

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი



ზუსტი და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტის ფიზიკის
მიმართულება

დავით ფერაძე

კიბოს მაგნიტური ჰიპერთერმია

ხელმძღვანელი: თსუ ემერიტუს

პროფესორი ანატოლი ახალკაცი

ფიზიკის ინსტიტუტის მთ. მეცნიერებათა
თანამშრომელი გრიგოლ მამნიაშვილი

თბილისი

2014

სარჩევი

შესავალი -----	3
თავი I	
§1. მაგნიტური ჰიპერთერმიის მეთოდით მკურნალობის არსი-----	4
§2. მაგნიტური მასალების გამოკვლევა ჰიპერთერმიისათვის-----	5
§3. კიბოს ჰიპერთერმიის მკურნალობა მაგნიტური სითხეებისგამოყენებით-----	7
თავი II.	
§1. მაგნიტური სქემებისა და ორმაგი კოჭათა სისტემის გამოყენება ჰიპერთერმიის ლოკალიზაციისათვის-----	9
§2. ორკოჭიანი მოდელური სისტემა-----	10
§3. კოჭას კონსტრუქცია-----	11
§4. დანადგარის აღწერა და მოქმედების პრინციპი-----	13
შედეგები-----	15
დასკვნები-----	16
გამოყენებული ლიტერატურა-----	17

ანოტაცია

საბაკალვრო ნაშრომის მიზანია აღწეროს კიბოს მკურნალობის მაგნიტური ჰიპერთერმიის მეთოდი. ასევე გაგვაცნოს ჰიპერთერმიისათვის საჭირო ხელსაწყოების მუშაობის პრინციპები და დღეისათვის არსებული უპირატესი მეთოდები. აღნიშნული მეთოდი ნელ-ნელა იწერება კიბოს მკურნალობაში და მომავალში იგეგმება მისი სრულიად დანერგვა.

Paper aims to describe a method of cancer treatment with magnetic hipermetermis. Hiperterma also introduces the tools needed for the operation principles and the current prevailing methods. The method is gradually being introduced in the future of cancer treatment and the introduction of its brand.

შესავალი

დღეისათვის ძალზედ აქტუალურია კიბოს მკურნალობა მაგნიტური ჰიპერთერმიის საშუალებით ვინაიდან ამ მეთოდის დახვეწა კიბოს მკურნალობას მეტად ადვილს და მაღალი ალბათობით სრულ განკურნებას ნიშნავს, კიბოს ჰიპერთერმიის აქტუალობა მდგომარეობს მის მთავარ იდეაში , რომ ამ გზით მკურნალობა მეტად უსაფრთხოს ხდის კიბოს მკურნალობას და მინიმალური დაზიანებით გამოირჩევა ამიტომ ეს მეოდი ყველაზე პრაქტიკულია სხვა მეთოდებთან შედარებით. ამრიგად ამ მეთოდის დახვეწა და განვითარება წარმოადგენს კიბოს მკურნალობის მთავარ ამოცანას.

აღნიშნული ნაშრომის მიზანია აღწეროს ჰიპერთერმიის ძირითადი მეთოდი მისი დამახასიათებელი თვისებები და სირთულებები. მათი გადაწყვეტის გზები. ამ მეთოდებში ერთ-ერთი გადაწყვეტი როლი აქვს ჰელმჰოლცის კოჭათა სისტემის გამოყენებას.

თავი I.

§1. მაგნიტური ჰიპერთერმიის მეთოდით მკურნალობის არსი

ჯერ კიდევ ძვ.წ V საუკუნეში ბერძენი მკურნალები სითბოს და მაღალ ტემპერატურას იყენებდნენ კიბოს დაავადებების სამკურნალოდ ამიტომ ტერმინი ჰიპერთერმია ბერძნული წარმოშობისაა და ნიშნავს გაცხელებით მკურნალობას. თანამედროვე კვლევებმა მართლაც აჩვენეს, რომ ჰიპერთერმია შეიძლება გამოყენებულ იქნას კიბოს დაავადებების სამკურნალოდ. საქმე იმაშია, რომ კიბოს უჯრედები ჯანსაღ უჯრედებზე უფრო სწრაფად ცხელდება და უფრო ადრეც ილუპება, რადგან უარესად გასცემენ სითბოს და ეს კი იწვევს ბიოობიექტის გახურებას და საბოლოოდ მის კვდომას.

