკურნალობასთან კომპლექსში. მკურნალობის პროცესში გასათვალისწინებელია ორგანიზმის მგრძნობელობა სამკურნალო პრეპარატების მიმართ და აუცილებელი ხდება მათი დოზირების

შემცირება.დღეისათვის ლაზეროთერაპია გამოიყენება
მედიცინის თითქმის ყველა სფეროში

კარდიოლოგია

სტაბილური სტენოკარდია

კარდიომიოპათია

არასტაბილური სტენოკარდია

მიოკარდიუმის ინფარქტი

არითმიები

ჰიპერტონული დაავადება

ვეგეტო-სისხლძარღვოვანი დისტონია

პულმონოლოგია

ბრონქიტი

ბრონქული ასთმა

პნევმონია

პლევრიტი

გასტროენტეროლოგია

ეზოფაგიტი

გასტრიტი

წყლულოვანი დაავადება (კუჭის და 12-გოჯა ნაწლავის)

ქოლეცისტიტი

ჰეპატიტი

პანკრეატიტი

კოლიტი (შეკრულობა, დიარეა)

გინეკოლოგია

უნაყოფობა

მასტიტი

მენსტრუალური ციკლის დარღვევა
საშვილოსნოსა და საკვერცხეების ანთება

უროლოგია, ურონეფროლოგია, პროქტოლოგია
მამაკაცის უნაყოფოობა
სქესობრივი პოტენციის დაქვეითება
წინამდებარე ჯირკვლის აღენომა
პროსტატიტი, ცისტიტი

ურეთრიტი
ანალური ნაპრალი
ანალური ქაეილი
პარაპროქტიტი

ნევროპათოლოგია
ანგიონევროზი
შაკიკი
კიდურების ნევრიტი და ნევრალგიები
რადიკულიტი
თავისა და სახის ნევრიტები და ნევრალგიები

ართროლოგია

ხერხემლისა და სახსრების ნებისმ იერი გენეზის ანთება

სტომატოლოგია
პულპიტი
პარადონტოზი
სანერწყვე ჯირკვლების ანთება
პერპესი

პერპესული სტომატიტი
დიფუზური სტომატიტი

ყელ-ყურ-ცხვირის დაავადებები
ფარინგიტი
ლარინგიტი
ტრაქეიტი
ტრაქეობრონქიტი
სინუსიტი
ტონზილიტი
ყურის ანთება

ქირურგიულ პრაქტიკაში ლაზეროთერაპია წარმატებულად იხმარება პოსტოპერაციული და ხანგრძლივად მოუშუშებელი წყლულების მკურნალობაში, შეუხორცებელი ჭრილობების, ტროფიკული წყლულების, კელოიდური შეხორცებების, მექანიკური და თერმიული ტრავმების, ოსტეომიელიტის, უკანა ტანის ნაპრალის, ჩირქოვანი აბსცესების, მასტიტების, ქვემო კიდურების სისხლძარღვოვანი დაავადებების სამკურნალოდ.

დერმატოლოგიაში ლაზეროთერაპია ინიშნება ქავილით მიმდინარე დერმატოზების, სხვადასხვა გენეზის ტროფიკული წყლულების, ანთებითი ინფილტრატების, ფურუნკულების სამკურნალოდ.

სტომატოლოგიურ პრაქტიკაში ლაზეროთერაპია გამოიყენება შემდეგი დაავადების სამკურნალოდ: სტომატიტი, გინგივიტი, ალვეოლიტი, პულპიტი, პერიოდონტიტი, პაროდონტოზი, ყბა-სახის ოდონტოგენეზური ანთებითი დაავადებები.

აქტუალურია ლაზეროთერაპიის და სხვა ფიზიოთერაპიული მეთოდების ერთობლივად ჩატარების საკითხი. დასაშვებია ერთ დღეში არაუმეტესად ორი ფიზიოთერაპიული პროცედურის ჩატარება, ბალნეოთერაპიის ჩათვლით, თუმცა ერთი პროცედურა უსათუოდ უნდა იყოს ადგილობრივი მოქმედების (განსაკუთრებით სხივური თერაპია).

ქრონიკული დაავადებების დროს ლაზეროთერაპია შეიძლება დაინიშნოს მასა;თან და სამკურნალო ფიზკულტურასთან კომპლექსში. ამ დროს გასათვალისწინებელია ავადმყოფთა ნეიროვეგეტატიური ლაბილობა და ძლიერი ტკივილის სინდრომი. ასეთ შემთხვევაში უკეთესია კომპლექსური მკურნალობისაგან თავი შევიკავოთ. კომპლექსური მკურნალობის დროს ლაზეროთერაპია უნდა ჩატარდეს 15-30 წუთით ადრე მასა;ამდე ან სამკურნალო ფიზკულტურამდე.

ლაზეროთერაპიის დანიშვნის დროს გათვალისწინებული უნდა იყოს ავადმყოფის ორგანიზმის

ზოგადი მდგომარეობა, პათოლოგიური პროცესის და მისი კლინიკური გამოვლინების სპეციფიურობა, დაავადების სტადია და ფორმა, განვითარების ტენდენცია, თანმხლები დაავადებები, სქესობრივი, ასაკობრივი, პროფესიული თავისებურებანი, ნერვულ-ფსიქიური სტატუსი. განსაკუთრებით სასარგებლო და შედეგიანია ლაზეროთერაპია დაავადების ფუნქციონალურად შექცევად ფაზაში.

ლაზეროთერაპიას და მედიკამენტოზურ ელექტრო და ფონოფორეზის ეფექტურობას საფუძვლად უდევს ლაზერული ზემოქმედებით კანის იონური განვლადობის მომატება. ამ შემთხვევაში ეს პროცედურები ტარდება ერთსა და იმავე დღეს დროითი ინტერვალის გარეშე. ჯერ ტარდება ლაზეროთერაპია და შემდეგ ელექტრო და ფონოფორეზი იმავე უბანზე.

ლაზეროთერაპიის ჩატარება არაა რეკომენდირებული რენტგენოლოგიური და რადიოიზოტოპური გამოკვლევის დღეებში. იმდენად, რამდენადაც ფიზიოთერაპიული პროცედურები დაკავშირებულია ორგანიზმის ენერგეტიკული რესურსებით მინშენელოვან ხარჯვასთან, ლაზეროთერაპიის გამოყენება რამდენიმე სხვა პროცედურასთან კომპლექსში დაუშვებელია.

ლაზეროთერაპიის წინააღმდეგჩვენებები. 1995 წლის მონაცემებით ლაზეროთერაპია წინააღმდეგნაჩვენებია შემდეგი დაავადების დროს: ავთვისებიანი სიმსივნეები, პროგრესირებადი კეთილთვისებიანი სიმსივნეები, სისხლის დაავადებები, ფილტვების აქტიური ტუბერკულოზი, გულ-სისხლძარღვთა დაავადებების მძიმე ფორმები, ტვინში სისხლის მიმოქცევის მწვავე მოშლა, ღვიძლის და თირკმლის უკმარისობის დეკომპენსირებული ფორმები, პიპერთირეოზი, ორსულობა, უცნობი გენეზის ცხელება. თუმცა უნდა აღინიშნოს, რომ ლაზერული დანადგარების გაუმჯობესებამ და სამედიცინო პრაქტიკაში ლაზერის

გამოყენების მასშტაბების გაზრდამ წინააღმდეგჩვენებანი შეზღუდა და დღეისათვის ლაზერის დანიშვნის მიზანშეწონილობა შემოიფარგლა ვენერიული დაავადებებით, ტუბერკულოზის ღია ფორმებით და უცნობი გენეზის ცხელებით.

ლაზერული თერაპიის მეთოდები

არსებობს ლაზერული თერაპიის რამდენიმე მეთოდი:

1 *გარეგანი ზემოქმედება*, რომელშიც ერთიანდება დისტანციური და კონტაქტური ზემოქმედების მეთოდები. დისტანციურის დროს შუქგამტარი დაშორებულია დასხივების უბნიდან 0,5-1 სმ-მდე მანძილით; კონტაქტურის დროს შუქგამტარი უშუალოდ ეხება კანს. კონტაქტურის ქვესახეობაა კონტაქტურ-კომპრესიული მეთოდი, როდესაც კანზე შუქგამტარის მიჭერა ხდება სხვადასხვა ძალით. ლაზერის გარეგანი ზემოქმედების დროს უნდა გავითვალისწინოთ შემდეგი გარემოება: ლაზერული გამოსხივება აირეკლება კანისა და ლორწოვანი გარსის ზედაპირიდან. კანიდან აირეკლება 50% ჰელინეონის გამოსხივებისა, ხოლო 20-30% უფრო ღრმა შრეებიდან. ინფრაწითელი გამოსხივების 35-38% აირეკლება სხეულის ზედაპირიდან.

კონტაქტური მეთოდის დროს სხივის შეღწევის სიღრმე უფრო მაღალია. დადგენილია, რომ 0,63 მკმ სიგრძის ტალღა 4-ჯერ უფრო ღრმად შეღწევადია კონტაქტური მეთოდით, ვიდრე დისტანციურით, ასევე ინფრაწითელი სხივი (0,83 მკმ) 3-ჯერ მეტად შეღწევადია კონტაქტური მეთოდის დროს (ი.დანილოვა და სხვ., 1985; ტ.ოშირო და სხვ., 1988). კონტაქტური მეთოდით ლაზერული გამოსხივება თავისუფლად აღწევს დერმალურ და სუბდერმალურ ნერვულ და სისხლძარღვოვან წნულებში, კუნთების ზედაპირულ შრეებში და სახსრების კაფსულებში.

ინფრაწითელი გამოსხივება კარგად შეიღწევა დაუზიანებელი კანიდან 50-70 მმ სიღრმეზე. ამიტომ ორგანოების, ნერვების და სისხლძარღვების დაავადებებისას უფრო ეფექტურია ინფრაწითელი გამოსხივების გამოყენება.

ხოლო ვინაიდან კანისა და ლორწოვანი გარსის დაავადებების დროს კონტაქტური მეთოდის გამოყენება შეუძლებელია, უმჯობესია წითელი ლაზერული გამოსხივების გამოყენება დისტანციური მეთოდით.

2 სისხლძარღვშიდა მეთოდის დროს შუქგამტარი თავსდება არტერიული ან ვენური სისხლძარღვის სანათურში. იდაყვის ან ლავიწქევეს ვენაში შეყავთ წვრილი ბოჭკოვანი შუქგამტარი, რომლის საშუალებითაც ხდება ვენაში მოცირკულირე სისხლის დასხივება. ეს მეთოდი განსაკუთრებით ეფექტურია სტენოკარდიის, მიოკარდიუმის ინფარქტის, პნემონიის, პერიტონიტის, ჩირქოვან-სეპტიური დაავადებების, ძვლების და სახსრების დეგენერაციულ-დისტროფიული ცვლილებების, ანთებითი გინეკოლოგიური დაავადებების სამკურნალოდ. საკამათოდ რჩება საკითხი სისხლძარღვშიდა დასხივების დოზირების შესახებ. ექიმთა დიდი ნაწილი ამ მიზნით იყენებს ჰელინეონის ლაზერებს 0,8-დან 1,5 მკტ-მდე სიმძლავრით, რომელიც იძლევა 1,44-2,7 ჯ ენერგიას 30 წთ ექსპოზიციის დროს. უფრო ძლიერ ლაზერულ აპარატებზე (10-25 ჯ/ვტ) მომუშავე ექიმები ასხივებენ სისხლს 15-დან 80 წთ-მდე, როცა ენერგია თითოეულ სეანსზე აღწევს 9,0-90,0 ჯ-ს. ეფექტურია სისხლის დასხივება კანის ზედაპირიდან. შუქგამტარი ედება იდაყვის ნაკეცში ან ლავიწქევეს ვენის ზონაში კონტაქტურად კანზე და ამ გზით ხდება სისხლის დასხივება (ტრანსკუტანური მეთოდი).

3 ორგანოშიდა: შუქგამტარი თავსდება ღრუ ორგანოებში: გულში, საყლაპავში, კუჭში, ნაწლავში, ნაღვლის ბუშტში, ტრაქეაში, ბრონქებში, შარდის

ბუშტში, შარდსადინარში, საშვილოსნოში. ამ მეთოდით მკურნალობა ტარდება ენდოსკოპიური აპარატების საშუალებით. სადრენაჟო მილებში შეყავთ ბოჭკოვანი შუქგამტარი, რომლის საშუალებით სხივდება დაავადებული ორგანოს ლორწოვანი გარსი. ამ მეთოდში გამოიყენება როგორც წითელი, ასევე ინფრაწითელი ლაზერი.

4 *ღრუსშიდა* პუნქციურ ნემსში მოთავსებული შუქგამტარით ხდება პათოლოგიური ღრუების (კისტა, აბსცესი) დასხივება.

5 *ექსტრაკორპორალური* მეთოდის დროს ტარდება სისხლშემცვლელების, საინფუზიო ხსნარების, დონორის ან თვით პაციენტის სისხლის, მედიკამენტების დასხივება და შემდეგ შეყვანა ორგანიზმში.

ლაზერული დასხივების რეჟიმების სახეები
თანამედროვე დაბალინტენსიური ლაზერული აპარატები მუშაობენ უწყვეტი, იმპულსური და მოდულირებული რეჟიმით.

უწყვეტი რეჟიმით მუშაობის დროს დასხივებულ უბანზე იქმნება თანაბარი სხივურ-ენერგეტიკული ზემოქმედება და აპარატი ინარჩუნებს ერთსა და იმავე სიმძლავრეს ჩართვიდან გამორთვამდე. უწყვეტი გამოსხივება აპარატში გამოყენებული ტექნიკური საშუალებებით შეიძლება დაიყოს მოკლე პორციულ სერიებად. ამ შემთხვევაში საქმე გვაქვს მოდულირებულ ლაზერულ გამოსხივებასთან (სურათი 3). უწყვეტი მოდულირებული გამოსხივებით შეიძლება მოდულაციის სიხშირის თანხვედრის მიღწევა ორგანიზმში მიმდინარე რხევითი პროცესების რითმთან.

იმპულსური რეჰიმის დროს სხივური ენერგია გამოიყოფა ძალიან მოკლე იმპულსების სახით, რომელთა ხანგრძლივობა 10^{-7} წამამდეა, ამავე დროს სიმძლავრე სწრაფად მატულობს ათობით ვატამდე. ამ იმპულსების რეგულირება შესაძლებელია სიმძლავრის და სიხშირის ცვალებადობით. იმპულსური გამოსხივების დროს გამოსხივების ხანგრძლივობა 0,25 წამამდე აღწევს.

ორგანიზმის უჯრედები აღიქვამენ იმ იმპულსებს, რომელთა ხანგრძლივობა 10^{-6} წმ-ს აღემატება. ეს ნიშნავს, რომ 1000 ჰც-ზე მეტი სიხშირე ორგანოების მიერ აღიქმება როგორც კვაზიუწყვეტი. თანამედროვე ლაზერულ აპარატებში სიმძლავრე და იმპულსები შეიძლება მერყეობდეს 1-დან 100 ვტ-მდე, თუმცა რეალურად თერაპიული მიზნით 10 ვატამდე სიმძლავრე გამოიყენება. 100 ვატის ფარგლებში გამოიყენებულმა სიმძლავრემ შეიძლება გამოიწვიოს ფუნქციის დაქვეითება.

იმპულსური ლაზერის გამოყენებისას აუცილებელია არა მხოლოდ სიმძლავრის, არამედ სიხშირის მაჩვენებლების გათვალისწინება. სიხშირის შერჩევით შესაძლებელია გამოსხივების საშუალო სიმძლავრის დარეგულირება და აქედან ენერგეტიკული დატვირთვის განსაზღვრა. რამდენადაც მაღალია იმპულსების სიხშირე, იმდენად მაღალია ენერგეტიკული გამოსხივება და პირიქით. მეორეს მხრივ, იმპულსური გამოსხივების სიხშირე (განსაკუთრებით 1-დან 1000 ჰც-მდე) აბსოლუტურად შეესაბამება სხვადასხვა ბიოლოგიური სტრუქტურების ფუნქციონალური აქტივობის ცვლილებების სიხშირეს.

იმპულსური ლაზერული გამოსხივება შეიძლება გამოყენებული იყოს მოდულირებულ რეჰიმშიც (სურათი). ამ შემთხვევაში მოდულაციის სიხშირე თანხვედრა იმპულსების სიხშირეს.

უნდა აღინიშნოს, რომ იმპულსური რეჰიმით მუშაობა გაცილებით უკეთეს თერაპიულ ეფექტს იძლევა,

ვიდრე უწყვეტით. კარგი თერაპიული ეფექტი მიიღწევა შედარებით მცირე დოზებით უფრო ხანმოკლე დროში. გარდა ზემოთაღნიშნულისა, იმპულსური რეჟიმით დასხივების დროს ორგანიზმის ადაპტაციის ვადა უფრო ხანმოკლეა, ვიდრე უწყვეტი რეჟიმის დროს, რასაც დიდი მნიშვნელობა აქვს მკურნალობის კურსის თერაპიული ეფექტისათვის.

