

ივ. ჯავახიშვილის სახლობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი



ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა
ფაკულტეტი

მიხეილ პრიშვინი

სადოქტორო ნაშრომი სპეციალობაში გამოყენებითი ელექტროდინამიკა

“სუსტი ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლა
ადამიანის რეალისტურ მოდელზე”

სადოქტორო პროგრამის და მეცნიერ ხელმძღვანელი:
ფიზ. მათ. მეცნ. დოქტ. ემერიტუს პროფ. რევაზ ზარიძე

თბილისი 2011

სარჩევი

თავი I პრობლემის აქტუალობა და ამოცანის დასმა	3
§ 1.1 დასმული პრობლემის აქტუალობა და მისი თანამედროვე მდგომარეობა	3
§ 1.2 არსებული ლიტერატურის მიმოხილვა	8
§ 1.3 ამოცანის დასმა	11
§ 1.4 დისერტაციის მოკლე მიმოხილვა	12
თავი II დისერტაციაში გამოყენებული კვლევის მეთოდოლოგია	13
§ 2.1 დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდი მაქსველის განტოლებისათვის	13
§ 2.2 სითბური პროცესების რიცხვითი მოდელირება FDTD მეთოდით	16
§ 2.3 SAR-ის IEEE სტანდარტით მოცულობის გასაშუალოების ალგორითმი	17
§ 2.4 მე-2-ე თავის დასკვნა	19
თავი III სისხლის მიმოქცევის მოდელირება	20
§ 3.1 შესავალი	20
§ 3.2 სისხლძარღვების ქსელის აგების ალგორითმი	20
§ 3.3 სისხლის სიჩქარეთა ლამინალური ვექტორული ველის აგება	24
§ 3.4 სისხლის დინების ვექტორული ველის აგება დამხმარე გამომსხვივებლების მეთოდის გამოყენებით	25
§ 3.5 სისხლის დინების ვექტორული ველის აგება FDTD მეთოდის გამოყენებით	27
§ 3.6 მოდიფიცირებული სითბოს გავრცელების განტოლება	28
§ 3.7 გამარტივებული მოდელი და რიცხვითი კოდის შემოწმება	31
§ 3.8 ტემპერატურა და ტემპერატურის მატება ადამიანის რეალურ მოდელში	36
§ 3.9 მე-3 თავის დასკვნა	39

თავი IV MMF პროექტის ფარგლებში მიღებული შედეგები და მათი ანალიზი.	41
§ 4.1 შესავალი	41
§ 4.2 გამოყენებული მეთოდოლოგია	41
§ 4.3 დიპოლური ანტენები	42
§ 4.4 მონოპოლური ანტენები	48
§ 4.5 PIFA ანტენები	51
§ 4.6 Patch ანტენები	54
§ 4.7 IFA ანტენები	55
§ 4.8 მე-4 თავის დასკვნა	56
თავი V მიღებული მონაცემების მდგრადობის ანალიზი	58
§ 5.1 შესავალი	58
§ 5.2 სტაბილურობის ანალიზი მაღალ სიხშირეებზე მიღებული შედეგებისათვის	58
§ 5.3 ხელის არსებობის გავლენა მიღებულ შედეგებზე	63
§ 5.4 მე-5 თავის დასკვნა	65
დისერტაციის ძირითადი შედეგები გამოტანილი დასაცავად	66
გამოყენებული ლიტერატურა	69
დანართი I სისხლძარღვების აგების გამოთვლითი კოდის პრინციპული მონაკვეთები	72
დანართი II სისხლის დინების ვექტორული ველის აგების ალგორითმის გამოთვლითი კოდის ძირითადი მონაკვეთები	79
დანართი III სითბური სოლვერის გამოთვლითი კოდის პრინციპული მონაკვეთები	82