გარდა ამისა, ჰიპერთერმია აძლიერებს სიმსივნეების საწინააღმდეგო პრეპარატებისა და სხივური თერაპიის სამკურნალო მოქმედებებს. ამ ეფექტს იყენებს ადამიანის ორგანიზმიც დაავადებასთან საბრძოლველად, მართლაც, ცნობილია რომ ვირუსები და ბაქტერიები მრავლდებიან ადამიანის სხეულის ნორმალური ტემპერატურის დროს. ადამიანის სხეული ინტენსიურად იცავს თავს თავისი ტემპერატურის რამოდენიმე გრადუსით გაზრდით მათი სწრაფი გამრავლების აღსაკვეთად, ეს მოვლენა, რომელსაც ჩვეულებრივ ცხელებას უწოდებენ, აძლევს სხეულს ინფექციასთან ბრძოლის შესაძლებლობას, ამრიგად, ცხელება ჰიპერთერმიის ერთ-ერთ სახეობას წარმოადგენს, ჰიპერთერმიის გამოყენება კიბოს სამკურნალოდ თანამედროვე სამედიცინო კვლევის ერთ-ერთი ყველაზე უფრო ინტენსიურად განვითარებად მიმართულებას წარმოადგენს მაგნიტური ნაწილაკების შემცველი მაგნიტური სითხეების გამოყენებით ჰიპერთერმია ქმნის კიბოს მკურნალობის განსაკუთრებულად პერსპექტიულ შესაძლებლობებს.

ცნობილია რომ ნორმალური ადამიანის სხეულის ტემპერატურა 37°C-მდეა. თუმცა, ჯანსაღი უჯრედები სიცოცხლის უნარიანობას 42°C-მდე ინარჩუნებენ. ჰიპერთერმიით კიბოს მკურნალობა მდგომარეობს ტემპერატურის ხელოვნურად გაზრდაში სიმსივნის მიდამოებში 42-45°C-მდე, რის შედეგადაც ილუპებიან კარცენოგენული უჯრედები. ასეთი გადასვლა სიმსივნის განადგურების საშუალებას იძლევა ჯანსაღი უჯრედების მინიმალური დაზიანებისას და ასეთნაირად იზღუდება ჰიპერთერმიით მკურნალობის უარყოფითი გვერდითი მოვლენები.

ამჟამად ჰიპერთერმიას ხშირად იყენებენ სხივურ და ქიმიოთერაპიასთან კომბინაციაში, რადგანაც ჰიპერთერმიული ზემოქმედებით კიბოს უჯრედები ნაკლებად მდგრადნი ხდებიან რადიაციისა და ქიმიური თერაპიის მიმართ. ჰიპერთერმიული ზემოქმედება შესაძლებელია როგორც ცალკეულ ზედაპირებზე ან ადამიანის სხეულის სიღრმეში ლოკალიზებულ სიმსივნეზე, ასევე მთლიანად მთელ სხეულზე. ადრე ჰიპერთერმიის ლოკალიზაციისათვის გამოიყენებოდა მიკროტალღები, ლაზერები ან ულტრაბგერები. სიმსივნის დიდი გავრცელებისას პაციენტის მთელს სხეულში, ადამიანის მთელი სხეული ექვემდებარება გახურებას დაახლოებით 42°C-მდე სპეციალურ თერაპიულ კამერაში.

ლოკალიზებული ჰიპერთერმია ეფექტურად ახურებს სიმსივნეს, თუმცა, აუცილებელია შეიქმნას პირობები, როდესაც მიმდებარე ჯანსაღი ქსოვილები არ ექვემდებარებიან 42°C-მდე მომატებულ ტემპერატურას, რომელმაც შეიძლება გამოიწვიოს მათი დაზიანება. ეს იმას მიაჩნებდა რომ ჰიპერთერმიით მკურნალობის პროცესში საჭიროა ტემპერატურის ზუსტი ლოკალური კონტროლი. ჰიპერთერმიის ეფექტურობაზე ზეგავლენას ახდენს ასევე მიკროტალღური, ლაზერული ან ულტრაბგერითი დასხივების უნარი შეაღწიონ სხეულის ქსოვილებში, რადგან სხვანაირად ძნელია სიღრმეში მდებარე სიმსივნეზე ზემოქმედება.

§2. მაგნიტური მასალების გამოკვლევა ჰიპერთერმიისათვის

ლოკალური ჰიპერთერმიის მეთოდით კიბოს მკურნალობის შესაძლებლობამ განაპირობა ავთვისებიანი სიმსივნეების ლოკალური გახურების დანადგარების განვითარება, გარემომცველი ჯანსაღი უჯრედების არსებითი დაზიანების გარეშე. ერთ-ერთი ყველაზე მეტად პერსპექტიული მიმართულება, დაკავშირებული მაგნიტური მასალების გამოყენებასთან ჰიპერთერმიაში, რომელიც შემოთავაზებული იყო Gilchrist და სხვების მიერ 1957 წ.

ინპლანტაციისათვის გამოყენებული იყო ფერო- და ფერომაგნიტური ნანონაწილაკები, რომლებსაც მაგნიტური ველის არ არსებობის დროსაც კი გააჩნიათ მაგნიტური მომენტი. ცვლადი მაგნიტური ველის ზემოქმედებით შესაძლებელია მაგნიტური მომენტის მიმართულების შეცვლა ნანონაწილაკის ფიზიკური მოძრაობების ხარჯზე გარემომცველი გარემოს სიბლანტის ან ხახუნის

ძალის დაძლევიტ ან მაგნიტური ველის ენერგიის გამოყენებით თვით მაგნიტური მომენტის რეორიენტაციით. შედეგად ეს მაგნიტური ენერგია გაიფრქვევა სითბურ ენერგიად, სწორედ ეს ენერგია გამოიყენება კიბოს უჯრედების გასანადგურებლად ჰიპერთერმიის პროცესში.