მაგნიტურ-ლაზერული თერაპია

ორგანიზმზე ლაზერული ზემოქმედების ეფექტი მნიშვნელოვნად იზრდება მაგნიტურ არეში. ამ დროს აქტიურდება მიკროცირკულაცია, მატულობს უჯრედული მეტაბოლიზმი, ძლიერდება ნეიროჰუმორალური და სხვა ფაქტორების ფუნქციონალური აქტივობა. ლაზეროთერაპიის გამოყენებამ, მუდმივი მაგნიტური ველის არეში, შექმნა ახალი მიმართულება — მაგნიტოლაზერული თერაპია (მლთ). ამ მეთოდში გაერთიანებულია ბიოლოგიურ ქსოვილებზე ლაზერული გამოსხივების და მაგნიტური ველის მოქმედების ბიოფიზიკური ფაქტორების ერთობლივი, ჯამური ზემოქმედება, რომელიც ატარებს სინერგიულ-რეზონანსულ ხასიათს.

ცოცხალი ორგანიზმები ბუნებრივ პირობებში განიცდიან დედამიწის მაგნიტური ველის გავლენას. თანამედროვე მედიცინაში ხელოვნური მაგნიტური ველის გენერატორები წარმატებით გამოიყენებიან სამკურნალო მიზნით, მაგრამ აუცილებელია მათი უარყოფითი გავლენის გათვალისწინებაც. განსაკუთრებით დოზირების და მოქმედების მეთოდის შერჩევისას.

მაგნიტური ველი შეიძლება განხილული იყოს, როგორც ბიოლოგიური ქსოვილების არასპეციფიკური გამაღიზიანებელი. ლ.პარკავი (1991) გამოყოფს

ადამიანის და ცხოველის ორგანიზმზე მაგნიტური ველის ზემოქმედების ანტიისტრესულ თავდაცვის რეაქციათა ტეტრადას: ვარჯიში, მშვიდი აქტივაცია, მომატებული აქტივაცია, სტრესი. იგივე ჰარკავის მიხედვით მთლიანი ორგანიზმის მაგნიტური ველის მიმართ მგრძნობელობა უფრო მაღალია, ვიდრე ცალკეული უჯრედების და ქსოვილების.

მაგნიტური ველის ღოზები გამოითვლება პირობით ერთეულებში (ე.უტეხინი, 1991) და წარმოადგენს ინდუქციის ნამრავლს ზემოქმედების დროზე (წთ). ნებისმიერი ინტენსივობის მუდმივი მაგნიტური ველი ცნს-ში იწვევს თავდაცვით შეკავებას, ე.ი. მცირდება აღგზნებადობა. ენდოკრინულ სისტემაში ვლინდება ფარისებრი და სასქესო ჯირკვლების ჰორმონების უმნიშვნელო ფუნქციური აქტივობა, გლუკოკორტიკოიდების ჰიპერსეკრეცია (ლ.ჰარკავი, 1991). ადგილი აქვს სინთეზის და კატაბოლიზმის პროცესების შენელებას, ტკივილსაწინააღმდეგო და ანთების საწინააღმდეგო ეფექტის გამოვლენას. ბიოლოგიური ეფექტი შეინიშნება მუდმივი მაგნიტური ველის მოქმედების ერთჯერადი ზემოქმედების შემდეგაც კი. რეაქციები ვითარდება 3 სტადიით: ორიენტირების, გარდაქმნის და გავარჯიშების სტადიებით.

რაც შეეხება ლაზერულ გამოსხივებას, მუდმივი მაგნიტური ველის არეში, აქ მოქმედებს შემდეგი მექანიზმები: დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივება შლის ელექტროლიტურ კავშირებს იონებს შორის, წყლის იონების და მოლეკულების საშუალებით, ხოლო მუდმივი მაგნიტური ველი აფერხებს იონების რეკომბინაციას (ვ.ილარიონოვი და სხვ., 1988). მაგნიტური ველის გავლენით ქსოვილებში იზრდება ლაზერული სხივის შეღწევადობა დიპოლების პერეორიენტაციის ხარჯზე, ადგილი აქვს ნივთიერებათა სპექტრალური ხაზების დათიშვას, რაც აფართოებს სხივის მიერ ქვანტების აღქმის დიაპაზონს.

ექსპერიმენტებით დასაბუთებულია მაგნიტური ლაზეროთერაპიის დადებითი ეფექტი გიდ-ის, ოსტეოქონდროზის, ტრავმების, მექანიკური სიყვითლის დროს (ბ.ბრისკინი, 1990), ჭრილობების შეხორცელების პროცესში.

მაგნიტოთერაპიის ოპტიმალური დრო 0,5-4 წთ-ია, მუდმივი მაგნიტური ველის სიდიდე 75 მტლ, ინფრაწითელი ლაზერის სიმძლავრე 10-40 მვტ, პროცედურების რაოდენობა 7-8.

თანამედროვე ლაზერულ აპარატებში სპეციალური მაგნიტური დამაბოლოვებლის გამოყენება შესამჩნევად აადვილებს ლაზერული გამოსხივების და მაგნიტური ველის ერთობლივად გამოყენების შესაძლებლობას.

ლაზერული რეფლექსოთერაპია

ბოლო ათწლეულში ლაზერი წარმატებით დაინერგა რეფლექსოთერაპიაში. განსაკუთრებით წარმატებული აღმოჩნდა ლაზეროპუნქტურა (ლპ), რომლის არსი მდგომარეობს შემდეგში: აკუპუნქტურის წერტილების სტიმულაცია ხდება დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივებით.

ტრადიციული აკუპუნქტურისაგან განსხვავებით, ლაზერული აკუპუნქტურისათვის დამახასიათებელია გაცილებით ძლიერი ბიომასტიმულირებელი მოქმედება უჯრედულ და ქსოვილოვან დონეზე. ლაზეროპუნქტურის დროს თავიდან ავიცილებთ გართულებებს, რომლებიც დაკავშირებულია სხეულის საფარის დაზიანებასთან (განსაკუთრებით ინფექციური გენეზის ისეთი დაავადებების დროს, როგორიცაა შიდსი, ვირუსული ჰეპატიტი და სხვ.). გარდა ამისა, მისი არაინვაზიურობა, უმტკივნეულობა, საკმაოდ აფართოებს მისი გამოყენების შესაძლებლობებს განსაკუთრებით ხანდაზმულებში, დასუსტებულ ავადმყოფებში, ბავშვებში, ჰიპერსენსიტიურ

პირებში. ყურადსაღებია აგრეთვე თითოეულ პროცედურაზე დახარჯული დროის ეკონომიურობა (4-5 წთ), რაც რენტაბელურია ექიმის მუშაობისათვის.

ლპ-ის მოქმედების დადებითი მხარეა აგრეთვე რეცეპტორული სტრუქტურების ფოტოაქტივაციის არასპეციფიური ხასიათი, მოქმედების მცირე ზონა (დიამეტრი - 0,5-3,0 მმ), აკუპუნქტურის წერტილებზე ზუსტი დოზირებული მოქმედება. მეთოდი გამოიყენება როგორც დამოუკიდებლად, ასევე მედიკამენტოზურ, დიეტო- ან ფიტოთერაპიულ საშუალებებთან ერთად.

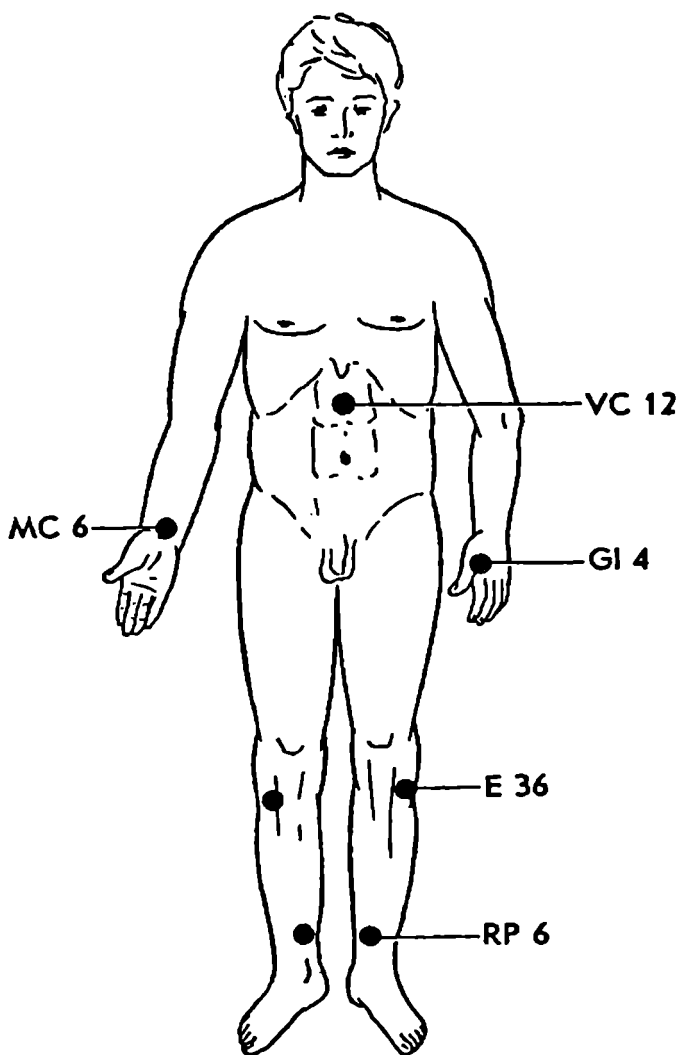
აკუპუნქტურის წერტილები რთული მორფოლოგიური სუბსტრატებია თავისი რეცეპტორული და ფუნქციონალური თავისებურებებით. ამ წერტილების აღზნება, გამოწვეული გარეგანი თუ შინაგანი გამაღიზიანებლებით, გარდაიქმნება ნერვულ აგზნებაში, რომელიც გადცემა ცნს-ს.

ორგანიზმის საერთო რეაქცია ლაზერულ-რეფლექსურ მოქმედებაზე ხორციელდება ორი ძირითადი გზით: ნეიროგენური და ჰუმორალური. პროცესში აგრეთვე ერთვება ღეროვან-დიენცეფალური სისტემა, რასაც ასაბუთებს ენცეფალოგრამაზე რეგისტრირებული გენერალიზებული, სიმეტრიული ხასიათის ცვლილებები. ადგილი აქვს აკტპ-ს, გლუკოკორტიკოიდების და სხვა ჰორმონების სინთეზის სტიმულირებას, ხშირად ნორმალიზდება სისხლის შემადგენლობა და აქტიურდება მიკროცირკულაცია.

1981 წელს სსრკ ელექტრომრეწველობის სამინისტროს სამედიცინო ელექტროტექნიკის კოორდინაციული სამეცნიერო-ტექნიკური საბჭოს, სსრკ მეც. აკადემიის ფიზიკური ელექტრონიკის საბჭოს და რეფლექსოთერაპიის ცენტრალური სამეცნიერო-კვლევითი ინსტიტუტის მიერ რეკომენდირებულია ლაზერული გამოსხივების ექსპოზიცია კორპორალური აკუპუნქტურის წერტილებში არაუმეტეს 20 წმ-ისა, ენერგეტიკული

ექსპოზიცია 0,5-დან 1 ჯ/სმ². ეს რეკომენდაციები
დღემდე ძალაშია.

ვ.კოზლოვის და ვ.ბუილინის მიერ 1992, 1993
წლებში მოწოდებულია ზოგადი მოქმედების
აკუპუნქტურის წერტილთა ერთობლიობა, რომელსაც
ბაზისური რეცეპტი ეწოდა და წარმოადგენს
ლაზეროთერაპიის შემადგენელ მნიშვნელოვან
კომპონენტს. სურათზე 4 მოწოდებული აკუპუნქტურის
ზონები და მათზე ზემოქმედების თანმიმდევრობა
(სურათი 4).



სურათი 4.

ლაზერული სტიმულაციის რეფლექტორული
 ეფექტი ისეთივეა, როგორც რეფლექსოთერაპიის სხვა
 ზოგადი მეთოდების დროს. მისი მოქმედება
 განპირობებულია ინფრაწითელი ლაზერის

მასტიმულირებელი გავლენით რეცეპტორულ აპარატზე, კონკრეტულად თერმორეცეპტორებზე.

სხვადასხვა ექსპერიმენტულ მონაცემებზე დაყრდნობით შეიძლება გამოვყოთ ლაზერული რეფლექსოთერაპიის მოქმედების შემდეგი მექანიზმები:

1) ქსოვილებში რეპარაციული გენერაციის სტიმულირება, 2) ანთების საწინააღმდეგო მოქმედება, 3) იმუნომოდულაცია, 4) მადესენსიბილიზებული, 5) ვაზოაქტიური, 6) ვეგეტოტროპული (სიმპატიკური, ვაგოლიტური), 7) ფსიქოტროპული (სედატიური, ანტიდეპრესიული), 8) ჰემოპოეტური (ერიტრო- და ლეიკოპოეტური), 9) ჰირპოკოაგულაციური, 10) ანალგეტიკური მოქმედებები.

არაა რეკომენდირებული ლპ-ს გამოყენება სიმპტომატური რეფლექტორული ეფექტების მისაღებად, როგორცაა მწვავე ტკივილის სინდრომის კუპირება, ბრონქული ასთმის შეტევის და ვეგეტო-სისხლძარღვოვანი პაროქსიზმის მოხსნა და სხვ.

ლრთ-ს გამოყენების ძირითადი ჩვენებებია:

- 1) ცნს დაავადებები (ტვინში სისხლის მიმოქცევის მწვავე და ქრონიკული მოშლა, თავის და ზურგის ტვინის ტრავმები)
- 2) ვეგეტატიური ნერვული სისტემის სეგმენტზედა უბნების პათოლოგია;
- 3) ფსიქოემოციური დარღვევები
- 4) ტოქსიკომანია (თამბაქოს წევა, ალკოჰოლიზმი)
- 5) პერიფერიული ნერვული სისტემის დაავადებები (ნეფროპათია, პლექსოპათია, პოლინევროპათია, ვერტებროგენური სინდრომები)
- 6) სასუნთქი ორგანოების დაავადებები (ქრონიკული ბრონქიტი, ქრონიკული პნევმონია, ბრონქული ასთმა)

- 7) გულ-სისხლძარღვთა დაავადებები (გიდ, ჰიპერტონული დაავადება, მაობლიტირებელი ენდარტერიტი)
- 8) კუჭ-ნაწლავის დაავადებები (ქრონიკული გასტრიტი მომატებული ან ნორმალური სეკრეციით, კუჭისა და თორმეტგოჯა ნაწლავების წყლულოვანი დაავადება, ქრონიკული ქოლეცისტიტი)
- 9) კანის დაავადებები (ალოპეცია, ნეიროდერმიტი, ფსორიაზი, ეგზემა)
- 10) ყელ-ყურ-ცხვირის დაავადებები (ქრონიკული ტონზილიტი, ლარინგიტი, ფარინგიტი, ოტიტი, სინუსიტი, რინიტი)

ლაზეროაკუპუნქტურა

წინააღმდეგნაჩვენებია შემდეგ შემთხვევებში:

1) სიმსივნური დაავადება, 2) სისხლის სიმსივნეები, 3) ორსულობა,

4) ჰემორაგიული სინდრომი, 5) ორგანული და სისტემური დაავადებები დეკომპენსაციის ფაზაში.

ახალშობილთა და გარდამავალი ასაკი არ წარმოადგენს წინააღმდეგჩვენებას ლაზეროაკუპუნქტურისათვის.

კატეგორიულად აკრძალულია რეფლექტორული ზონების დასხივება პიგმენტური ხალების, ანგიომების და თვალის ორბიტის მიდამოში.

ლაზერული აკუპუნქტურის მეთოდი.

დღეისათვის გამოიყენება ლაზერული აკუპუნქტურის 2 მეთოდი: კორპორალური და ოსტეომიოფასციალური (რ.იაკუპოვი, 1991).

კორპორალური მეთოდის არსი მდგომარეობს შემდეგში: რეცეპტორული აპარატის რეგიონალურ და ადგილობრივ წერტილებს ვასხივებთ ამ წერტილებში შეყვანილი ღრუ ნემსის არხში მოთავსებული სტერილური შუქგამტარით. შესაძლებელია ამავე

წერტილებზე ზემოქმედება კანზე კონტაქტური ზემოქმედებით (ტრანსკუტანური მეთოდი). წერტილების დასხივება ხდება რეფლექსოთერაპიის პრინციპების საფუძველზე თითოეული დაავადებისათვის ინდივიდუალურად. გამოსხივების დოზა არის 5 ჯ/წერტილზე. ერთ პროცედურაზე სხივდება 5-6 წერტილი. მკურნალობის კურსი 6-12 პროცედურას მოიცავს.

პროცედურის დროს ავადმყოფი წევს ან ზის. სტიმულაციის წერტილები მუშავდება მიმდევრობით და წინასწარ იწმინდება ეთილის სპირტით. სტიმულაცია ტარდება კონტაქტურად, გამომსხივებლის მცირე ზეწოლით საჭირო წერტილებზე.

დასხივება შეიძლება ჩატარდეს როგორც იმპულსური, ისე უწყვეტი რეჟიმით. დოზა არ უნდა აღემატებოდეს 4-5 ჯ-ს ერთ კორპორალურ წერტილზე და 0,5-1,0 ჯ-ს ერთ აურიკულარულ წერტილზე. ყველა ზონების დასხივების საერთო დოზა ერთ სეანსზე არ უნდა აღემატებოდეს 25ჯ-ს. სიხშირის მოდულაციის დროს უნდა გავითვალისწინოთ, რომ დაბალი სიხშირეები (20 ჰც-მდე) მატონიზირებელი ეფექტისაა, მაღალი 50-150 ჰც სედატიურის.

ყოველ კონკრეტულ შემთხვევაში დოზები მკაცრად ინდივიდუალურია.

ღია ფერის კანის მქონე პაციენტებზე გამოიყენება უფრო მაღალი დოზები, ვიდრე შავგვრემანებზე. თითოეულ სეანსზე სხივდება 10-12 წერტილი.

ზოგ ავადმყოფს პროცედურის დროს ან შემდეგ უვითარდება სისუსტე, ძილიანობა, თავბრუსხვევა, რომლებიც იხსნება დოზის შემცირების ან ერთდღიანი შესვენების შემდეგ.

სეანსები ინიშნება ყოველდღე ან დღეგამოშვებით. კურსი მოიცავს 10-15-25 პროცედურას. კურსებს შორის შესვენება 10-15 დღეა. დადებითი დინამიკის უქონლობის

შემთხვევაში მეორე კურსის შემდეგ მკურნალობის გაგრძელება მიზანშეწონილი არ არის.

ავადმყოფების შერჩევისას რეკომენდირებულია სისხლის კლინიკური ანალიზის, სისხლის შედელების სისტემის და შარდის ანალიზის ჩატარება. ნაჩვენებია სისხლის არტერიული წნევის გაზომვა სეანსამდე და მის შემდეგ.

ოსტეომიოფასციალური ლაზეროაკუპუნქტურა. მისი დანიშნულებაა იმოქმედოს ღრმად მდებარე ქსოვილებზე (ძვლები, კუნთები) ერთობლივი მექანიკური და ლაზერული სტიმულირებით. ამ მეთოდის თავისებურება იმაში მდგომარეობს, რომ იგი მოქმედებს არა აკუპუნქტურის ტრადიციულ წერტილებზე, არამედ ე.წ. "ტრიგერულ" პუნქტებზე. ზემოქმედების ზონების დადგენა ხდება ლოკალური პალპატორული ტკივილის კრიტერიუმებით. ეს ზონები ვლინდება ხერხემლის მამოძრავებელი სეგმენტების პროექციებში. უპირატესობა ეძლევა იმ ზონების სტიმულირებას, რომელთა პალპაციითაც ხდება ტკივილის არეკვლა.

ძვალშიდა პუნქცია ტარდება საინექციო შპრიცზე წამოცმული მანდრენიანი ნემსის სწრაფი შესვლით კანში, რის შემდეგ ნელი ბრუნვითი მოძრაობით ნემსი შედის ძვალის ღრუბლოვან ნივთიერებაში. სასურველი სიღრმის მიღწევის კრიტერიუმია ავადმყოფის მიერ ავსების, გაბერვის, შეგრძნება, რომელიც მიიღწევა ძვალშიდა რეცეპტორების მექანიკური გაღიზიანებით. პუნქციის სიღრმე კონკრეტული ტოპოგრაფიულ-ანატომიური შეფასების მიხედვით მერყეობს 0,3-10 მმ-მდე.

უნდა აღინიშნოს ამ მეთოდის ნაკლები ტრავმატიულობა, იმდენად, რამდენადაც თხელი კომპაქტური შრით დაფარული ძვლოვანი წანაზარდები წერილი ნემსით პუნქტირებისას არ იძლევიან შესამჩნევ მორფოლოგიურ დეფექტს. ამიტომ ამ მეთოდის მტკივნეულობა არაფრით განსხვავდება

ნევროპათოლოგიაში გამოყენებული სხვა საინექციო თერაპიული საშუალებებით, კერძოდ, ბლოკადებით აღძრული ტკივილისაგან.

კუნთოვანი ტკივილის დროს შესაბამისად ტარდება შიდაკუნთოვანი პუნქცია. საჭირო სიღრმის მიღწევისას მანდრენი იხსნება და ნემსის არხში შეყავთ მოქნილი, სტერილური, მცირე დიამეტრიანი (0,5-0,6 მმ) შუქგამტარი. დასხივების დოზა არის 25 ჯ სეანსზე. მკურნალობის კურსი 3-6 სეანსია, 1-2 დღიანი ინტერვალით. ინტერვალების დაცვა სეანსებს შორის აუცილებელია, რადგანაც ყოველდღიური სეანსების დროს ხშირად ადგილი აქვს პროცესის გამწვავებას. მკურნალობის მეორე კურსის ჩატარება მიზანშეწონილია 1 თვის შემდეგ.

ლაზეროთერაპიის დამხმარე მეთოდები

ლაზეროთერაპიის კომპლექსში შინაგანი სეკრეციის ჯირკვლების დასხივების ჩართვამ შეიძლება გარკვეულად გაზარდოს ლთ-ის ეფექტურობის პერსპექტივები. მკერდუკანა ჯირკვლის დასხივებით ხერხდება იმუნოლოგიური რეაქციების სტიმულირება. ფარისებრი ჯირკვლის დასხივებამ შეიძლება გააქტიუროს ნივთიერებათა ცვლის პროცესები, პარათირეოიდული ჯირკვლების დასხივებით ნორმალიზდება კალციუმის ცვლა, თირკმელზედა ჯირკვლების დასხივებისას წყლისა და მინერალური მარილების ცვლა, კუჭუკანა ჯირკვლის დასხივებით კი ნახშირწყლოვანი ცვლა. ლაზერული ზემოქმედებით შეიძლება მოწესრიგდეს ქალის მენსტრუალური ციკლი.

კომპლექსურ ლაზეროთერაპიაში განსაკუთრებული ადგილი უკავია ღვიძლის დასხივებას. ამ ორგანოში ხორციელდება ძირითადი მეტაბოლური პროცესები. ღვიძლს გააჩნია "სიმტკიცის" დიდი მარაგი ნივთიერებათა ცვლის სხვადასხვა დარღვევის მიმართ. ის სწრაფად რეგენერირდება და აღიდგენს თავის ფუნქციებს. სისხლძარღვთა ქსელი არტერიული და

ვენური (პორტალური და ღრუ ვენის) სამი სისხლძარღვოვანი სისტემა გვევლინება ლაზერული გამოსხივების აქცეპტორად. ჩვენმა გამოცდილებამ ნათელყო, რომ ღვიძლის ლაზერით დასხივება აჩქარებს სხეადასხვა სნეულებებისაგან არა მხოლოდ ამ ორგანოს განკურნებას, არამედ იმ ორგანოებისასაც, რომლებიც ანატომიურად და ფუნქციურად არ არიან დაკავშირებული ღვიძლთან.

სამედიცინო ლაზერულ დანადგართან მუშაობის უსაფრთხოების წესები

ლაზერული უსაფრთხოება ესა ტექნიკური, სანიტარულ-ჰიგიენური, სამკურნალო-პროფილაქტიკური და ორგანიზაციული ღონისძიებების ერთობლიობა.

თერაპიული ლაზერული აპარატურა მიეკუთვნება ლაზერების ჰიგიენური კლასიფიკაციის მესამე კლასს, რომლის მიხედვითაც ადამიანზე (პაციენტზე) ნებადართულია მოქმედება სპეციალურ პირობებში, შესაბამისი დოზებით და მომზადებული პერსონალით, რომელთაც აქვთ ამ პროცედურების ჩატარების უფლება.

თერაპიული ლაზერული აპარატების ექსპლუატაციის დროს საფრთხის წყაროებს მიეკუთვნება: ა) ლაზერის კვების ბლოკებში მაღალი ელექტრონული ძაბვა, ბ) ლაზერული გამოსხივება (პირდაპირი, სარკისებურად არეკლილი, დიფუზურად არეკლილი).

ლაზეროთერაპიის კაბინეტები, მართალია სხივური თერაპიის კაბინეტების რანგში არიან, მაგრამ მათი ერთმნიშვნელოვნად გაერთიანება რეკომენდირებული არ არის. ლაზერული კაბინეტები უნდა შედიოდნენ აღდგენითი თერაპიის, ფიზიოთერაპიის განყოფილებებში.

სამედიცინო ლაზერის აპარატების გამოშვება ნებადართულია რუსეთის ფედერაციის სამედიცინო მრეწველობის სამინისტროს მიერ და არ საჭიროებენ სახსან-ებიდ მეთვალყურეობის ორგანოებთან სპეციალურ შეთანხმებას.

ლაზეროთერაპიის კაბინეტის ზომები განისაზღვრება შემდეგი მოთხოვნების საფუძველზე: 1) სამანიპულაციო სავარძლების დადგმა აუცილებელია კედლების და ფანჯრების პერპენდიკულარულად, 2) სავარძლებსა და კედლებს შორის მანძილი უნდა იყოს არაუმეტეს 0,9 მეტრისა, 3) სავარძლების გრძივ ზომებს შორის მანძილი უნდა იყოს არაუმეტეს 1,2 მ. თითო კაბინეტის ფართი უნდა იყოს 6 მ² ერთ სავარძელზე. არა ნაკლებ 12 მ² მთლიანად კაბინეტზე. აქ შედის პაციენტის მიღების, გასინჯვის და რეგისტრაციის ადგილი. გათვალისწინებულია ავადმყოფთა დასვენების ოთახი.

ლაზეროთერაპიის კაბინეტში ტემპერატურა წელიწადის ყველა დროს უნდა იყოს არანაკლებ 20°შ-ისა, შეფარდებითი ტენიანობა 30-60%, ჭერი და კედლები შეღებილი უნდა იყოს ლურჯ-მწვანე ან ფორთოხლისფერი საღებავებით, რომელიც კარგად შთანთქავს წითელ და ინფრაწითელ სხივს. მომსახურე პერსონალის და პაციენტის ინდივიდუალური დაცვის მიზნით საჭიროა დამცველი სათვალე ლურჯ-მწვანე ან ფორთოხლისფერი შუშებით. ზოგ აპარატს მაგ., "ადეპტს" კომპლექტში მოყვება ეს სათვალე.

აკრძალულია: ლაზერის სხივის შეხედვა; ლაზერის სხივის ზონაში ბრჭყვიალა საგნების შეტანა (საათი, ბეჭედი და ა.შ.), რომლებიც ირეკლავენ გამოსახულებას, ჩართული აპარატის უმეთვალყურეოდ დატოვება. ლაზერული გამოსხივება უნდა ჩაირთოს მას შემდეგ, რაც შუქგამტარის ბოლო მიეხუდება დასამუშავებელ არეს. შუქგამტარი სხვა ზონაზე გადაიტანება ტაიმერის გამორთვის შემდეგ.

მომსახურე პერსონალი უნდა იმყოფებოდეს მუდმივი სამედიცინო მეთვალყურეობის ქვეშ. ყოველ კვარტალში ერთჯერ უნდა ესინჯებოდეს ოფთალმოლოგს, თერაპევტს და ნევროპათოლოგს. წელიწადში ერთჯერ დერმატოლოგს. ლაზერის სხივთან მუშაობა ეკრძალებთ ამ სხივის მიმართ მგრძნობიარე პირებს, პროფესიული დაავადებებით ავადმყოფებს, ნერვული, გულ-სისხლძარღვთა და სისხლძმადი ორგანოების დაავადებით დაავადებულებს.

ლაზეროთერაპიის კერძო ნაწილი მწვავე და ქრონიკული სინუსიტების ლთ

ცხვირის დანამატი ღრუების ანატომიურ-ტოპოგრაფიულმა თავისებურებებმა განაპირობეს ლაზეროთერაპიული მეთოდების თავისებურება სინუსიტების დროს (ჯ. უბასეკი 2000; ვ.კორეპანოვი 1998). ლაზერული ენერგიის მაღალი სამკურნალო პოტენციალის რეალიზაცია შესაძლებელია საბაზისო(ტრიგერულ) წერტილებზე მისი მოქმედებით (ნ.გერმიშევა 1992). დანამატი ღრუების საპროექციო მიდამოების ტრანსკუტანური დასხივება განაპირობებს რენდგენოლოგიური მონაცემების ნორმალიზებას და კლინიკური სიმპტომების სწრაფ აღსაგებას (ა.ლაპჩენკო 1991, მ.პ.ნიკოლაევი).

თსსუ სამედიცინო რეაბილიტაციის კათედრაზე შესწავლილი იყო წითელი და ინფრაწითელი სხივების ერთდროული მოქმედების თერაპიული ეფექტი მწვავე და ქრონიკული სინუსიტების დროს (ა.გოგელია 2002). აღნიშნული კომბინაცია გამოყენებული იყო, ერთის მხრივ, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი, მეორეს მხრივ, როგორც კომპლექსური მეთოდი ანტიბიოტიკოთერაპიის და ნაზალური მედიკამენტების ფონზე.

ამ მიზნით სინუსიტიტ დაავადებულ 221 პაციენტს ჩაუტარდა აღნიშნული მკურნალობა. 149 ავადმყოფს დიაგნოსტიკებული ჰქონდა მწვავე კატარული სინუსიტი, 72-ს ქრონიკული, ჩირქოვანი სინუსიტი. დიაგნოზი, კლინიკური სტადია, მკურნალობის სქემა დადგენილი იყო თსსუ ოტორინოლარინგოლოგიის კათედრაზე. მწვავე კატარული სინუსიტიტ დაავადებულ 58 ავადმყოფს დანიშნული ჰქონდატ ლაზეროთერაპია, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი. 163-ს ლაზეროთერაპია დაენიშნა ანტიბიოტიკოთერაპიის და ნაზალური მედიკამენტების ფონზე.

მკურნალობის სქემის მიხედვით ავადმყოფები დაყოფილი იყვნენ ორ ჯგუფად. ერთ ჯგუფში ლაზეროთერაპიის სეანსი იწყებოდა წითელი ლაზერით (ტალღის სიგრძე $-0,63$ მკმ, სსიხშირე-200 კც, სიმძლავრე $-3-5$ მვტ) 120 წმ-ის განმავლობაში თითოეულ ნაზალურ ღრუში, შემდეგ სხივდებოდა მტკივნეული მიდამოები და ტრიგერული ზონები ინფრაწითელი ლაზერით 30 წმ-ის განმავლობაში. ინფრაწითელი სხივებით მკურნალობის რეჟიმი ყოველი პაციენტისათვის ინდივიდუალურად იყო შერჩეული ტკივილის ხარისხის, ხასიათის და გავრცელების მიხედვით და ის იცვლებოდა ყოველდღიურად (საჭიროების მიხედვით) კლინიკური სიმპტომების დინამიკის მიხედვით. თითოეული სეანსის ხანგრძლივობა 12-15 წთ იყო. ავადმყოფთა მეორე ჯგუფში წითელი და ინფრაწითელი ლაზერით დასხივება მიმდინარეობდა ერთდროულად (ა.გოგელა 2003): ნაზალურ ღრუებში წითელი ლაზერით დასხივების პარალელურად ინფრაწითელი სხივებით სხივდებოდა მტკივნეული მიდამოები და ტრიგერული ზონები თითოეული პაციენტისათვის ინდივიდუალური სიხშირით და სიმძლავრით. ტალღის სიგრძე იყო $0,85$ მკმ. მუშაობის პროცესშივე ნათელი ხდებოდა ასეთი კომბინირებული მეთოდის უპირატესობა. მე-2-3 სეანსზე ავადმყოფებს

უმჯობესდებოდათ ზოგადი მდგომარეობა, უმცირდაბოდათ ტკივილი, აღუდგებოდათ ცხვირით სუნთქვა, და პრაქტიკულ გამოჯანმრთელების პერიოდი ემთხვეოდა ლაზეროთერაპიის მე-6-7 სეანსს.

ქრონიკული, ჩირქოვანი სინუსიტების ლაზეროთერაპიული მკურნალობა ტარდებოდა ანტიბიოტიკოთერაპიის და ნაზალური მედიკამენტების ფონზე. ამ შემთხვევაში კლინიკური სურათის გაუმჯობესებას აღვილი ჰქონდა მე-5-6 სეანსზე. სეანსთა რაოდენობა შეადგენდა 10-12 -ს. ზოგიერთ პაციენტს მე-2-3 სეანსზე აღენიშნებოდა პროცესის გამწვავება, რასაც მოჰყვებოდა ცხვირის ნესტოებიდან სინუსების ჩირქოვანი ექსუდატის უხვი დრენირება, რის შემდეგაც მდგომარეობა მკვეთრად უმჯობესდებოდა და მკურნალობის შედეგი გაცილებით ეფექტური იყო.

ქრონიკული სინუსიტით დაავადებულ პაციენტებს, გამწვავების შემთხვევაში. ლაზეროთერაპიის განმეორებითი კურსი ენიშნებოდათ 2 თვის შემდეგ და შემოდგომასა და გაზაფხულზე, როგორც პროფილაქტიკური ღონისძიება.