მაგნიტური ენერგიის დისიპაცია ხორციელდება მაგნიტური ნაწილაკების წონასწორულ მდგომარეობაში დაბრუნებისას მისი ფიზიკური ბრუნვის დროს სიბლანტის ძალის დაძლევისას, და ასევე მხოლოდ მისი მაგნიტური მომენტის რეორიენტაციის დროს. ეს პროცესები აისახება მაგნიტური ენერგიის დისიპაციის ორი მექანიზმით, შესაბამისად სითბური და მაგნიტური ამასთან, რელაქსაციის ნეელის ტიპის მექანიზმი ყველაზე უფრო ეფექტურია სიმსივნის გაცხელებისას.

როგორც ცნობილია 10ნმ და ნაკლები ზომის დიაპაზონის მაგნიტურ ნაწილაკებს ახასიათებთ სუპერპარამაგნიტური თვისებები. ტემპერატურის შემცირებისას კიურის ან ნეელის ტემპერატურებზე ქვემოთ, ფერო- და ფერომაგნეტიკები გადადიან პარამაგნიტურიდან მაგნეტომოწესრიგებულ ფერო- და ფერომაგნიტურ მდგომარეობებში თუ ასეთი მასალის ნაწილაკების ხაზოვანი ზომები არ აღემატება 1-10ნმ, მაშინ უპირატესი დამაგნიტების მიმართულება სითბური ფლუქტუაციების გავლენით კიურის ან ნეელის ტემპერატურებზე დაბალ ტემპერატურებზე ქაოსურად შეიცვლება, მსგავსად იმისა როგორც იცვლება ატომების მაგნიტური მომენტების მიმართულება სითბური მოძრაობის ზეგავლენით. ამასთან, მხედველობაში უნდა ვიქონიოთ, რომ სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკი ერთდომენიან მდგომარეობაში იმყოფება, რადგანაც დომენური საზღვრები ენერგეტიკულად არახელსაყრელია ნაწილაკების ასეთი პატარა ზომების დროს. შედეგად სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკების სისტემა მაგნიტურ ველებში და ტემპერატურის ცვლილებისას იქცევა პარამაგნიტური გაზის მსგავსად, რომელიც შედგება N ატომისაგან, სადაც N არის ერთდომენიანი სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკების რაოდენობა, რომელთაგანაც თითოეულს გააჩნია M მაგნიტური მომენტი. ასეთი სისტემებისათვის მაგნიტური გაჯერების არეში დამაგნიტება კიურის კანონისა და ლანჟევენის ფორმულის მიხედვით იცვლება.

სუპერპარამაგნიტიკების დამაგნიტება ბევრად აღემატება ჩვეულებრივი პარამაგნეტიკების დამაგნიტებას. ნაწილაკების სივრცულად ორიენტირებული მაგნიტური მომენტის ქაოსური ცვლილებისათვის აუცილებელია, რომ სითბური მოძრაობის (kT) ენერგია (k ბოლცმანის მუდმივა, T -ტემპერატურა) უნდა აღემატებოდეს ნაწილაკის მაგნიტური ანიზოტროპიის ენერგიას (KV)(სადაც K -ანიზოტროპიის მუდმივა, V -კი ნაწილაკის მოცულობა).

ტემპერატურის შემცირებისას ე.წ. ბლოკირების (T_B) ტემპერატურაზე დაბლა, რომელიც სპეციფიურია ყოველი მასალისა და ნაწილაკის ზომისათვის, დამაგნიტების ორიენტაციის ცვლილება აღარ არის ქაოსური, და ნაწილაკები ჩვეულებრივი მსხვილკრისტალური მაგნეტიკების მსგავსად იქცევიან. ასეთი სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკების მაგალითებს წარმოადგენენ Co, Fe, Ni, მცირე ნაწილაკები, და აგრეთვე რკინის ზოგიერთი ჟანგები, მაგალითად მაგნეტიტი Fe_3O_4 და სხვა. რადგან სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკების მაგნიტურ მომენტებს ქაოსური ორიენტაცია გააჩნიათ გარემოს სითბური ფლუქტუაციების ზეგავლენით, ამიტომ გარეშე ველის არ არსებობის შემთხვევაში მათ არ გააჩნიათ რეზულტირებული მაგნიტური მომენტი. ჩვეულებრივ მაგნიტური ნაწილაკებისაგან განსხვავებით ისინი არ აგრეგირდებიან გარეშე მაგნიტური ველის მოხსნის შემდეგ. მაგნიტური ნაწილაკების აგრეგაციამ შეიძლება გაართულოს ორგანიზმიდან მათი მოშორება გამოყენების შემდეგ. ამიტომ სუპერპარამაგნიტური ნაწილაკებს გააჩნიათ დიდი უპირატესობა, როგორც აგენტებს ჰიპერთერმიით კიბოს მკურნალობის დროს. ასეთი ნაწილაკები ადვილად ადსორბირდებიან კიბოს უჯრედებით, რომელთა დიამეტრები 10-დან 100 მიკრონამდე ფარგლებშია. ეს მკვეთრად ზრდის ჰიპერთერმიის ეფექტურობას, ახდენს მის ლოკალიზაციას კიბოს უჯრედებზე.