ამრიგად, დანამატი ღრუების ანთებითი დაავადებების დროს წითელი და ინფრაწითელი ლაზერული ენერგიით ერთდროული დასხივება იძლევა გამოხატულ დადებით თერაპიულ ეფექტს, რომელსაც აძლიერებს რეფერექტორული რეაქციების სტიმულირება ტრიგერული ზონების ინტენსიფიკაციის გზით.

ყურის დაავადებების ლთ

ლიტერატურაში აღწერილ მეთოდებში მწვავე და ქრონიკული საღმინგოოტიტების, ტუბოოტიტების მკურნალობა უმრავლეს შემთხვევაში ინვაზიური წესით ტარდება (ნ.მიშენკინი 1990, ა.ლოპოტკო 1988, მ.შუსტერი 1989)

ჩვენს მიერ შესრულებული შრომის მიზანი იყო სმენის ორგანოს მწვავე და ქრონიკული ანთების დროს ლაზეროთერაპიის, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდის, შესაძლებლობების განსაზღვრა; წითელი და ინფრაწითელი ლაზერული ენერგიის ერთობლივი მოქმედების თერაპიული ეფექტის შესწავლა და ტრადიციული მედიცინის საშუალებებთან ერთად კომპლექსური მოქმედების თავისებურების აღწერა.

ლაზეროთერაპია ჩატარდა სმენის ორგანოს მწვავე ან ქრონიკული ანთებით დაავადებულ 196 ავადმყოფს (ა.გოგელია 2002). მათ შორის 59-ს დიაგნოსტიკებული ჰქონდა გარეთა სასმენი მილის ანთება, 68-ს შუა ყურის მწვავე ანთება, 69-ს – შუა ყურის ქრონიკული ანთება. დაავადების დიაგნოსტიკება და მკურნალობის სქემის შედგენა ხდებოდა თსსუ ოტორინოლარინგოლოგიის კათედრაზე.

გარეთა სასმენი მილის ანთების სამკურნალოდ ლაზეროთერაპია ჩატარდა, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი. გამოყენებული იყო ჰელიუმ-ნეონის ლაზერული ენერგია შუქგამტარით სხივის მიმართულების ფიქსირებით გარეთა სასმენ მილში. პარალელურად ინფრაწითელი სხივებით სხივდებოდა ყურახლო ჯირკვლები. წითელი ლაზერის ტალღის სიგრძე უდრიდა 0,63 მკმ-ს, სიხშირე – 200 კც-ს, სიმძლავრე – 3-4 მვტ-ს. რაც შეეხება ინფრაწითელ სხივს, მისი სიგრძე შეადგენდა 0,85 მკმ-ს, სიხშირე – 150-დან 200 კც-მდე, სიმძლავრე – 40-60 მვტ. ერთი სეანსის ექსპოზიცია იყო 5 წთ. მკურნალობის კურსი 6 სეანსს მოიცავდა.

შუა ყურის ანთების დროს ერთდროულად სხივდებოდა (ა.გოგელია 2003) ჰელიუმ-ნეონის ლაზერით გარეთა სასმენი მილიდან დაფის აპკი და ინფრაწითელი სხივებით შემდეგი ანატომიური ორიენტირები: დვრილისებრი მორჩი, სმენის ნერვის

ტოტები, ლოკოინა, ყურახლო ჯირკვლები (ვ.კორეპანოვი 1988). ინფრაწითელი ლაზერის სიხშირის და სიმძლავრის შერჩევა ხდებოდა თითოეული პაციენტისათვის ინდივიდუალურად ტკივილის ინტენსიობის, დაავადების სტადიის და პაციენტის ასაკის გათვალისწინებით და იცვლებოდა საჭიროების შემთხვევაში, კლინიკური სურათის ყოველდღიური დინამიკის მიხედვით. მწვავე ფაზაში, ინტენსიური ტკივილის ფონზე, ინფრაწითელი ლაზერის (იწლ) სიხშირე აღწევდა 300 კც-მდე, ბავშვებისათვის -120-150 კც-ს, სიმძლავრე - შესაბამისად 70-80 მვტ და 40-50 მვტ-ს. ტკივილის კუპირების შემდეგ, მე-3-4 სეანსიდან სიხშირეს და სიმძლავრეს თანდათან ვამცირებდით ოპტიმალურ დოზებამდე. ერთი სეანსის ხანგრძლიობა 6-8 წთ იყო. მკურნალობის კურსი მოიცავდა 6-8 სეანსს.

ქრონიკული, ჩირქოვანი ოტიტის დროს “შშრალი” ყურის და სმენის რეაბილიტაციის მისაღწევად ლაზეროთერაპიული კურსი მოიცავდა 10-12 სეანსს, ყოველდღიურად 10-12 წთ-ის ხანგრძლიობით. დასხივება ჩატარდა ანტიბიოტიკების და ყურის და ნაზალური მედიკამენტების ფონზე (ოტორინოლარინგოლოგის დანიშნულების მიხედვით) ერთდროულად, წითელი და ინფრაწითელი სხივებით. დოზების არჩევანი ამ შემთხვევაშიც განპირობებული იყო შუა ყურში პათოლოგიური პროცესის გავრცელების არეალით, მიკროფლორის სპექტრით, პაციენტის ასაკით და აღწევდა საშუალოდ 25-35 ჯ/სმ² - ზე. ლაზერული ენერგიის ჯამური დოზა შეადგენდა 200-250 ჯ/სმ² -ზე.

ოტიტების ლაზეროთერაპიის დროს მნიშვნელობა აქვს დასხივების ხერხების და ექსპოზიციის ინდივიდუალურ შერჩევას. მაგალითად, გარეთა სასმენი მილის ანთების დროს მთელი სეანსის განმავლობაში წითელი ლაზერით სხივდებოდა მილის არე და ინფრაწითელი სხივებით - ყურახლო ჯირკვლები. შუა

ყურის ანთების და სმენის დაქვეითების დროს წითელი ლაზერით სხივდებოდა სასმენი მილი, ნაზალური ღრუები და პირ-ხახის მიდამო(პირის ღრუდან) თითო წთ-ის განმავლობაში. პარალელურად ინფრაწითელი ლაზერით სხივდებოდა ანატომიური ორიენტირები 30-40 წმ-ის განმავლობაში. შუა ყურის ანთების დროს სხივდება როგორც დაავადებული, ისე ჯანმრთელი ყური.

გარეთა სასმენი მილის ანთების დროს ლაზეროთერაპია ჩატარდა როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი. წითელი და ინფრაწითელი ლაზერით ერთდროულმა დასხივებამ თერაპიული ეფექტი მე-2-3 სეანსიდან გამოავლინა.

შუა ყურის მწვავე და ქრონიკული ანთების დროს ლაზერულმა მკურნალობამ ყველაზე პოზიტიური შედეგები გამოავლინა ახალგაზრდა პაციენტებში ,რომლებშიც პათოლოგიური პროცესი ლოკალური იყო.სმენის გაუმჯობესება აღინიშნებოდა უკვე მე-4-სეანსზე. ქრონიკულ პაციენტებს ვურჩევდით ლაზეროთერაპიის განმეორებითი კურსის ჩატარებას 2 თვის შემდეგ და აგრეთვე გაზაფხულსა და შემოდგომაზე. ლაზეროთერაპიის განმეორებითი კურსი ჩაიტარა 6 პაციენტმა, გაზაფხულსა და შემოდგომაზე კი პროფილაქტიკური კურსი ჩაიტარა 4-მა. ისინი პირველივე კურსიდან თავს პრაქტიკულად ჯანმრთელად გრძნობდნენ. დანარჩენი პაციენტები ლაზეროთერაპიის განმეორებით კურსზე არ გამოცხადებულან. ამდენად ჩვენ არ მოგვეცა საშუალება თვალი მიგვედევნებინა მათში ჩატარებული მკურნალობის შედეგებზე.

სმენის ორგანოს ანთებითი დაავადებების სამკურნალოდ გამოყენებული ლაზეროთერაპიის ზემოთაღნიშნული მეთოდი განსხვავდება ლიტერატურაში აღწერილი მეთოდებისაგან,რომელთა მიხედვით ოტიტების დროს ლაზეროთერაპია ტარდება წითელი ლაზერით (კ.კარაბაევი 1988, ნ.მიშენკინი 1979),

ღრუსშიდა ინვაზიური მეთოდებით (ნ.მიშენკინი 1991, ვ.ტალალაევი 1998).

ოტიტების სამკურნალოდ გამოყენებული ლაზეროთერაპიის დოზები (200-250 ჯ\სმ2) ემთხვეოდა იმ ავტორთა მიერ მოწოდებულ მაჩვენებლებს, რომლებიც თვლიან, რომ დოზების შერჩევა დამოკიდებულია პათოლოგიური პროცესის გავრცელების ხარისხსა და პაციენტის ასაკზე (ნ.მიშენკინი 1998).

ჩატარებული გამოკვლევის შედეგების საფუძველზე შეიძლება შემდეგი დასკვნების გაკეთება:

გარეთა ყურის ანთების დროს ლაზეროთერაპია შეიძლება ჩატარდეს, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი;

შუა ყურის ანთების დროს ლაზეროთერაპია ტარდება კომპლექსურად, მკურნალობის ტრადიციულ მეთოდებთან ერთად;

წითელი და ინფრაწითელი სხივებით ერთდროული დასხივება იძლევა მკვეთრად გამოხატულ თერაპიულ ეფექტს, რომელსაც აძლიერებს რეფრაქტერული რეაქციების სტიმულირება ტრიგერული ზონების ინტენსიფიკაციის გზით.

ოსტეოქონდროზების ლთ

ნევროლოგიური გამოვლინებები ოსტეოქონდროზის დროს ფესვოვან, ფესვოვან-სისხლძარღვოვან და რეფლექტორულ სინდრომებად იყოფა (ვ. მიდტი 1998). მკურნალობისას გასათვალისწინებელია ტკივილის სინდრომის ინტენსიობა, დაავადების სტადია, მიმდინარეობა, მოძრაობითი, ვეგეტატიურ-სისხლძარღვოვანი, ტროფიკული დარღვევების ხასიათი. ზემოთთქმულიდან გამომდინარე საჭიროა სამკურნალო ღონისძიებების მიმართ დიფერენცირებული მიდგომა.

ოსტეოქონდროზების სამკურნალოდ გამოიყენება მედიკამენტური, ფიზიკური, ორთოპედიული, ქირურგიული, დისკოფუნქციონალური, სანატორიულ-კურორტული მეთოდები, რომელთა შორის წამყვანი როლი ფიზიკურ მეთოდებს მიეკუთვნება (გ.კოზლოვი 1995).

ლაზეროთერაპიის ეფექტურობა საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის დაავადებების დროს აიხსნება მისი მაღალი თერაპიული ეფექტურობით, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდით და ასევე კომბინირებული მოქმედების შესაძლებლობით მკურნალობის ტრადიციულ მეთოდებთან ერთად (სვანიშვილი რ.1996,1997). აღსანიშნავია ლაზეროთერაპიულ მეთოდთა უმრავლესობის არაინვაზიურობა, უმტკივნეულობა და კომფორტულობა პაციენტისათვის (ვ.ილარიონოვი 1994).

ოსტეოქონდროზის დროს ლაზეროთერაპიის ამოცანაა ტკივილგამაყუჩებელი, ანთების საწინააღმდეგო და შეშუპების საწინააღმდეგო მოქმედება.

დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპია ჩაუტარდა ოსტეოქონდროზით დაავადებულ 51 ავადმყოფს (ა.გოგელია 2002). პაციენტებს დიაგნოზი დასმული ჰქონდათ სპეციალისტის მიერ სათანადო გამოკვლევების საფუძველზე. თითოეულ ავადმყოფში ლაზეროთერაპიის რეჟიმი ინიშნებოდა ინდივიდუალურად, ტკივილის ინტენსიობის, დაავადების სტადიის, მიოფასციალური დატვირთვის და ასაკის გათვალისწინებით. თითოეული სეანსი მოიცავდა მტკივნეული უბნების, შესაბამისი პარავერტებრალური ზონების და ბიოლოგიურად აქტიური ტრიგერული წერტილების დასხივებას. სეანსის ხანგრძლივობა 20-30 წთ-ს შეადგენდა. მკურნალობის კურსი 10-15 სეანსს მოიცავდა. ლაზეროთერაპიას ვატარებდით 0,89 მკმ სიგრძის ტალღის მაგნიტოლაზერული შუქგამტარით. მკურნალობის პირველ ხუთ სენსზე ვასხივებდით მაღალი

სიხშირით (1700 -1800 ჰც) და დაბალი სიმძლავრით (8 -10 ვატი). ტკივილის კუპირების შემთხვევაში ეს მაჩვენებლები მცირდებოდა და მკურნალობას ეაგრძელებდით ოპტიმალური დოზებით მიღებული შედეგების დაფიქსირების მიზნით, ტკივილის სრულად აღაგებამდე. არასაკმარისი შედეგის შემთხვევაში დოზებს ეუმატებდით სასურველი შედეგის მიღწევამდე და ამ შემთხვევაში სენსების რაოდენობას ვზრდიდით 15 -მდე. ახალგაზრდა პაციენტებში ლაზეროთერაპიას ვატარებდით დამოუკიდებლად, მედიკამენტური მკურნალობის გარეშე. იმდენად, რამდენადაც ხანდაზმულ პაციენტებს ჩვენთან მომართვამდე უკვე ჰქონდათ ჩატარებული მედიკამენტოზური მკურნალობა, მათი დასხივება ხდებოდა სამკურნალო მალამო "ტრაუმელის" აპლიკაციის ფონზე. მტკივნეული და მიოფასციალურად დაინტერესებული უბნების მაგნიტოლაზერული დასხივების შემდეგ ვატარებდით ხერხემლის შესაბამისი რეგიონის პარავერტებრალურ დასხივებას და ბოლოს ლაზერულ რეფლექსოთერაპიას საბაზისო რეცეპტების ანუ ტრიგერულ ზონებში. საერთო ჯამში დასასხივებელი უბნების რაოდენობის გათვლით თითოეულ წერტილის დასხივების ექსპოზიცია მერყეობდა 30 დან 60 წმ-მდე ისე, რომ სეანსის ხანგრძლიობა არ აღემატებოდა 20-30 წთ-ს. ზონების რაოდენობას და ექსპოზიციას ვცვლიდით ყოველდღიურად ავადმყოფობის დინამიკის მიხედვით, მაგრამ ამავე დროს უნდა გვახსოვდეს, რომ გამოსხივების დოზა თითო სეანსზე არ უნდა აღემატებოდეს 0,5 ჯ/სმ².

ოსტეოქონდროზით დაავადებულ 51 ავადმყოფში ლაზეროთერაპია ეფექტური იყო 98%-ში. მკურნალობის პირველი კურსის დამთავრების შემდეგ ტკივილები მთლიანად მოიხსნა ან მნიშვნელოვნად შემცირდა, 36 პაციენტში აღსდგა ხერხემლის მოძრაობითი ფუნქცია.

ლაზერული ენერგიის თერაპიული ეფექტი მაგნიტურ არეში მნიშვნელოვნად მატულობს. ეს

განპირობებულია მიკროცირკულაციის, ქსოვილოვანი მეტაბოლიზმის, ნეიროჰუმორალური მექანიზმების და ბიოლოგიური სუბსტრატების ფუნქციური აქტივაციის სხვა ფაქტორების გაძლიერებით (ვ.კოზლოვი 1995).

აღამიანის ორგანიზმზე მაგნიტური ველის მოქმედებაში ავტორთა ერთი ჯგუფი გამოყოფს რეაქციათა ტეტრადას: ვარჯიში, მშვიდი აქტივაცია, მომატებული აქტივაცია, სტრესი (ლ.გარკავი 1991). იმავე ავტორთა მოსაზრებით მაგნიტური ველის მიმართ მთლიანი ორგანიზმის მგრძნობელობა უფრო მაღალია, ვიდრე ქსოვილოვან და უჯრედულ დონეზე. ი.ა.ხოლოდოვის (1991) მოსაზრებით მაგნიტური ველი არასპეციფიკური გამაღიზიანებელია. ამიტომ მისი მოქმედება შეიძლება განვიხილოთ როგორც ფიზიოთერაპიული, ზოგადმასტიმულირებელი (ი.ხოლოდოვი 1991).

ჩვენს მიერ მიღებული შედეგები ემთხვევა ვ.ი.კოზლოვის და ვ.ა.ბუილინის (1995) მიერ ოსტეოქონდროზით დაავადებული 1500 ავადმყოფის მკურნალობის შედეგებს. ავტორები ამტკიცებენ, რომ ლაზერული თერაპია აუმჯობესებს რეგიონალურ და სისტემურ მიკროცირკულაციას, ამცირებს ხერხემლის კუნთების რიგიდობას, აუმჯობესებს ავადმყოფის ზოგად მდგომარეობას, აღადგენს შრომის უნარიანობას და ფსიქიურ მდგომარეობას.

რადიკულიტების ლთ

ნევროლოგიურ დაავადებათა სამკურნალოდ ლაზერი შედარებით გვიან იქნა გამოყენებული, მაგრამ დღეისათვის არსებული მნიშვნელოვანი კლინიკური გამოკვლევების საფუძველზე შეიძლება დავაფიქსიროთ, რომ ამ სფეროში ლაზეროთერაპია ნოზოლოგიურად

არასპეციფიური, უნივერსალური სამკურნალო
საშუალებაა (ვ.სკუპჩენკო 2000).

ლაზეროთერაპიის მიზანი რადიკულიტების
დროს არის ტკივილგამაყუჩებელი, შეშუპების და
ანთების საწინააღმდეგო მოქმედება, ქსოვილების
სისხლის მიმოქცევის და ტროფიკის გაუმჯობესება,
ნერვიული განვლადობის აღდგენის დაჩქარება
(ვ.კოზლოვი 1995).

მიმდინარე ნაშრომის მიზანი იყო
დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპიის შესაძლებლობების
განსაზღვრა რადიკულიტების დროს, როგორც
მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდით და აგრეთვე
კომპლექსში სხვა სამკურნალო საშუალებებთან.

ლაზერული მკურნალობა ჩაუტარდა
რადიკულიტით დაავადებულ 59 ავადმყოფს (ავოგელია
2002). ყოველი შემთხვევა დიაგნოსტირებული იყო
ნევროპათოლოგიის მიერ. კისერ-გულმკერდის
რადიკულიტით და მხრის პლექსიტით
დიაგნოსტირებული იყო 18 ავადმყოფი, გულმკერდის
რადიკულიტით – 8, გავა-წელის რადიკულიტით და
წელის წნულის პლექსიტით – 33 პაციენტი.
ლაზეროთერაპიის კაბინეტში მოსვლამდე პაციენტთა
უმრავლესობას მკურნალობა ჩატარებული ჰქონდა
მასაჟით და სხვადასხვა სამკურნალო საშუალებებით,
მაგრამ უშედეგოდ. 42 პაციენტს ლაზეროთერაპია
ჩაუტარდა, როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი
მეთოდი. 17 პაციენტი პირველი ხუთი სეანსის
განმავლობაში ღებულობდა არასტეროიდულ ანთების
საწინააღმდეგო მედიკამენტებს. შემდეგ კი მხოლოდ
ლაზეროთერაპიას აგრძელებდნენ.

ლაზეროთერაპიის რეჟიმი კონტაქტური იყო.
დასხივებას ვატარებდით 1,3 მკმ სიგრძის ინფრაწითელი
სხივებით (სიმძლავრე – 2 მვტ – მდე) და 0,89 მკმ
სიგრძის მაგნიტოლაზერული შუქგამტარით (სიმძლავრე
– 8 ვტ). 1,3 მკმ სიგრძის ლაზერით დავასხივეთ 20

პაციენტი, 39 კი — 0,89 მკმ მაგნიტოლაზერული შუქგამტარით. მკურნალობის სქემა ინდივიდუალურად იყო შედგენილი თითოეული პაციენტისათვის დაავადების სტადიის, ტკივილის ინტენსიობის და მიოფასციალური უბნების დაინტერსების არეალის მიხედვით და იცვლებოდა ყოველდღიურად დაავადების დინამიკის გათვა-ლისწინებით. სენსების ხანგრძლივობა შეადგენდა 20–30 წთ-ს. თითოეულ წერტილზე დასხივების ექსპოზიცია იყო 30-60 წმ. სენსს ვიწყებდით პალპატორულად მტკივნეული უბნების დასხივებით იმპულსურ რეჟიმში (1500-1600 ჰც). შემდეგ ორთავე მხარეს ვასხივებდით ხერხემლის შესაბამის პარავერტებრალურ სეგმენტებს და ბოლოს აკუპუნქტურის წერტილებს. პარავერტებრალური სეგმენტები და ტრიგერული წერტილები სხივდებოდა უწყვეტი რეჟიმით, 20-30 მკტ სიმძლავრით. მკურნალობის კურსი მოიცავდა 10-15 სენსს, ყოველდღიური 5 დღიანი პროცედურის შემდეგ 2 დღიანი ინტერვალით.

კისერ-გულმკერდის რადიკულიტის და კისრის და მხრის პლექსიტების დროს მტკივნეული უბნების დასხივების შემდეგ ვასხივებდით შემდეგ ანატომიურ ორიენტირებს:

ორთავე მხარეს პარავერტებრალურად C 1-8 ;Th1-4 ; ილლიის ფოსო ლაზეროპუნქტურა ტარდებოდა 30–30 წმ-ის განმავლობაში სამ წერტილზე: I-18 (ფუ-ტუ);

V -21 (ძიან-ძინ); I -11 (ცზიან-ცზუ).

გულმკერდის რადიკულიტის და მხრის პლექსიტის დროს სხივდებოდა: ორთავე მხარეს პარავერტებრალურად თპ 1-12 ნეკნთაშუა სივრცეები მტკივნეულ ადგილებში.

ლაზეროპუნქტურა ტარდებოდა შემდეგ წერტილებში: V 44 (შენ-ტან); V 46 (ეე-გუან);

V 47 (ხუნ-მენ).

იშეიასის (წელ-გავის რადიკულიტი - ფუნიკულიტი, წელის წნულის პლექსიტი) დროს: ორთავე მხარეს პარავერტებრაკურად წელ-გავის მიდამო; საჯდომი ნერვის გამოსასვლელი; მუხლქვეშა ფოსოს შუა ნაწილი. ლაზროპუნქტურის წერტილებია: V 30 (ხუან-ტიაო): V 36 (ჩენ-ვუ); V 37 (ინ-მენ); 36 (ძიუ-სან-ლი); ღ 8 (ცხსიაო-სი)

ზემოთაღნიშნული რეჟიმით ჩატარებული ლაზეროთერაპია ლაზეროპუნქტურასთან კომბინაციაში 37 პაციენტში ეფექტური აღმოჩნდა. მათ ტკივილი შეუმცირდათ მე-5-6 სეანსიდან და სრულად აუღაგდათ მე-10-12 პროცედურის შემდეგ. 8 ავადმყოფს ტკივილები შეუმცირდა მე-7-8 სეანსიდან, მაგრამ კურსის დამთავრების შემდეგ მოძრაობითი შეზღუდვა დარჩა. შედარებით ადრეული და უფრო მყარი პოზიტიური ეფექტი გამოვლინდა მაგნიტოლაზერული თერაპიის შედეგად.

ლაზერული ენერგიის თერაპიული ეფექტი მაგნიტურ არეში მნიშვნელოვნად მატულობს (ვ.კოზლოვი 1995). მთლიანი ორგანიზმის მგრძნობელობა მაგნიტური ველის მიმართ უფრო მაღალია, ვიდრე ქსოვილოვან და უჯრედულ დონეზე (ი.ხოლოდოვი 1991). ლაზერით მკურნალობის ეფექტუტურობას აძლიერებს ლაზეროპუნქტურა. ავტორთა გამოკვლევაში პლექსიტის დროს წითელი და ინფრაწითელი ლაზერით ჩატარებული ლაზეროპუნქტურის შესახებ დაფიქსირდა პოზიტიური შედეგები: აღსდგა მგრძნობელობა, კუნთთა ტონუსი და მოძრაობის მოცულობა (ა.დეგტიარევა 1994). ლ.მარსაგიშვილის (1997) მონაცემებით ლუმბაგოს, კუნთების დაჭიმულობის და პისტპერპესული ნევრალგიის დროს წითელი (0,63 მკმ) და ინფრაწითელი (0,85 მკმ) ლაზერით კომბინირებულმა მკურნალობამ შედეგი ავადმყოფთა 79%-ში გამოიღო.

დამტკიცებულია, რომ დაბალინტენსიური ლაზერის მოქმედებით ნერვების ფუნქციონალური

შესაძლებლობების მოცულობა 29–32%–ით იზრდება (ა.შვალბი 1985). ე.სკუპჩენკოს(2000) მონაცემებით ლაზერი ააქტიურებს რა აფერენტული სტრუქტურების იმპულსაციას, ავლენს თერაპიულ ეფექტს ცნს–ის სხვადასხვა დონეზე, რაც თავის მხრივ არეგულირებს ტკივილის მექანიზმს ნეირორეფლექტორული გზით.

შლატერის დაავადების ლთ

შლატერის ავადმყოფობით სნეულდებიან ძირითადად ვაჟები 13-17 წლის ასაკში და იგი ვლინდება წვივის დიდი ძვლის ხორკლების ოსტეოქონდროზული დაზიანებით, რასაც თან სდევს ტკივილები მუხლის სახსარსა და წვივის მიდამოებში (გ.ბახტაძე).

უკანასკნელი წლების გამოკვლევებში ნაჩვენებია დაბალინტენსიური ლაზერების მოქმედება რეპარაციული ოსტეოგენეზის პროცესებზე. კერძოდ, ადგილი აქვს ოსტეობლასტების პროლიფერაციის დაჩქარებას, კორტიკალური ფირფიტების გაჩენას და ძვლის ტვინოვანი არხის აღდგენას, რომლის რეალიზაციის მექანიზმი შეიძლება აიხსნას მოძღვრებით პარაბიოზის შესახებ (მ.ბერგლეზოვი 1995, რ.ხეცურიანი 1999).

დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპია ჩაუტარდა შლატერის სინდრომით დაავადებულ 32 პაციენტს (ა.გოგელია 2002). მათგან 10-ს ყოველი სეანსის წინ მუხლის სახსარსა და მტკივნეულ მიდამოებში ვუსმევდით მცენარეული წარმოშობის სამკურნალო მალამო „ტრაუმელს,, დანარჩენებს დასხივებას ვუტარებდით მალამოს გარეშე. ლაზეროთერაპიის რეჟიმი და ექსპოზიცია თითოეული პაციენტისათვის ინდივიდუალურად იყო შერჩეული, ტკივილის ინტენსიობის, მიოფასციალური ტკივილების გავრცელების არეალის მიხედვით. თუმცა მკურნალობის ძირითადი სქემა ერთნაირი იყო. კერძოდ, მტკივნეული მიდამოები სხივდებოდა 1.3 მკმ სიგრძის ტალღის

შუქგამტარით (სიხშირე -1500-1600 ჰც, სიმძლავრე 7-9 მეტ), ტრიგერული უბნები სხივდებოდა 0.85 მკმ სიგრძის ტალღებით (სიხშირე -80-90 ჰც, სიმძლავრე 40-60 მეტ). პაციენტებს ჩაუტარდათ ლაზეროთერაპიის 10 სესიი. ერთი სესიის ხანგრძლივობა შეადგენდა 10-30 წუთს. ყოველ პაციენტზე დაკვირვება მიმდინარეობდა ინდივიდუალურად. თუ მეორე-მესამე სესიის შემდეგ მდგომარეობა უმჯობესდებოდა მკურნალობა იმავე რეჟიმით გრძელდებოდა. წინააღმდეგ შემთხვევაში დოზის და რეჟიმის შეცვლა საფეხურებრივად ხდებოდა ტკივილის მოხსნამდე და შემდეგ გრძელდებოდა მიღწეული რეჟიმით.

ლაზეროთერაპიის პოზიტიური ეფექტი გამოვლინდა უკლებლივ 32-ივე ავადმყოფში. თუმცა „ტრაუმელით,, დამუშავებულებში ეფექტი უფრო ადრე დაფიქსირდა. მე-5 სესიის შემდეგ ყველა პაციენტი თავს პრაქტიკულად ჯანმრთელად გრძნობდა და დანარჩენი სესიები მიღებული შედეგების შენარჩუნებასა და ფიქსირებაზე იყო გათვლილი. მკურნალობის პროცესში გამოიკვეთა შემდეგი კანონზომიერება: 14 წლამდე ასაკის მოზარდებში დაავადების სიმპტომები ლოკალური იყო. ამდენად მკურნალობის პოზიტიური შედეგები მოკლე დროში დაფიქსირდა და ექსპოზიცია მცირეაღიანი — 8-10 წთ იყო. მოზრდილებში ტკივილები გარდა ლოკალურისა, გაფანტული იყო მიოფასციალურად: საზარდულის, ბარძაყის მედიალური კუნთების და წვივის კუნთების მიდამოებში. ამიტომ სესიების ხანგრძლივობა 30 წთ- მდე აღწევდა.

ლაზეროთერაპიის ბიოლოგიური ეფექტის მექანიზმი რეალიზდება მისი დადებითი გავლენით იშემიურ უბნებში მიმდინარე პროცესებზე, ვეგეტატიურ რეგულაციაზე, იმუნურ სისტემასა და რეპარაციულ აქტივობაზე ზემოქმედებით (მ. ბერგლესოვი 1998, პ. ბიირსმანი).

ლიტერატურაში არსებული მონაცემები
ლაზეროთერაპიის ეფექტურობის შესახებ
ძვალსახსროვანი ავადმყოფობების დროს საკმაოდ
ურთიერთგამომრიცხავია. ეს აიხსნება სხვადასხვა
მიდგომით მკურნალობის მიმართ, მეთოდების და
გამოყენებული დოზების ინდივიდუალური შერჩევით და
აგრეთვე მიღებული შედეგების ობიექტური და სათანადო
შეფასების საშუალებით სპეციალისტის მიერ (ვ.ბატლინი
1995).

მიმდინარე ნაშრომში ლაზეროთერაპიული კურსი
შლატერის დაავადების დროს ჩატარდა, როგორც
მკურნალობის დამოუკიდებელი მეთოდი. მიღებული
შედეგები ნათელს ხდის გამოყენებული მეთოდის
საშუალებებს და ეფექტურობას შლატერის დაავადების
დროს.

სპორტული ტრამეების ლთ

თითქმის ყველა სპორტული ტრამეის შემდეგ
(ეტიოლოგიის და პათოგენეზის განურჩევლად) ადგილი
აქვს მიკროჰემო- და ლიმფოციტოპენიის მოშლას,
რის შედეგადაც ორგანიზმში ირღვევა ნორმალური
ურთიერთდამოკიდებულება უჯრედულ,
ინტერსტიციალურ, სისხლძარღვოვან და ლიმფურ
სივრცეებს შორის. კაპილარების სპაზმი, მათი
რაოდენობის და სიმკვრივის დაქვეითება, სისხლის და
ლიმფის შუნტირება პრეკაპილარულ უბანზე და
რეოლოგიური მონაცემების გაუარესება იწვევს
ქსოვილების შეშუპებას და ჰიპოქსიას, ნივთიერებათა
ცვლის პროდუქტების დაჟნგვის შეფერხებას და
ჰიდროლიზური პროდუქტების დაგროვებას ქსოვილებში,
ანტიოქსიდური და იმუნოკომპენსატორული სისტემების
გამოფიტვას (ვ.კორეპანოვი 1996).

სპორტული ტრამპების დროს ლაზეროთერაპიის ეფექტურობა დადსტურებულია სხვადასხვა ავტორების მიერ. ექსპერიმენტული და შემდგომ კლინიკური გამოკვლევების საფუძველზე დადგინდა, რომ დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპიის (დილთ) მუდმივ მაგნიტურ ველთან ერთად კომბინირებული მოქმედებით აღდგილი აქვს ქსოვილებში მიკროცირკულაციის აღდგენას. კერძოდ: მიოციტების და ენდოციტების გააქტივებას, კაპილარების ფუნქციის სტიმულირებას მათი გაფართოვების და სარეზერვო კაპილარების გახსნის ხარჯზე. აღინიშნება კაპილარული ქსელის გაფართოვება (ვ.კოზლოვი 1993).

ინფრაწითელი ლაზერები ქსოვილებში ღრმად შეღწევადობის (10 სმ-მდე) გამო მოქმედებენ არა მხოლოდ კანსა და კანქვეშა ქსოვილებზე, არამედ ძვლებზე, სახსრებზე, მაგისტრალურ ნერვიულ ღეროებზე, შინაგან ორგანოებზე და თავის ტვინზე. მათ აქვთ ანთების საწინააღმდეგო, ტკივილგამაყუჩებელი და აღდგენითი პროცესების მასტიმულირებელი მოქმედება (პ.ტოლსტიხი 1994)

თსსუ სამედიცინო რეაბილიტაციის და სპორტული მედიცინის კათედრაზე სხვადასხვა სპორტული ტრამპის მქონე პაციენტებს ლაზეროთერაპია უტარდებოდათ როგორც მკურნალობის დამოუკიდებელი საშუალება მონოთერაპიის სახით, ასევე კომპლექსურად, ფიზიოთერაპიის სხვა საშუალებებთან ან მედიკამენტოზურ თერაპიასთან კომპლექსში (ა.გოგელია 2004). 10 წლის მანძილზე ლაზეროთერაპია ჩატარდა 1252 სპორტსმენს სხვადასხვა სპორტული ტრამპებით. პაციენტებს დიაგნოზი დასმული ჰქონდათ ობიექტური გამოკვლევების საფუძველზე. კერძოდ, რენტგენოლოგიური, დენსიტომეტრული და ულტრასონოგრაფიული გამოკვლევებით, კუნთოვანი და მიოფასციალური დარღვევებისას – მანუალური, პალპატორული გასინჯვით.