§3. კიბოს ჰიპერთერმიის მკურნალობა მაგნიტური სითხეების გამოყენებით

მაგნიტური სითხეების გამოყენებით კიბოს ჰიპერთერმია ტარდება მაგნიტური ნაწილაკების შემცველი სითხის უშუალო შეყვანით სიმსივნეში. დაბალსიხშირული ცვლადი მაგნიტური ველის მოქმედებით ნაწილაკები წარმოქმნიან სითბოს, რომელიც ანადგურებს სიმსივნეს. ლაზერული, მიკროტალღოვანი და ულტრაბგერითი ჰიპერთერმიისაგან განსხვავებით, ასეთი პროცედურა მინიმალურად ინვაზიურია. ამასთან, არა აქვს ადგილი ჯანსაღი ქსოვილების არასასურველ გახურებას, რადგან მხოლოდ მაგნიტური ნაწილაკები შთანთქავენ მაგნიტური ველის ენერგიას.

მაგნიტური სითხეები ჩვეულებრივ წარმოადგენენ მდგრად კოლოიდურ სისტემას წყლის ხსნარებსა და სხვა ბიოლოგიურად თავსებად ხსნარებში. ამასთან, არსებობს შესაძლებლობა ხსნარის პარამეტრების ვარიაციისა მარილების კონცენტრაცია, pH და ტემპერატურა კვლევის მიზნების შესატყვის ინტერვალებში. მაგნიტური ნაწილაკების მაგნიტურ სითხეებში

მოქმედების ერთ-ერთი თავისებურებაა მათი მიდრეკილება აგრეგაციისაკენ. ამიტომ მათი პრაქტიკული გამოყენებისათვის საჭიროა ნანონაწილაკების სტაბილიზაცია მაგნიტური ნანონაწილაკების ზედაპირზე დანაფარის დატანის საშუალებით, სტაბილიზატორების დამატება, ხსნარის შერჩევა და ა.შ. იყენებენ ორგანულ (პოლიმერები და სუფაქტანტები) და არაორგანულ (სილიკოაგნუმი, ნახშირბადი, კეთილშობილი მეტალები) დანაფარებს.

ასევე იყენებენ ბიოგენური წარმოშობის მაგნეტიტის ნანონაწილაკებს, რომელიც ფორმირებულია ბაქტერიების მიერ. სინთეზის მეთოდები ფოკუსირებულია ერთგვაროვანი ზომის და ფორმის ნანონაწილაკების მიღებაზე. არსებობს მაგნიტური სითხის სიმსივნეში შეყვანის რამოდენიმე მეთოდი ლოკალიზებული სიმსივნის შემთხვევაში პრაქტიკაში მიღებულია მაგნიტური სითხის პირდაპირი ინექცია დაავადებით დაზიანებულ ქსოვილში. მეორე მეთოდია მაგნიტური სითხის შეყვანა იმ არტერიაში, რომელიც სიმსივნეს სისხლით ამარაგებს.

ჰიპერთერმიული გაზომვები, სიხშირის ფუნქციის სახით, ძალზე მნიშვნელოვანია მაგნიტური სითხის თვისებების ოპტიმიზაციისათვის, რადგანაც მეტად მნიშვნელოვანია ისეთი თვისებების განსაზღვრა, როგორიცაა ნანონაწილაკების რეზონანსული სიხშირის მაგნიტურ ველზე დამოკიდებულება, რელაქსაციური დროების განაწილება და სხვა.

კიბოს მაგნიტური ჰიპერთერმიის დროს აუცილებელია თერაპევტული ტემპერატურის შენარჩუნება. გადაჭარბებულმა გახურებამ შეიძლება გამოიწვიოს სიმსივნის დაზიანება და მისი ნაწილაკების გავრცელება მთელ ორგანიზმში , და ასევე ჯანსაღი ქსოვილების დაზიანებაც.

ამ მოვლენასთან ბრძოლის ერთ-ერთი პერსპექტიული მეთოდია თვითრეგულირებადი ჰიპერთერმია, რომელიც ხორციელდება დაბალი კიურის ტემპერატურის მქონე , დაახლოებით 42°C-თან ახლოს, მაგნიტური ნანონაწილაკების საშუალებით. ასეთი ნანონაწილაკები ცხელდებიან კიურის ტემპერატურის მიღწევამდე, ხოლო შემდგომ კარგავენ თავიანთ გახურების უნარს მანამ სანამ ტემპერატურა არ დავარდება კიურის ტემპერატურის ქვემოთ. ასეთ ნანონაწილაკებს შეუძლიათ ეფექტურად შეინარჩუნონ ტემპერატურა თერაპევტულ დიაპაზონში 42 დან 45 °C მდე და ამის შედეგად გააძლიერონ ჰიპერთერმიის ეფექტი. ამ გზით შესაძლებელია სიმსივნის უსაფრთხო გახურება და მიმდებარე ჯანსაღი ქსოვილების ზედმეტი გათბობის თავიდან აცილება.