დენსიტომეტრული გამოკვლევები ითვლებოდა
 ლაზეროთერაპიის დამოუკიდებელ მეთიდად,
 მედიკამენტოზურ თუ ფიზიოთერაპიული საშუალებებთან
 კომპლექსში დანიშნვის კრიტერიუმად. მასზე
 დაყრდნობით ინიშნებოდა მონოლაზეროთერაპიაც.
 ლაზეროთერაპია მონოთერაპიის სახით ჩაუტარდა 166
 პაციენტს, სხვა ფიზიოთერაპიულ პროცედურასთან
 კომპლექსში 562 -ს, მედიკამენტების ფონზე-634 -ს.
 თითოეულ პაციენტს ლაზეროთერაპიის რეჟიმი
 ენიშნებოდა ინდივიდუალურად, ტკივილის ინტენსივობის,
 დაავადების სტადიის, მიოფასციალური დატვირთვის და
 ასაკის გათვალისწინებით. თითოეული სეანსი მოიცავდა
 მტკივნეული უბნების და შესაბამისი ტრიგერული
 წერტილების დასხივებას. სეანსის ხანგრძლიობა 20-30
 წთ-ს შეადგენდა.

მკურნალობის კურსი შედგებოდა 10-15
 სეანსისაგან. ყველა შემთხვევაში ლაზეროთერაპიას
 ვატარებდით 0,89 მკმ ტალღის სიგრძის
 მაგნიტოლაზერული შუქგამტარით. მკურნალობის
 პირველ ხუთ სენსზე ვასხივებდით მაღალი სიხშირით
 (1500-1700 ჰც) და დაბალი სიმძლავრით (8-10 ვტ).

ტკივილის კუპირების შემდეგ ეს მაჩვენებლები
 მცირდებოდა და მკურნალობას ვაგრძელებდით
 ოპტიმალური დოზებით ტკივილის სრულად ალაგებამდე.
 არადამაკმაყოფილებელი შედეგის შემთხვევაში დოზებს
 ვცვლიდით სასურველი შედეგის მიღწევამდე და ამ
 შემთხვევაში სეანსების რაოდენობას ვზრდიდით 15-20
 მდე. დასასხივებელი ზონების და ბიოლოგიურად
 აქტიური წერტილების რაოდენობას ვცვლიდით
 ყოველდღიურად კლინიკური ნიშნების დინამიკის
 მიხედვით. დასხივების დოზა თითოეულ სეანსზე არ
 აღემატებოდა 0,5 ჯ/სმ²-ს. სეანსს ვიწყებდით
 პალპატორულად მტკივნეული უბნების დასხივებით
 იმპულსურ რეჟიმში. ანატომიური ორიენტირები ყოველ
 კონკრეტულ შემთხვევაში იცვლებოდა დიაგნოზის

მიხედვით. ლაზეროთერაპიის მეთოდი ყველა შემთხვევაში კონტაქტური იყო. მედიკამენტებთან ერთად კომპლექსური მკურნალობისას ძვალ-სახსროვანი ტრამვების დროს გამოიყენებოდა ლაზერული აპლიკაციები ფირმა “ჰეელ”-ის მიერ წარმოებული მაღამო “ტრაუმელ”-ის ან “ზეელ”-ის ფონზე.

იმავე პრეპარატების ამპულირებული ფორმების ინექციები კეთდებოდა ჰომეოსინიატრიის მეთოდით ტრიგერულ წერტილებში. კუნთოვანი და მყესოვანი ტრამვების დროს ლაზერული აპლიკაციები იმავე მაღამოების ფონზე ტარდებოდა, კალციფიკატების არსებობისას გამოიყენებოდა პრეპარატები: “კონზიმ კომპოზიტუმ” და “უბიხინონ კომპოზიტუმ”-ის

ინექციები ტრიგერულ წერტილებში. ჰემატომების გაწოვის მიზნით ლაზეროთერაპია ტარდებოდა ჰომოტოქსიკოლოგიური პრეპარატების: “აპი ჰომაკორდ”-ის, ხოლო შეშუპების შემთხვევაში – “ლიმფომიოზოტ”-ის ინექციების ჰომეოსინიატრიის მეთოდით შეყვანის ფონზე.

მიღებულმა შედეგებმა ცხადყო, რომ მონოლაზეროთერაპიული აპლიკაციები ეფექტურია მსუბუქი რბილქსოვილოვანი ტრამვების დროს და ასევე კალციფიკატების გაწოვის მიზნით. საშუალო სიმძიმის რბილქსოვილოვანი და ძვალსახსროვანი ტრამვების დროს თერაპიული ეფექტი მიიღწევა ლაზერული აპლიკაციების და სხვა ფიზიოპროცედრების, როგორიცაა ფონოფორეზი, ულტრაბგერა, კომპლექსური გამოყენების დროს. მძიმე სპორტული ტრამვების სამკურნალოდ კი მკურნალობის ზემოთაღწერილ ფიზიკურ მეთოდებთან ერთად აუცილებელი ხდება მედიკამენტოზური თერაპიის ჩართვა. კერძოდ, 500 პაციენტს ტრამვის სიმძიმის ხარისხის გაუთვალისწინებლად დაენიშნა მხოლოდ ლაზეროთერაპიული სეანსები. დაკვირვებას კლინიკური ნიშნების დინამიკაზე გაწარმოებდით მე-5 სეანსამდე, დადებითი დინამიკა გამოიკვეთა 166 პაციენტში და მათ ლაზეროთერაპიის კურსი გაუგრძელდათ სრულ

გამოჯანმრთელებამდე (10-15 პროცედურა) დარჩენილ პაციენტებიდან 198-ს ლაზეროთერაპიასთან ერთად ჩაუტარდათ ულტრაბგერული ან ფონოფორეზით მკურნალობა და 10-12 პროცედურის შემდეგ პროცესი სრულად აღაგდა, ხოლო 136 პაციენტში ზემოთაღწერილ ფიზიოპროცედურებთან ერთად ჩატარდა მედიკამენტოზური მკურნალობაც. პაციენტთა საერთო რაოდენობის (1250 სპორტსმენი) დარჩენილ ნაწილს (750) მკურნალობი რეჟიმი თავიდანვე განესაზღვრებოდათ და კლინიკური ნიშნების სრული კუპირება მე-10-12 პროცედურაზე აღენიშნებოდათ. ჩატარებული გამოკვლევების საფუძველზე შეიძლება დავასკვნათ, რომ ლაზერული ენერგიის თერაპიული ეფექტი მაგნიტურ არეში მნიშვნელოვნად მატულობს (პ.ბიირსმანი). მთლიანი ორგანიზმის მგრძნობელობა მაგნიტური ველის მიმართ უფრო მაღალია, ვიდრე ქსოვილოვან და უჯრედულ დონეზე (ე.ბუილინი 1995). ლაზერი ააქტიურებს რა აფერენტული სტრუქტურების იმპულსაციას, ავლენს თერაპიულ ეფექტს ცნს-ის სხვადასხვა დონეზე, რაც თავის მხრივ არეგულირებს ტკივილის მექანიზმს ნეირორეფლექტორული გზით ().

ამრიგად, სპორტულ ტრამეების და სპორტსმენის სპორტული მოღვაწეობის რეჟიმის თავისებურებებიდან გათვალისწინებით აუცილებელია ლაზეროთერაპიული მკურნალობის სწორი რეჟიმის ოპერატიული ჩატარება, რაც საშუალებას მისცემს მას დროულად და ხარისხიანად შესძლოს სპორტული დატვირთვის შესრულება.

დასკვნა

დაბალინტენსიურ ლაზერულ გამოსხივებას აქვს უნარი მოახდინოს ბიოლოგიურ სისტემებში სხვადასხვა მორფო-ფუნქციონალური ძვრები. ლიტერატურული მონაცემები მოწმობენ, რომ ლაზერულ გამოსხივებას საფუძველად უდევს უჯრედის მემბრანული წარმონაქმნების და შიდაუჯრედული ორგანელების სტრუქტურულ-ფუნქციური გარდაქმნები, რომლებიც განპირობებულნი არიან სპეციალური

აქცეპტორების მიერ ენერგიის ქვანტების რეზონანსულ შთანთქმით.

ლაზერული სამკურნალო პროცედურების უმტკივნეულობა, მეთოდების მრავალფეროვნება, აბსოლუტური წინააღმდეგჩვენებების მინიმალურობა, მკურნალობის შემდგომი რემისიის გახანგრძლივება განაპირობებს დაბალინტენსიური ლაზერების წარმატებით გამოყენებას მწვავე და ქრონიკული დაავადებების სამკურნალოდ და პროფილაქტიკური ღონისძიებების კომპლექსში და ხშირად სრულიად დამოუკიდებლად, მონოთერაპიის სახით. დასაბუთებულია დილთ-ის მაღალი ეფექტურობა და უსაფრთხოება თითქმის ყველა პროფილის დაავადებათა მკურნალობაში.

დასხივების არეები და დოზები სხვადასხვა დაავადებების დროს

კარდიოლოგია
არასტაბილური სტენოკარდია

დასხივების მიღამო	წითელი გამოსხივება 5-10 მეტ	უწყვეტი ინფრაწითელი გამოსხივება 40-60 მეტ	იმპულსური ინფრაწითელი გამოსხივება 3-5 კტ
მარცხენა ლაფიწსზედა ფოსო	360	120	60
მკერდის შუა მესამედის ცენტრი	60	60	60
მარცხენა მეორე ნეკნთაშუა არე პარავერტებრალურ ხაზზე	60	60	60
მარცხენა მეოთხე ნეკნთაშუა არე ლაფიწსზედა ხაზზე	60	60	60
მარცხენა ბეჭის ქვედა კუთხე	60	60	60
პარავერტებრალუ რად Th /5-6	120 +120	120+120	60+60

კარდიოლოგია
ჰიპერტონული დაავადება

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5- 10 მეტ	უწყვეტი ინფრაწითელი გამოსხივება 40- 60 მეტ	იმფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3-5 მეტ
მარცხენა ლაიწქეშა ფოსო	120	60	60
მკერდის შუა მესამედი	30	30	60
მარცხენა მეორე ნეკთაშუა მხარე პარავერტებრალურად	30	30	60
მარცხენა მეოთხე ნეკთაშუა არე ლაიწქაშუა ზაზზე	30	30	60
კისრის ქვედა და გულმკერდის ზედა მალები	180	30	120
თირკმლების მიდამოები	60*2	60*2	60*2
ნაღვლის ბუშტის მიდამო	60	120	60

კარდიოლოგია
ვეგეტო-სისხლძარღვოვანი დისტონია

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამისხივება 5- 10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
სინოკაროტიდული ზონა ორივე მხარეს	120	90	60
მკერდის ძვლის შუა მესამედი	30	30	60
მარცხენა მეორე ნეკნთაშუა არე პარავერტებრალურ ხაზზე	30	30	60
კისრის ქვედა და გულმკერდის ზედა მალეები	30	180	120
კეფის დიდი ნერვის გამოსვლის წერტილი	60*2	60*2	30*2
ნაღვლის ბუშტის მიდამო	60	120	60

ყელ-ყურ-ცხვირის დაავადებები

რინიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
ცხვირის ფუძე	60	30	30
ნაზალური ფრთები	30*2	30*2	30*2
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	30*2
პაიმორული წიაღების პროექცია	30*2	30*2	30*2
პარავერტებლარულად C 4.7	120*2	120*2	120*2

ლარინგოტრაქეიტი, ფარინგოტრაქეიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
პაიმორული წიაღების პროექცია	30*2	30*2	30*2
ყბისქვეშა არე	120	60	60
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	30*2
ხორხის პროექცია ფარისებრი ჯირკვლის ზევით	60	60	30
მკერდის ძეღის ფოსო	120	60	60
პარავერტებლარულად C 4.7	120*2	120*2	120*2

ტრაქტობრონქიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	60*2
ყბისქვეშა არე	120	60	60
ხორხის პროექცია ფარისებრი ჯირკელის ზევით	60	60	60
გულმკერდის ფოსო	120	60	60
მკერდის ძვლის ტარი	120	60	60
პარავერტებრალურად Th 2-5	120*2	120*2	120*2

სინუსიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	60*2
ნაზალური ფრთები	60*2	30*2	30*2
პაიბორული წიაღების პროექცია	120*2	60*2	60*2
ყბისქვეშა მიდამო	120	60	60
პარავერტებრალურად C 5-7	120*2	60*2	60*2

ტონზილიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	60*2
ნაზალური ფრთები	60*2	30*2	30*2
პაიმორული წიაღების პროექცია	120*2	60*2	60*2
ყბისქვეშა მიდამო	120	60	60
შკერდის ძვლის ფოსო	120	60	60
პარავერტებრალურად C 5-7	120*2	60*2	60*2

ოტიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
გარეთა სასმენი მილი მტკივნეულ მხარეს	120	120	60
გარეთა სასმენი მილი ჯანმრთელ მხარეს	60	60	60
დერილისებრი მორჩი ორთავე მხარეს	120*2	60*2	60*2
ყბისქვეშა მიდამო	120	60	60
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	60*2
ენისქვეშა მიდამო	60	30	30

პულმონოლოგია
ბრონქიტი

დასახეების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
გარეთა სასმენი მილი მტკიცეულ მხარეს	120	120	60
გარეთა სასმენი მილი ჯანმრთელ მხარეს	60	60	60
დერილისებრი მორჩი ორთავე მხარეს	120*2	60*2	60*2
ყბისქვეშა მიდამო	120	60	60
ნუშურების პროექცია	60*2	60*2	60*2
ენისქვეშა მიდამო	60	30	30

ბრონქული ასთმა

დასხვევების მიდამო	წითელი ლაზერული გამისხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
სინოკაროტიდული ზონა (საერთო საძილე არტერიის ბიფურკაციის ყბისქვეშა მიდამო)	180	120	90
ყბისქვეშა მიდამო	60	60	60
ზორხის პროექცია ფარისებრი ჯირკელის ზემოთ	60	60	60
მკერდის ძვლის ფოსო	120	60	60
მკერდის ტარი	120	60	60
თირკმელზედა ჯირკვლების პროექცია (Th 11-12 დონე)	120*2	120*2	60*2
პარავერტებრალურად Th 2-3	120*2	120*2	120*2

პნევმონია

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
მკერდის ძვლის ფოსო	120	60	60
მკერდის ტარი	120	120	60
მკერდის ძვლის შუა მესამედი	120	120	90
პნევმონიის კერის პროექცია	180	120	120
თირკმელზედა ჯირკმლების პროექცია	120*2	120*2	60*2
პარავერტებრალურად Th 3-6	120*2	120*2	120*2

გასტროენტეროლოგია გასტრიტი (ნორმო-და ჰიპოაციდური)

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
მახვილისებური მორჩი	120	60	60
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი (ჭიპიდან 4- 5სმ-თი ზევით)	120	60	60
ეპიგასტრიუმი	120	120	90
მზის წნული (ჭიპის მიდამო)	120	90	60
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	120*2

პიპერაციდული გასტრიტი

დასხივების მიღამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	120	60	60
ეპიგასტრიუმი	120	60	60
ნაღლის ბუშტის პროექცია	120	60	90
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან L ₁	120	120	90
მზის წნული	120	120	90
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	120*2

კუჭის წყლული

დასხივების მიღამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	60	60	60
ეპიგასტრიუმი	120	60	60
მარცხენა ლაეიწზედა დიდი ფოსო	120	60	90
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან	120	90	60
მზის წნული	60	60	90
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	60

თორმეტგოჯა ნაწლავის წყლული

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	120	60	60
ეპიგასტრიუმი	120	60	60
ნაღვლის ბუშტის პროექცია	120	60	90
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან	120	120	90
მზის წნული	120	120	90
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	60*2

ხოლეისტიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	120	60	60
ნაღვლის ბუშტის პროექცია	180	120	120
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან	120	120	60
მზის წნული	120	90	90
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	60*2

ქეპატიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	60	60	60
ეპიგასტრიუმი	60	60	60
მარჯვენა მე-7 მე-9 ნეკნთაშუა არე ილლიის შუა ხაზზე	240	240	180
ნაღლის ბუშტის პროექცია	120	90	60
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან	120	90	60
მზის წნული	90	90	60
პარავერტებრალურად Th 7-9	120*2	120*2	60*2

კოლიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
თორმეტგოჯა ნაწლავის ბოლქვი	120	90	60
პანკრეასის თავის პროექცია უკნიდან	120	90	60
მზის წნული	180	120	90
თემოს მიდამო	60*2	60*2	60*2
ნეკსქვემო მოდამოები	60*2	60*2	60*2
პარავერტებრალურად Th L 1-3	120*2	120*2	60*2

მეანობა და გინეკოლოგია
უნაყოფობა

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
ნაზალური ფრთები	60*2	60*2	30*2
საშვილოსნოს მიდამოები	120	120	90
დანამატების პროექცია	120*2	120*2	60*2
პარავერტებრალურად გავა-წელის მიდამოს დონეზე	120*2	120*2	60*2