თავი II

§1. მაგნიტური სქემებისა და ორმაგი კოჭათა სისტემის გამოყენება

ჰიპერთერმიის ლოკალიზაციისათვის

ზემაღალი სიხშირით განხორციელებული ჰიპერთერმია არაეფექტურია, რადგანაც წყლის მოლეკულის მიერ შთანთქმის გამო მისი შეღწევის სიღრმე არ აღემატება 1,3-2 მმ. რაც შეეხება კიბოს სიმსივნეების რღვევას დაბალი სიხშირის არეში ეფუძნება მაგნიტური ნანონაწილაკების შეყვანას სიმსივნის უჯრედში და 50-100 კპც სიხშირის მქონე ცვლადი ელმაგნტური ველის ზემოქმედებით მის შემდგომ გახურებას. ეს მეთოდი საჭიროებს მძლავრ ელმაგნიტს რამოდენიმე ათეული კილოამპერი დენით. მეორეს მხრივ ცვლადმა და მძლავრმა მაგნიტურმა ველმა შეიძლება გავლენა იქონიოს მემბრანულ უჯრედში იონების მოძრაობასა და დიფუზიაზე და ასევე შეიძლება მოახდინოს ცვლადი ელექტრული ველის ინდუცირება, რომელიც განაპირობებს გავლენას ადამიანის ორგანიზმში ნეირონული ბადის მუშაობაზე.

მრავალ ლოკალურ ჰიპერთერმულ სისტემებში ძირითადად, მხოლოდ ერთი დიდი კოჭაა გამოყენებული, რომელსაც კვებავენ 50კპც სიხშირის მქონდე ცვლადი დენით. ეს დაკავშირებულია იმ ფაქტორებთან , რომ მაგნიტური ველი სწრაფად მიიღევა დენის წყაროდან დაშორების მიხედვით. ამიტომ ძალიან ძლიერი და ლოკალური მაგნიტური ველების მიღება მეტად პრობლემატურია. გარდა ამისა გიგანტურ კოჭებით შექმნილი ასეთი სისტემები ძნელად რეალიზირდება კომპაქტურ, მობილურ ვარიანტში და მისი გამოყენება დაკავშირებულია გენერირებული მაღალი ძაბვის ელექტრულ სიხშირეებთან.

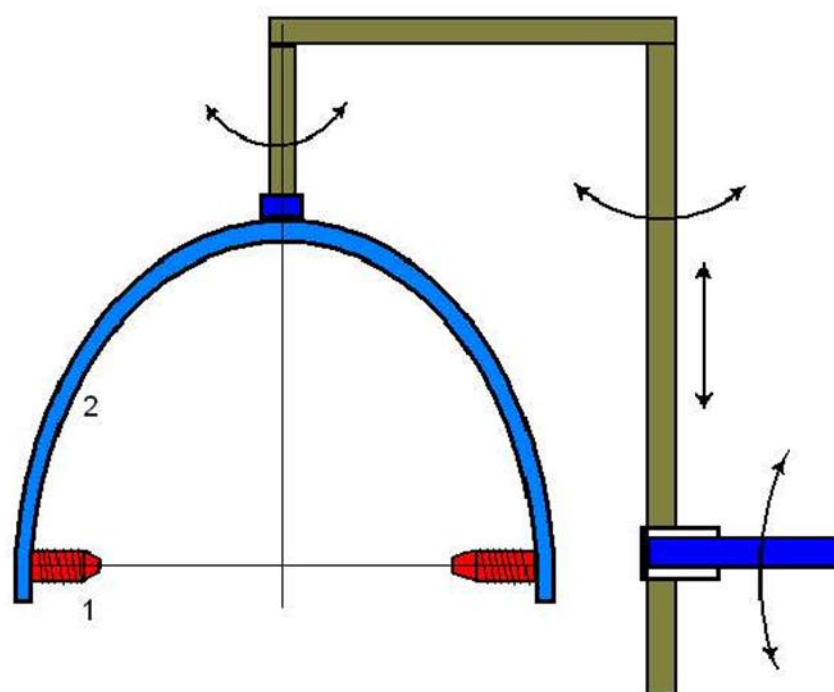
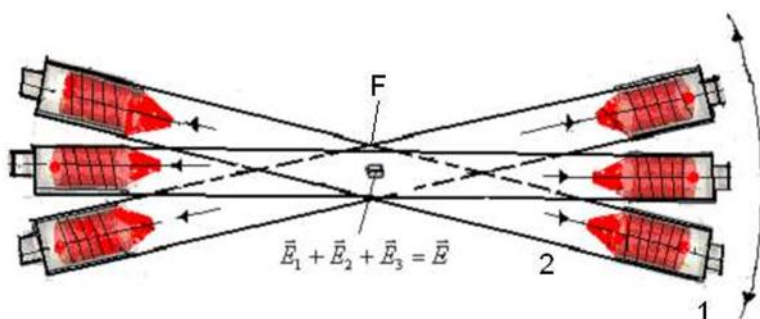
ამრიგად ყველა ზევით განხილული სიძნელეები განაპირობებს ახალი პერსპექტიული და მობილური სისტემის პოვნას, ლოკალიზებული ჰიპერთერმიის ეფექტურობის გაზრდისათვის. ჩვენს მიერ დამუშავებულია მოდელური ტიპის მაგნიტოინდუქციური სისტემა. ტექნიკაში ცვლადი მაგნიტური ველის ერთი გიგანტური კოჭის ნაცვლად შეიძლება გამოყენებულ იქნას

მაგნიტოგამტარები და ჰელმჰოლცის კოჭათა სისტემა ამასთან ცალკეული მოდულის კვებისათვის შესაძლებელია გამოყენებული იქნას უფრო მცირე სიმძლავრის მქონე ცვლადი დენის წყარო.

§2.ორკოჭიანი მოდელური სისტემა

ლოკალურ ჰიპერთერმიაში ჰელმჰოლცის კოჭათა სისტემა (ნახ.1) გამოყენებულია მაგნიტონდუქციური გახურების განსახორციელებლად. ჰელმჰოლცის კოჭათა რამოდენიმე წყვილი განლაგებულია ამორფული მეტალის მქონე დამჭერზე. ამ კოჭებს და მასთან ერთად ფოკუსურ წერტილს შეუძლიათ თავისუფლად გადაადგილდნენ ადამიანის სხეულის მიმართ, იმისდა მიხედვით თუ სადაა სიმსივნის ადგილმდებარეობა.

იმისათვის რომ შეიქმნას მაგნიტური ნაკადის კონტური, აუცილებელია გამოყენებული იყოს ამორფული მაგნიტური მეტალისაგან დამზადებული მაგნიტოგამტარი, რითაც შეიქმნება საკმარისად ძლიერი ჩაკეტილი მაგნიტური ველი, რომელიც ადვილად შეაღწევს ადამიანის სხეულში. ამ მიზნით გამოიყენება ამორფული ფერომაგნიტური მასალა, რომელსაც გააჩნია გენერირებული სიმძლავრის დაბალი კარგვის დონე. მაგნიტოგამტარები დამზადებულია მრავალფენოვანი სალტისაგან და განლაგებულია ტეფლონის საფენზე, რომელმაც უნდა შეძლოს ჰელმჰოლცის კოჭის ზიდვა (ნახ.1). ჰელმჰოლცის კოჭები აღჭურვილია წაწვეტებული ფერიტის გულარით მაგნიტური ნაკადის დამატებითი კონცენტრაციის გაზრდისათვის.



ნახ 1.

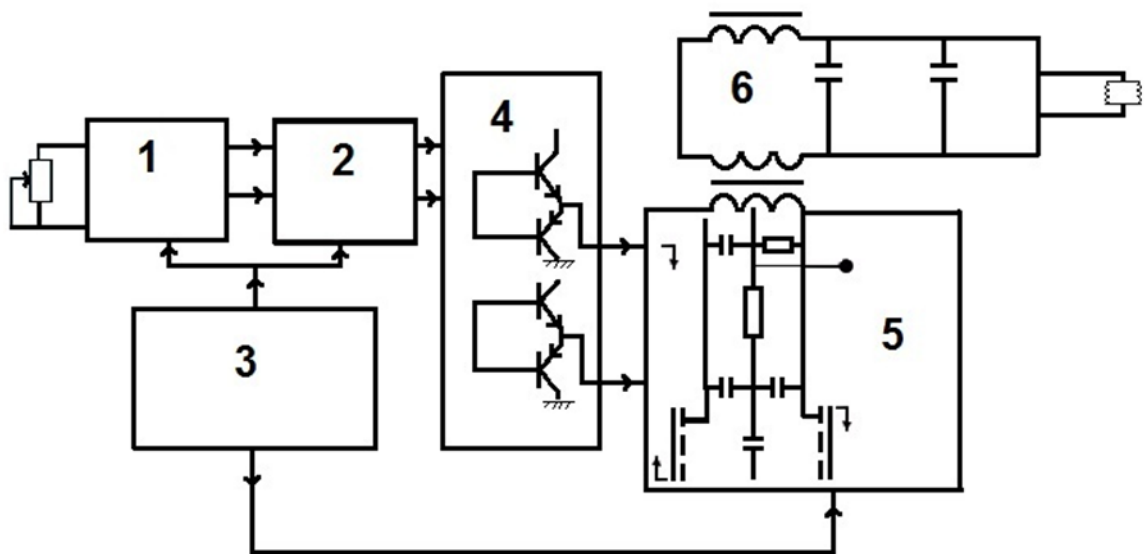
§3. კოჭას კონსტრუქცია

სკინ-ეფექტის თავიდან ასაცილებლად კოჭა დახვეულია წვრილი სადენით და მრავალფენოვანი შესრულებით, რითაც განხორციელებულია საკმარისად დიდი ველისა და შესაბამისი იმპედანსის მიღება. ფენები შესრულებულია პარალელურად.