გენიტალისის ანთებითი დაავადებები

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მკტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მკტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მკტ
თიმუსის პროექცია	120	120	120
საშვილოსნოს პროექცია	120	120	90
დანამატების პროექცია	120*2	120*2	60*2
შორისი	120	90	60
პარავერტებრალურად L ₁ - S ₅	120*2	120*2	60*2

უროლოგია
პროსტატიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
საზარდულის რგოლების პროექცია	60*2	60*2	60*2
სათესლე პარკის მიდამო	60*2	60*2	30*2
ბოქვენზედა მიდამო	240	180	120
შორისი	240	120	120
პარავერტებრალურად L ₁ - S ₅	120*2	120*2	120*2

ცისტიტი

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
სასქესო ასოს კენტრალური და დორზალური ზედაპირები	60*2	60*2	60*2
სათესლე პარკი	60*2	60*2	30*2
ბოქვენზედა მიდამო	240	180	120
შორისი	120	90	60
პარავერტებრალურად L ₁ - S ₅	120*2	120*2	120*2

პროტოლოგია

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
საზარდულის მიდამოები	60*2	60*2	60*2
ბოქვენზედა მიდამო	120	120	120
გავის პროექცია	120	120	90
კუდუსუნის პროექცია	60	60	60
შორისი	120	90	60
ანუსი	120	120	90

ნეეროპათოლოგია
პერიფერიული ანგიონევროზები

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
ზედა კიდურების ანგიონევროზი			
პარავერტებრალურად C ₄ - Th ₂	120*2	120*2	90*2
იდაყვის ფოსო	120	120	120
ხელის თითები	120	120	120
ქვედა კიდურების ანგიონევროზი			
პარავერტებრალურად L ₃ - S ₃	180	180	120
საზარდულის მიდამო	180	120	120
მუხლქვეშა ფოსო	120	120	90
ფეხის თითები	120	120	90
Sakiki			
პარავერტებრალურად C ₃ -8	120	120	90
სინოკაროტიდული ზონა ჯანმრთელ მხარეს	90	90	60
სინოკაროტიდული ზონა დაავადებულ მხარეს	120	120	90
კეფის დიდი ნერვის გამოსვლის წერტილი	60	60	30

რადიკულიტები (პლექსიტები)

დასახეების მიღამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეც	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეც	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეც
კისერ-გულმკერდის რადიკულიტი, კისრის პლექსიტი, მხრის პლექსიტი			
პარავერტებრალურად C ₄₋₇	120	120	90
პარავერტებრალურად Th ₁₋₄	120	120	90
იდაყვის და სხივ-მაჯის სახსრების შიდა ზედაპირები	120	120	90
იდაყვის ფოსო	120	90	60
კისერ-მხარ ბეჭის სინდრომი			
პარავერტებრალურად C ₄₋₇	120	120	90
დელტისებური კუნთის მიღამო	120	120	90
ილღის ფოსო	90	90	90
მხრის სახსარი	120	120	90
გულმკერდის რადიკულიტი			
პარავერტებრალურად Th ₁₋₁₂	120-240	90-180	120
ნეკთაშუა არეები მტკივნეულ მხარეს	120-360	90-240	90-180
იშიასი(გავა-წელის რადიკულიტი, წელის წნულის პლექსიტი)			
პარავერტებრალურად L _{1-S₅}	240	180	120
საჯდომი ნერვის გამოსავალი	120	120	90
მუხლქვეშა ფოსო	120	120	90
კოჭის ლატერალური მხარე	120	90	90

თავის და სახის ნერვების ნევრიტები და ნევრალგიები

დასახეების მიღამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
სამწვერა ნერვის ნევრალგია			
პარავერტებრალურად C ₄₋₆	120	120	90
სამწვერა ნერვის და მისი ტოტების გამოსვლის წერტილები	120	90	60
სინოკაროტოდული ზონა ჯანმრთელ მხარეს	120	90	60
სინოკაროტოდული ზონა მტკივნეულ მხარეს	180	120	90
სახის ნერვის ნევრალგია (ბელის პარალიზი)			
სახის ნერვის და მისი ტოტების გამოსვლის წერტილები	120	120	90
დერილისებრი მორჩი	120	120	190
სინოკაროტიდული ზონა მტკივან მხარეს	180	180	120
საღეჭი კუნთები	180	180	120
ზერხმლის არტერიის სიმპათიკური წნულის ნევრიტი (ვერტებრიტი, უკანა კისრის სიმპათიკური სინდრომი, თეძოს ნერვის ნევრიტი)			
კეფის დიდი ნერვის გამოსვლის წერტილი	120	120	90
თავის მომხრელი კუნთის უკანა ზედაპირი	180	120	120

ართროლოგია
სახსრების დაავადებები

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
მხრის სახსარი	240	240	180
იდაყვის სახსარი	180	120	120
სხიე-მაჯის სახსარი	180	120	120
გაეა-თეძოს სახსარი	360	140	180
მუხლის სახსარი	360	140	180
კოჭ-წვივის სახსარი	180	120	120
ზემო კიდურის წერილი სახსრები	240-მდე	240-მდე	180-მდე
ქვემო კიდურის წერილი სახსრები	360-მდე	240-მდე	180-მდე

ძელების, სახსრების და მყესების სხვა დაავადებები

დასხივების მიდამო	წითელი ლაზერული გამოსხივება 5-10მეტ	ინფრაწითელი უწყვეტი გამოსხივება 40- 60მეტ	ინფრაწითელი იმპულსური გამოსხივება 3- 5 მეტ
ეპიკონდილიტები (მტკივნეული წერტილი და ახლომდებარე სახსარი)	180	180	120
ქუსლის დეზი (მტკივნეული წერტილი და აქილესის მყესის მიმაგრების ადგილი ქუსლის ძვალთან)	240	180	120
ზემო კიდურების ტრამეული პერიოსტიტები	240	180	120
ქვემო კიდურების პერიოსტიტები	360	240	180
ტენდოვაგინიტები	240	180	120
თეძოს ძვლის თავის ასეპტიური ნეკროზი	გაეა-თეძოს სახსრის მკურნალობის სქემის მიხედვით		

ბახტაძე გ. ქისტაური ა. თერაპიული ლექსიკონი. 1977.

გოგელია ა. მათიაშვილი მ. ჭაბაშვილი ნ. ლაზეროთერაპიის, როგორც ავადმყოფის ფიზიკური რეაბილიტაციის მეთოდია სწავლების შესახებ. თსსუ სასწავლი მეთოდური კონფ. თეზისები. თბილისი. 1997.

გოგელია ა ლაზერული თერაპია ოსტეოართროზების დროს.

მეთოდური რეკომენდაციები.

გოგელია ა. ლაზერული თერაპია მწვავე და ქრონიკული სინუსიტების დროს. საქართველოს მეც.აკად. მოამბე 2002. 165, № 3, გ 603-605.

გოგელია ა დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპია შლატერის დაავადების დროს. საქართველოს მეც.აკად. მოამბე. 2002. 166.№2. გ349-351.

გოგელია ა. ოსტეოქონდროზების ლაზერული თერაპია. თსსუ სამ.შრომათა კრ. 2002. გ96-97.

გოგელია ა. დაბალინტენსიური ლაზერების თერაპიული შესაძლებლობები რადიკულიტების დროს. თსსუ სამეც.შრომათა კრებ. 2002, გ 98-101.

გოგელია ა. დაბალინტენსიური ლაზერული თერაპიის ეფექტურობა ოტიატრიაში. Annals of Biomed.Res. and Education, v.2, is 2. p. 154-159

გოგელია ა. ჭაბაშვილი. მათიაშვილი. ჯაფარიძე შ.
დაბალინტენსიური ლაზეროთერაპიის ეფექტურობა
ოტორინოლარინგოლოგიაში. „ლაზერული მედიცინის
აქტუალური საკითხები“. კონფ.მასალები. 2002 მაისი. გ.
32-36.

გოგელია ა. ჭაბაშვილი ნ. მათიაშვილი მ. დაბალინტენსიური
ლაზეროთერაპიის მეთოდების ოპტიმიზაციისათვის. 2003. ტ
39. გ 91-93.

გოგელია ა. ჭაბაშვილი ნ. მათიაშვილი მ. კასრამზე პ,
ლაზეროთერაპიის მეთოდები სპორტული ტრამეების დროს.
თსსუ სამეც შრომ.კრებ. 2004. ტ 50. გ 135-137.

გოგელია ა. ხარაიშვილი გ. Comparative analysies of
cytogenetic effect of red and infrared laser. Annals of
Biomed. res. and education. 2004. v 4. april. p 100-101.

მარსაგიშვილი ლ. ლაზეროთერაპია.სახელმძღვანელო
ექიმებისათვის.1977.

სვანიშვილი რ. სოფრომაძე. ზ ოსტეოართროზით
დაავადებულ ავადმყოფთა ფუნქციური მდგომარეობის
დინამიკა ფიზიკური რეაბილიტაციის დროს თსსუ
სამეც. შრომ. კრებული ტ. XXXII, 32-34, 1996

სვანიშვილი რ. კოკაია ო ახობაძე ს. ოსტეოართროზით
დაავადებულ ავადმყოფთა მედიკამენტური მკურნლობა.
თბილისის საერო ინსტ-ის „გაენათის“ მოამბე 1997, №1.

სვანიშვილი რ. ახობაძე ს. ოსტეოართროზით დაავადებულ
ავადმყოფთა ორგანიზმის ზოგიერთი ფუნქციური
პარამეტრების ცვლილებები აღდგენითი მკურნალობის დროს.
თბილისის საერო ინსტ. „გაენათი“ს მოამბე 1997 №1.

ფაღავა ყ. დაბალინტენსიური ლაზერული გამოსხივების გამოყენება კლინიკურ მედიცინაში.
/დამხმარე სასწავლო მასალა/. თბილისი 1988.

ხეცურიანი რ. ჭაბაშვილი ნ. გოგელია ა. მუხლის სახსრის ოსტეოართროზით დაავადებულთა ფიზიკური რეაბილიტაცია.
International J. of immunorehabilitation .1999,may,p. 78-79.

Акщенко Г.Я. Кочетков В.Д.Парфенова Л.А.
Лазеропунктура в комплексном лечении
постинсультных спастических гемипарезов \\
Тезюдоклю Всесщюз. конф. по применению лазеров в
медицине. – Красноярск,1983.- с.161-163.

Антонов С. Н. Проблема поиска и регуляции
оптимальных режимов воздействия в
низкоинтенсивной лазерной терапии.\\
Физ мед.-
1994.-т 4. № 1-2. с. 79-80.

Аршавский И.А. Физиологические механизмы и
закономерности индивидуального развития. М
Наука.1982. с. 270.

Байбеков И.М.Касымов Козлов В.И. и др.
Морфологические асновы низкоинтенсивной
лазеротерапии.- Ташкент: изд-во им.Ибн-Сины1991.-
223 ст.

Байбеков И.М. Назоров Ф.Г. Морфологические
аспекты лазерных воздействии.-Ташкент. Изд-во им.
Ибн-Сины.1996. 208 ст.

Байбеков И.М., Касымов А.Х., Козлов В.И. и др.
Морфологические основы низкоинтенсивной

лазеротерапии. – Ташкент: Изд-во имю Ибн Сины.1991. – 223 с.

Байбеков И.М. Назыров Ф.Г. Мшрфологические аспекты лазерных воздействии.- Ташкент: Изд-во им. Ибн сины, 1996 - .с.208.

Байбеков И.М., Касымов А.Х., Козлов В.И.. и др. Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии. – Ташкент: Изд-во имю Ибн Сины.1991. – 223 с.

Берглезов М. А., Вялько В. В., Учнивенко В. И. Низкоэнергетические лазеры в травматологии и ортопедии. 1998 г.

Берснев В.П. Яковенко И.В. Кокин Г.С. Применение низкоэнергетического лазерного излучения для лечения поврежденных нервов. –предварительные итоги. //Тез.докл. 4-ой дальневосточной науч-практ.конф. «Низкоинтенсивное лазерное излучение в медицинской практике»- Хабаровск, 1990.-с 31.

Бриль Г. Е., Панина Н. П. Итоги 10-летних исследований влияния излучения гелий-неонового лазера на геном клетки (Материалы XIV Международной научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии». Харьков, 16-19 мая. 2002 г. с. 6.

Буйлин В.А.. Низкоинтенсивные лазеры в хаболеваниях суставов. М. 1995

Вишневский В. А. Низкоинтенсивное лазерное излучение в лечении остеоартроза. Ж. Вестник морской медицины. №4 (12). 2000 г.

Гамалея Н.Ф. Механизмы биологического действия излучения лазеров. Лазеры в клинической медицине.- М.: Медицина, 1996. с. 51-97.

Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б.. Место адаптационных реакции в биологическом и лечебном действии магнитных полей. Магнитология, 1991, 2, с 3-11

Горбатенкова С.А. Аписова О.А., Парамонов М.В. Владимир Ю.А. \\Механизм фотореактивации супероксиддисмутаза He-Ne лазером \\ Докл.АН СССР- 1988-№ 299.-с.955-1000.

Гусев Л., Балакирев С., Иванова Ж., Шушкова Е. Низкоинтенсивные лазеры. Ж. «Вместе против рака».

Дегтярева А.А. и др. Актуальные вопросы лазерной медицины и оперативной эндоскопии. Мат. 3-й межд. кон. М. 1994. с. 278-279.

Дегтярева А.А. и др. Актуальные вопросы лазерной медицины и операционной эндоскопии Мат.3_й межд. кон. М, 1994, с 278_279.

Егоров В. Е., Москвин А. В. , Хлянов В. И. Лазерная терапия: вчера и сегодня. «Кремлевская медицина. Клинический вестник», №4. 1992 г.

Жаров В.П. Кару Т.И. Литвинов Ю.Ою и др.Фотобиологический эффект излучения полупроводникового лазера в ближней инфракрасной области \\ Квантовая электроника. 1987.-14 №11. с.ю 2135-2136.

Жуков Б.Н., Лысов Н.А. Лазерное излучение в экспериментальной и клинической ангиологии.- Самара: Самарск.дон печати,1996, С.168.

Зубкова с.юм.. Макайдик Л.В. Красные и инфракрасные излучения как регуляторы активности генома лимфоцитов тимуса. \\\ 1-ий междун.конгресс « лазер и здоровье»- Лимассол.-М.: фирма Техника. 1997.с .9.

Зубкова С.М. О механизме биологического действия He-Ne лазера. \\\ Научные доклады высшей школы. – 1978.№1. с. 30-37.

Илларионов В.Е.. Техника и методы лазеротерапевтических процедур. 1994. 177-179

Каплан М.А. Дазерная терапия _ Механизмы вуйствия и возможности \ 1-й Межд.конгресс « Дфзер и здоровье» Линассол. – М.: Фирма «Еухника», 1997.- с. 88-92.

Каплан М.А. Лазерная терапия – ьеханизмы действия т возможности \\\ 1-ий междун.конгресс « Лазер и здоровье». Лимассол. М.фирма « техника».1997. с.88-92.

Каплан М.А. лазерная терапия. М.: Фирма «Техника». 1997.с 9.

Кипшидзе Н.П., Чапидзе Г.Э., Бохуа М.П. и др. Течение инфаркта миокарда при внутрисердечной лазеротерапии. \\\ Кровобращение».- Ереван,1987.- №6,-с.20-23.

Кару Т.И. Афанасьева Н.И. Кольяков С.Ф. Пятибрам Л.В.Изменение спектра поглощения монослоя живых

клеток после низкоинтенсивного лазерного облучения \Докл АН, 1998. –вып. 360. с. 267-276.

Корепапов В И. Лазерная спортивная медицина. М 1996 ст 6

Козлов В.И. Буйлин В.А. Лазеротерапия М 1993

Козлов В.И. Буйлин В.А. Лазеротерапия с применением АЛТ Мустанг. 1995 . с 82

Козлов В.И. Буйлин В.А. Лазеротерапия с применением АЛТ «Мустанг».- М.: Фирма «Техника», 1998,-с.148.

Козлов В. И., Буйлин В. А.. Лазеротерапия с применением АЛТ мустанг, 1995
171-179

Козлов В.И., Буйлин В.А. Самойлов Н.Г. Марков В.И. основы лазерной физио и рефлексотерапии. Самара-Киев: Здоров'я, 1993.1993. – 216ст.

Козлов В.И., Буйлин В.А. . Лазеротерапия с применением АЛТ Мустанг , 1995, с 82.

Ларюшин А.И. Илларионов В.Е. Низкоинтенсивные лазеры в медико-биологической практике. Лазань: Абак,1997. с 276.

Мерсон Ф.З. Патогенез и предупреждение стрессовых и ишемических повреждений сердца. –М.: Медицина,1984.272 с.

Мерсон Ф.З. Адаптация, стресс и профилактика, М.Медицина,1978. 216 с.

Меерсон Ф.З. Адаптация, стресс и профилактика.- М.Наука, 1981 – 278 с.

Москвин С В. Буйлин В.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия. М. ТОО Фирма « Техника» 2000, ст. 99.

Перелыгина Л.А., Самойлов Н.Г., Стеченко Л.А., Радиация, сердце. лазер. – Харьков,1996,- с.206.