	ემალირებული მავთულის დიამეტრი	16მ
1	კოჭას შიგა/გარე დიამეტრი	24/48
2	კოჭაზე დახვეული ფენების რიცხვი	24
3	ერთ ფენაში ხვითა საერთო რიცხვი	24
4	კოჭას სისქე	32

ჩვენი გამოთვლებით ტიპური მაგნიტური წრედი: 0.3 მმ სიგანისა და 3 სმ სისქის ლენტისგან შექმნილია 220 ფენა, ჰელმჰოლცის კოჭას გააჩნია 0.9 ომი მიმდევრული წინააღმდეგობა და 300 კვც -ის მახლობლობაში 56 მკ ჰენრი ინდუქტივობა. ყოველი ცალკეული მოდული , რომელიც მატარებელია ერთი წყვილი ჰელმჰოლცის კოჭებისა უნდა იკვებებოდეს დაბალსიხშირული სიმძლავრის გამამდიერებლით, რომელიც საშუალებას მოგვცემს ფოკუსში მივიღოთ საკმარისად ძლიერი დაბალსიხშირული მაგნიტური ველი.

გამამდიერებლის გამოსავლის კოჭასთან შესატანხმებლად გამოყენებული იყო სპეციალური შემატანხმებელი წრედი, რომელიც შექმნილია მძლავრი რეზისტორებისაგან და კონდესატორებისაგა



ნახ.2

§4. დანადგარის აღწერა და მოქმედების პრინციპი

არსებობს მრავალი სახის მოწყობილობა, რომლებიც ძალზედ ეფექტურად ახდენენ სიმსივნური უბნების გახურება მაგნიტური სითხის დახმარებით. ჩვენს პირობებსა და შესაძლებლობებში ყველაზე მისაღები იყო 300 kHz და 300 W სიმძლავრის LC გენერატორის შექმნა, რომლის სიხშირის გადაწყობა (280-320) kHz-სიხშირის არეში იყო შესაძლებელი. რაც შეეხება სიმძლავრეს, ქვედა ზღვრად აღებული იყო ისეთი სიდიდე, რომელიც განაპირობებდა ტემპერატურის დამცრას ოთახის ტემპერატურიდან 70°C - მდე. ეს ზღვარი კი საკმარისად ეფექტური აღმოჩნდა ჩვენს მიერ განხორციელებული პროცედურის ჩასატარებლად. ელექტრო მაგნიტურ ველს ჩვეულებრივ ვღებულობდით 8 მმ დიამეტრი მქონე სპილენძის მილისგან დამზადებულ გრაგნილით, რომელსაც ვიყენებდით გამახურებელი კასკადის გასაციებლად, რომლის გარეშე დიამეტრია 70 მმ. იგი წარმოადგენს რხევითი კონტურის შემადგენელ ნაწილს და მისი გაბარიტული ზომები, გეომეტრია, ტევადობათა კრებული და ინდუქტივობა განსაზღვრავს LC-გენერატორის სიხშირეს.

ამრიგად ჩვენს მიერ შექმნილი კოჭას ველი, რომელშიც თავსდებოდა სიმსივნით დაავადებული ბიოობიექტები, სავსებით ეფექტურად ახდენდა გავლენას ბიოობიექტებზე

რადიოსიხშირული გენერატორ-გამაძლიერებელი შედგება მართვადი იმპულსების გენერატორისგან (1) რომელიც გამოიმუშავებს 600 კჰც სიხშირის მქონე სწორკუთხა იმპულსების თანმიმდევრობას

(2) მეორე ბლოკში ხდება სიხშირის 2-ჯერ დაწევა და დაწევა 180° -ფაზით დაძრული იმპულსების მიღება, რაც აუცილებელია ორტაქტიანი გამაძლიერებლის შესაქმნელად

(4) მეოთხე ბლოკში არსებული ტრანზისტორებით ხდება ძაბვის გაძლიერება

(5) ბლოკში არსებული ველის ტრანზისტორებით ხდება ჩვენთვის სასურველი სიმძლავრის მიღება

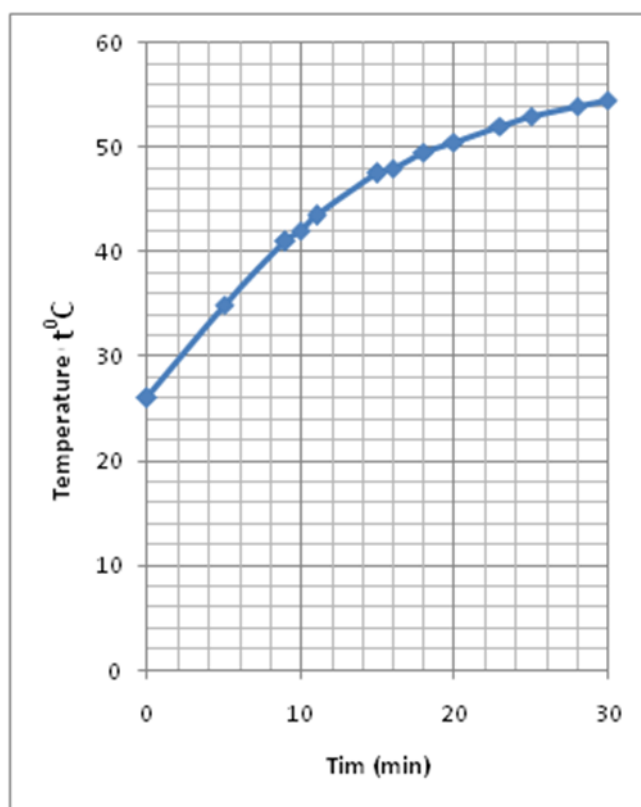
(6) ბლოკი წარმოადგენს რეზონატორულ კონტურს რომელიც შედგება C-კონდესატორის კრებულისგან და L- ინდუქტორისაგან , ეს კონტური მიერთებულია გამაძლიერებლის გამოსასვლელთან შემათანხმებელი ტრანსფორმატორით

(3) ბლიკი უზრუნველყოფს სიმძლავრის რეგულირებას

F-პოტენციომეტრი უზრუნველყოფს სიხშირის გადაწყობას 280-320 კჰც ფარგლებში

შედეგები

ამგვარად ზემოთ აღწერილი მეთოდით და ხელსაწყოთი ჩატარებულ იქნა გაზომვები რომელიც წარმოდგენილია გრაფიკის სახით ნახ.3 ზე სადაც ნაჩვენებია თუ როგორ იცვლება ტემპერატურა დროის მიხედვით, გრაფიკზე აღნიშნული ტემპერატურული ინტერვალი სრულიად საკმარისია ჰიპერთერმიის მეთოდისათვის.



ნახ.3

ტემპერატურის ცვლილება გენერატორის გამოსავალ
რეზონანსულ კოჭაში მოთავსებულ სუსპენზიაში, გაზომილია
სპირტიანი თერმომეტრით

დასკვნა

ჩემს მიერ ჩატარებულ იქნა კიბოს მაგნიტური ჰიპერთერმიით მკურნალობის მეთოდზე ექსპერიმენტი რომელიც დღეს-დღეისობით ძალზედ აქტუალურია, შემდეგ შემუშავებული იქნა მაგნიტური კოჭათა სისტემა და მისი კვების წყარო , ამ ყველაფრის განხორციელების შემდეგ აღებულ იქნა ექსპერიმენტული შედეგები , რომელიც აკმაყოფილებს ამ მეთოდით მკურნალობის მოთხოვნებს და რომელიც მოწონებული იქნა სამედიცინო ცენტრების მიერ.

გამოყენებული ლიტერატურა

- [1]. R.K.Gilchrist, R.edal, W.D.Shorey, R.C.Hanselman, J.C.Parrott, and C.B.Taylor “Selective Inductive Heating of Lymph Nodes”, Annals of Surgery, vol. 145, N4, pp. 596-606 (1957).
- [2] R.Hergt, W.Andra, C.G.d"Ambly, I.Hilger, W.A.Kaiser, U.Richter, H.-G.Schmidt, “Physical limits of hyperthermia using magnetite fine particles”, IEEE Transactions on Magnetics, vol. 34, N 5, pp. 3745 – 3754 (1998).
- [3] Q.A.Pankhurst, J.Connolly, S.K.Jones and J.Dobson “Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine”, J. Phys. D: Appl. Phys. vol. 36, R167-81 (2003).
- [4] Q.A.Pankhurst, N.T.K.Thanh, S.K.Jones and J.Dobson “Progress in applications of magnetic nanoparticles in biomedicine”, J. Phys. D: Appl. Phys. vol. 42, 224001 (2009).
- [5] G.C.Papaefthymiou “Nanoparticle magnetism”, Nanotoday, vol. 4, N5, pp. 438-447 (2009).
- [6]. C.C.Berry and A.S.G Curtis “Functionalisation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine”, J. Phys. D: Appl. Phys. vol. 36, N 13, pp. R198 (2003).
- [7]. J.M.Koziara, P.R. Lockman, R.J.Mumper, “In situ blood–brain barrier transport of nanoparticles”,Pharmaceutical Research, Vol. 20, N11, pp. 1772-1778 (2003).
- [8]. P.Tartaj, M.del Puerto Morales, S.Veintemillas-Verdaguer, T.González-Carreño and C.J.Serna “The preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine”, J. Phys. D: Appl. Phys. vol. 36, N13, R182 (2003).

[9]. R.S.Molday, D.Mackenzie "Immunospecific ferromagnetic iron-dextran reagents for the labeling and magnetic separation of cells", J. of Immunological Methods, vol. 52, N3, pp. 353-367 (1982).