Самойлов Н.Г. Современное состояние проблемы комбинированного влияния на организм ионизирующего и лазерного излучения. \ \ Фотобиол. фотомед. –1998-№1. с.89-95.

Самойлов Н.Г. Границы гомеостаза ультраструктур скелетной мышцы при физиологической нагрузке. \ \ Бюлл. exper. биол.- 1989. №7. с. 115-117.

Самойлов Н.Г. Эффективность лазеропунктуры в сохранении структуры скелетных мышц при длительной гипокинезии \ \ Космич. биол. и авиакосмич.мед.- 1991, №2. с.61-64.

Самойлов Н.Г. Гипотетические представления о возможности лечения лучевой болезни методом рефлекторной лазерной терапии.\ \ Вестн.пробл.совр.мед. –1995..№9. с.136-138.

Самойлов Н.Г. Эффективность лазеропунктуры в сохранении структуры скелетных мышц при длительной гипокинезии. \ \ Космич.биолог.и авиакосмич. мед. – 1991.- №2,- с . 61-64

Саркисов Д.С. Очерки по структурным основам гомеостаза.М.Медицина. 1997.с.351.

Саркисов Д.С. Общие закономерности компенсаторно-приспособительных реакции и их структурного обеспечения. Материальные основы надежности биол.систем. \ \ Структ. основы адаптации и компенсации нарушенных функции. М. Медицина. 1987. с. 36-56.

Скупченко В.В. Неврология. « Низоинтенсивная лзерная терапия». Москва. Техника, 2000

Стручков А.И., Хмельницкий О.К., Петленко В.П. Морфологический эквивалент функции. М.: Медицина, 1983. 208 с.

Стручков.А.И. Хмельницкий О.К., Петленко В.П. Морфологический эквивалент функции.,- М.Медицина.,1983.-208ст.

Толстых П. И. и соавт Лазерное излучение в лечении больных с гнойносеptическими заболеваниями и ожогами М 1994 с 12

Холодов И.А. Участие неоциновой системы в реакциях организма на электромагнитные поля. Магнитология – 1991. 2.с 11-14.

Холодов Ю.А.. Участие неоциновой системы в реакциях организма на электромагнитные поля. Магнитология , 1991, 2, с 11-14

Холодов И.А.. Участие неоциновой системы в реакциях организма на электромагнитные поля. Магнитология - 1991, 2, с 11-14.

Швальб А.Г. , Захарченко А.Я. и др. Первый..опыт внутривенного лазерного облучения крови при

ишемических состояниях конечностей.
.Тез.докл.конф. « Применение лазеров медицине »
Киев, 1985, с 148-149.

Шмидт В. И. Справочник по невропатологии, 1998,
160-161.

Atsumi K., Fujimara I., Abe I. Biostimulation effect of
low power energy of dioxide laser for pain relief // laser
surg.med.-1987.N 1.-p 77.

Bauchand E. Daoud M. Refraction of light by a random
lasyered system //J.
Phys.(Fr).-1986.-vol. 47.N9. – p. 14 .c.14 67-1475

Butlin B.A.. Nizkointensivnie lazeri v zabolevaniakh
sustavov, M. 1995(Russian).

Beersman Paul, Private Laser and sport medical center,
Karelle ap den Bos, Belgium. [http\www. Laser
nu\iii\science htm](http://www.Laser.nu/iii/science.htm) p 10 of 14.

Beersman Paul, Private laser and cport medical center,
Karelle ap den Bos, Belgium. [http\www. Lacer nu\iii
science htm](http://www.Lacer.nu/iii/science.htm) p 10 of 14.

Berglezov M.A., V.V.Vialko, V.U.Ugnivenko.
Nizkoenergeticheskie lazeri v travmatologii i
ortopedii, M, 1998,(Russian).

Berglezov M. A., V.V. Velko, V. I. Ugnivenko Low level
Lasers in traumatology and orthopedy. Electronic version
of the same named monograph, published in 1998. p 2 of 4

Berki T., Nemeth Effect of low power, continuous-wave He-Ne-Laser irradiation on in vitro cultured lymphatic cell lines and macrophages // Stud.biopis.-1985.-105. N3. -p. 141-148. Karu T. Derepression of the genome after irradiation of human lymphocytes with He-Ne laser // Laser Therapy.-1992. vol.4(1) – p 5-24.

Brill G., Panina N., summary of 10-year investigations of HeNe laser irradiation influence on cell genome (materials of XIV International scientific conference „Primenenie laserov v medicine i biologii” Kharkov, 16-19 may.2002, p.6.

Brown G.C. Control of respiratory and ATP synthesis in mammalian mitochondria and cells // Biochem. J.- 1992. vol. 284.- p 171-182.

Callaghan A., Riordan C., Gilmore W., Set al. Reactive oxygen species inducible by Low intensity laser radiation after DNA synthesis in the haemopoietic cell line U 937 // Lasers Surg. Med. –1996. – Vol. 19. P. 201-206.

Cohen N., Lubart R., Rubinstein H. Light irradiation of mouse spermatozoa : stimulation of in vitro fertilization and calcium signals // Photochemm. Photobiol.-1998.- vol. 68.,p.404-413.

Derr V.E. Klien E., Fine S. Free radical occurrence in some laser-irradiation biologic materials // Red. Proc.-1985.-vol.24. №1. p 99-103.

Egorov V.E., S.V. Moskvina, V. I. Ulianov – Laser therapy: yesterday and today, “ Kremlin medicine – Clinical bulletin” №4, 1999 (in Russ.)

Egorov V.E., S.V. Moskvina, V. I. Ulianov – Laser therapy: yesterday and today, “ Kremlin medicine – Clinical bulletin” №4, 1999 (in Russ.)

Forster W, Schied W, Weber I, Schurenberg M, Traut H, Busse H. Fluence and mutagenic side effects of excimer laser radiation applied in ophthalmology in human lymphocytes in vitro. Acta Ophthalmol. Scand. 1997. Apr.; 75 (2): 124-7.

Gebhart E., Lang GK., Tittelbach H, Rau D, Naumann GO. Chromosome mutagenicity of a 193 nm Excimer laser. Fortschr Ophthalmol. 1990. Vol. 87 (3). p. 129-33.

Germisheva N.A., E.F.Krischanovskaia i dr. Reflektornie reaktsii v fiziologii i patologii chelovecheskogo organizma .L,medgiz, 1992,153 (Russian).

Grossman N., Schneid N., Reuveni H., et al. 780 nm low power diode laser irradiation stimulates proliferation of keratinocyte cultures: involvement of reactive oxygen species // Lasers Surg. Med. –1978., - Vol. 22. –P. 212-218.

Gusev L, Balakirev C, Ivanova J, Shushkova E, Low Intensity Lasers J., „Vместе против рака”.

Hubacek Jiri, M., Olomouc, CZ Experience with the use of LLLT –ENT Medicine. Laser parther clinixperience, No 22,19,12,2000,p.1 of 9.

Illarionov V. E. Technique and methods of Laser therapy procedures, mecnierebaTa, 1994, p. 177-179 (in Russ.)

Illarionov V. E. Technique and methods of Laser therapy procedures, mecnierebaTa, 1994, p. 177-179 (in Russ.)

Ioyce KM, Downes CS, Hannigam BM. Radioadaptation in Indian imuntjac fibroblast cells induced by low intensity laser irradiation. 1999. Sep. 13. Vol. 435(1). p. 35-42.

Karabaev Kh. E., T. Kh. Nasretdinov et.al. Laser therapy use in the treatment of recurrent purulent otitides media / Theses of International Symposium of Laser surgery and Laser medicine. Part II – Samarkand 1988, p. 231-233. (in Russ.)

Karabaev Kh. E., T. Kh. Nasretdinov et.al. Laser therapy use in the treatment of recurrent purulent otitides media / Theses of International Symposium of Laser surgery and Laser medicine. Part II – Samarkand 1988, p. 231-233. (in Russ.)

Karu T.I. molekular mechanism of the therapeutic effect of low –intensity laser radiation // Lasers Life Sci.-1988._Vol.2 _P/53-74.

Karu T.I. Photobiology of Low-power laser effects //Health Phys.-1989,Vol.56.-P 691-704.

Karu T.I. Tiplova O.A. Mathveyets Y.A. et al.comparison of the effects of visible femtosecond pulses and contino wave laser raqdiation of low average intensity on the

clonogenisityof escherichia coli \\\J. Photochem. Photobiol/ B.Biol.-1991.-Vol. 10. -P. 339-344.

Karu T.I. Local pulsed heating of absorbing cromophores as a posible primary mechanisms of low-pover laser effects .// Calleti, Bolognani. G. Ussia (Eds). Laser applications in Medicine and Surgery. Bologna: Mondazzi Editore, 1992. -p. 253-258.

Karu T.I., Andereichuk T., Raybykh T. Changes in oxidative metabolism of murine spleen following diode laser (660-950 nm) irradiation: effect of cellular composition and radiation parameters // Laser Surg.Med. - 1993. Vol. 13. p. 453-462.

Karu T.I., Kalendo G.S. G.S., Letokov V.S. Control of RNA synthesis rate in tumor cells Hela by action of low-intensity visible light of cooper laser // Lett .|| Nuovo Gimento. 1981.- vol. 32. - p. 55-59.

Karu T.I/ Tiplova O., Esenaliev R., Letokov V.S. Twodifferent mechanisms of low intensity laser fotobiological effects on Echerichia coli //J. Photochem. Photobiol. B: Biol.-1994.- vol., 24., p- 155-161.

Karu T.I.. The sciens of low level laser therapy. / Gordon and Breach._ London, 1998.

Karu T.I. Primary and secondary mechanisms of action of visible to-near IR radiation on cells.J. Photochem. Photobiol.. B:. -1999.- vol. 49. p.1-17.

Karu T. Photobiological fundamentals of low power laser therapy ». // The 1-st Enternational Congress "Laser, Health"- Limassol, 1997. p.207-210.

Karu T.I. Photobiology of low pover laser therapy, harwood . Acad .Publ. Chur._ london, 1989.

Karu T.I .Photobiological fundamentatals of Low pover laser therapy // The 1-st. International congress " Laser", Health- Limasol, 1997,-p. 207-210.

Karu T.I. Tiphlova O. , Esenaliev R.et all. Two different mechanizms of low intensity laser photobiological effect on Echeririchia coli // J. Photochem. Photobiolog. B: Biol.-1994. vol 24.-. 155-161

Karu T., L.Pyatibrat, G. Kalendo, Irradiation with HeNe laser can influence the cytotoxic response of HeLa cells to ionizing radiation, Int. J. Radiat. Biol.65(6) 1994, 691-697.

Kato M., Shimazava K., Yochikava S. Cytochrome oxidaza is a possible photoreceptor in mitochondria //Photobiochem.Photobiphys.-1981.vol.2.-p 263-269.

Korepanov V. I. Laser therapy in cardiology, otolaryngopathology and pulmonology, Moscow 1995, p. 23. (in Russ.)

Korepanov V. I. Laser therapy in cardiology, otolaryngopathology and pulmonology, Moscow 1995, p. 23. (in Russ.)

Korepanov V.I., Lazernaia terapia v kardiologii, LOR-patologii i pulmonologii,M,1998,24 (Russian)

Lapschenko A.S., B.A.Gedzik. Primenenie poluprovodnikovogo terapevticheskogo lazera v lechenii nekotorykh vospalitelnykh zabolevanii LOR-organov (Vestnik otorinolaringologii 1991,No5,p 14-16(Russian).

Lebedeva LI, Ahmametieva EM, Rajev AM, Kochubei SA, Ridannih OV, Cytogenetic effects of UV Laser irradiation with wavelength 248,223 and 193 nm on mammalian cells. Radiobiologia, 1990, Vol.30(6) pp.821-6.

Lee G., Ekeba R. Dissolution of human atherosklerotic disease by fiberoptic laser-Healthed metal canterly cap // Amer. Yert.J.- 1986. vol. 107, N.4.- p. 777-778.

Letokhov. V.S. Effects of transient lof transient local heating of spattially and spectrally heterogeneous biotissue by short laser pulses // || Nuovo Gimento D-1991- .vol. 13.- p 939-948.

Letochov.N.S. Some future trends in laser biomedicine // Biomedical Optical Enstrumentationand laser –Assistented Biochenistry. Verga-Scheggi A.M., Martellucci S.,chester A.N., Pratesi R. ./ Eds. Klower Acad. Publ., Dirdrecht.,1996. p. 3-32.

Logan ID, Mc Kenna PG, Barnett XA. An investigation of the cytotoxic and mutagenic potential of low intensity laser irradiation in Friend erythroleukaemia cells. Mutat. Res. 1995 Jui;347(2):67-71.

Lopotko A. I., Boboshko M. Y. Treatment of the salpingootitides using Laser irradiation. Theses of International Symposium of Laser surgery and Laser medicine. Part II – Samarkand 1988, p. 237-239. (in Russ.)

Lopotko A. I., Boboshko M. Y. Treatment of the salpingootitides using Laser irradiation. Theses of International Symposium of Laser surgery and Laser medicine. Part II – Samarkand 1988, p. 237-239. (in Russ.)

Mailer K. Superoxide radical as electron donor for oxidative phosphorylation of ADP // Biochem. Biophys. Res. Comm.-1990.-vol 170. –p 59- 64.

Karu T.I. molecular mechanism of the therapeutic effect of low –intensity laser radiation // Lasers Life Sci.-1988. _Vol.2 _P/53-74.

Mester E., Haray E., Fenyó M., The biostimulating effect of Laser beam. // Optoelektronika in medicine. – Berlin, 1982. _p. 146-152.

Mills K.B. Laser and the eye \ Hazards Light: Myth and Realities. Eye and Skin proc. 1-st Int. Symp. North. Eye Inst. Manchester, 1985, Oxford, 1986. P. 247-250.

Mishenkin N. V., Krotov Y. A. Helium-neon lasers in experimental and clinical otology / Otorhinolaryngology bulletin. – 1990, №3, p. 71-77 (in Russ.)

Mishenkin N. V., Y. M. Dashkevich et. al. Treatment of the chronic purulent otitis media with Laser irradiation energy / Regional scientific-practical conference and scientific session of Moscow Scientific Research Institute of ear, throat and nose – Rostov-on-Don 1979, 110-111. (in Russ.)

Mishenkin N. V., Y.A. Krotov “Sanifying surgery with Laser therapy in the early postoperative period in the patients with chronic purulent epimesotympanitis /Otorhinolaryngology Bulletin – 1991, №25, p. 31-36 (in Russ.)

Mishenkin N. V., Krotov Y. A. Helium-neon lasers in experimental and clinical otology / Otorhinolaryngology bulletine. – 1990, №3, p. 71-77 (in Russ.)

Mishenkin N. V., Y. M. Dashkevich et. al. Treatment of the chronic purulent otitides media with Laser irradiation energy / Regional scientific-practical conference and scientific session of Moscow Scientific Research Institute of ear, throat and nose – Rostov-on-Don 1979, 110-111. (in Russ.)

Mishenkin N. V., Y.A. Krotov “Sanifying surgery with Laser therapy in the early postoperative period in the patients with chronic purulent epimesotympanitis /Otorhinolaryngology Bulletine – 1991, №25, p. 31-36 (in Russ.)

Nakajima M., M. Fukuda, T.Kuroki, K.Atsumi, Cytogenetic effects of Argon Laser irradiation on Chinese Hamster Cells, Radiation Research, 93, 598-608 (1983).

Nikolaev M.P..Magmitolazernaia terapia nosa i okolonosovikh pazukh.I Rosiisk.riniligia.1993,No1 p 57-61

Oshiro T., Calderhead R.G. Low Level Laser Therapy: A practical Introduction. – Chichester- New Yorc- Brislere-toronto-Singapore, John Wilew and Sons, 1988.-p.141.

Rabkin BN, Tarasov VA. Cytogenetic effect of laser radiation of wavelength 6328 a in sprouts of Allium fistulosum L, Dokl Akad Nauk SSSR 1988 Jun 21; Vol.180(6),pp1471-.

Samokhvalova NS, Effect of helium-neon laser irradiation on the spleen of intact and x-irradiated mice, Dokl Akad Nauk SSSR 1987; Vol.292(3), pp.729-33.

Shuster M. A., Isaev V.M., Rechitski B. I. Laser therapy of the pteropalatine ganglion during vasomotor rhinitis, trigeminal neuralgia and Sluder syndrome: Recommendation method – M: Monica, 1989, 12. (in Russ.)

Shuster M. A., Isaev V.M., Rechitski B. I. Laser therapy of the pteropalatine ganglion during vasomotor rhinitis, trigeminal neuralgia and Sluder syndrome: Recommendation method – M: Monica, 1989, 12. (in Russ.)

Talalaev V. N. Laser therapy during diseases of nasal and paranasal / Russian Rhinology – 1998, №2, p. 28 (in Russ.)

Talalaev V. N. Laser therapy during diseases of nasal and paranasal / Russian Rhinology – 1998, №2, p. 28 (in Russ.)

АННА ИВАНОВНА ГОГЕЛИЯ

НИЗКОИНТЕНСИВНАЯ ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ

**Тбилиси
2005**