თავი I. პრობლემის აქტუალურობა და ამოცანის დასმა

§ 1.1 დასმული პრობლემის აქტუალურობა და მისი თანამედროვე მდგომარეობა

ადამიანის სხეული შედგება ე.წ. რეცეპტორებისაგან, რომლებიც ახდენენ ელექტრული პოტენციალის გენერირებას (ნერვული იმპულსების გავრცელება ცოცხალ ორგანიზმში). ბიოელექტრობა მეტად მნიშვნელოვან როლს ასრულებს ცოცხალ ორგანიზმებში, ვინაიდან ბიოლოგიური ქსოვილები და მისი კომპონენტების დიდი რაოდენობა (უჯრედები, უჯრედოვანი მემბრანები, ნერვული უჯრედები) ელექტრულად მეტად მგრძობიარეა. ამ მიმართულებით დიდი ყურადღება ეთმობა შემდეგი საკითხების შესწავლას: ელექტრომაგნიტური (ე.მ.) ველის ენერჯის შთანთქმა ცოცხალ ორგანიზმებში, ე.მ. ველის ნერვულ სისტემასთან ურთიერთქმედება, დაბალსიხშიროვანი მოდულირებული ე.მ. ველების გავლენა უჯრედოვანი მემბრანის არხებზე, მოლეკულური ეფექტები. ცნობილია ფაქტები, რომ რადიოსიხშირული (RF) და მიკროტალღოვანი (MW) გამოსხივება ახდენს გავლენას ცოცხალ ორგანიზმებზე პირდაპირი და ირიბი სითბური ეფექტების, და არასითბური ეფექტების სახით. ბიოლოგიური ეფექტები დამოკიდებულია შიგა ელექტრომაგნიტურ ველზე. შიგა ველის დახასიათებისათვის შემოტანილია ე.წ. შთანთქმის კუთრი სიჩქარის (ვტ/კგ) (SAR – Specific Absorbition Rate) [1-2] ცნება. ესაა დროის ერთეულში მასის ერთეულის მიერ შთანთქმული ე.მ. ენერჯია. იმის მიხედვით, თუ რა მასაზე და როგორ არის იგი დათვლილი, SAR შეიძლება იყოს წერტილოვანი და სხვადასხვა მასაზე გასაშუალოებული. ნერვული სისტემის რეაქციის გამოკვლევა სხვადასხვა სახის ე.მ. დასხივებაზე განსხვავებულ და ხშირად საპირისპირო შედეგებს იძლევა, რის გამოც ძნელია კონკრეტული და მითუმეტეს რაოდენობრივი დასკვნების გამოტანა. “მიკროტალღოვანი სინდრომის” პრობლემა დასხივების დაბალ დონეზე, წარმოიშვა რამდენიმე ათეული წლის წინ აღმოსავლეთ ევროპაში. ეს სინდრომი შეიცავს შემდეგ ნიშნებს: თავის ტკივილი, ემოციური არასტაბილურობა, გამოფიტვა, მეხსიერების დაქვეითება. ამ პრობლემებზე პასუხის გაცემა რთულია საიმედო დოზიმეტრიული მონაცემების არ არსებობის გამო. “RF სინდრომი”, როგორც ავადმყოფობა, განხილულია [3] -ში.

SAR-ის განაწილების დადგენა და მისი მაქსიმალური მნიშვნელობების გაზომვა ცოცხალი ორგანიზმებისათვის რთულია და ხშირად შეუძლებელიც. ამავე დროს, მაღალი სიხშირის (1 GHz და ზემოთ) შემთხვევაში ადამიანის ქსოვილების მაღალი შთანთქმის მნიშვნელობის გამო ამ სიხშირეებზე ველი თითქმის არ აღწევს ორგანიზმში და ხელსაწყოს მიერ გამოსხივებული ენერჯის შთანთქმა ძირითადად ხდება სხეულის ზედაპირზე. ასევე ნაჩვენები იქნა, რომ მიუხედავად SAR-ის შესაძლო მნიშვნელობებისა ცალკეულ ნაწილებში, შეიძლება ბიოლოგიური ქსოვილის სითბური თვისებები ისეთი იყოს, რომ არ გამოიწვიოს ტემპერატურის მატება; ან პირიქით, შეიძლება SAR-ის მნიშვნელობა არ იყოს მაღალი, მაგრამ ბიოლოგიური ქსოვილი მეტად მგრძობიარე აღმოჩნდეს და მცირე ტემპერატურის მატებაც კი კრიტიკული აღმოჩნდეს ადამიანისათვის (მაგალითად ჰიპოფიზი, თეთრი და რუხი ნივთიერებები). ასევე მნიშვნელოვან როლს თამაშობს გარემო,

რომელშიც იმყოფება ადამიანი, და ცალკეული ნაწილების ლოკალურად დასხივების შემთხვევაში, სისხლძარღვოვანი სისტემა [4-8]. ე.მ. დასხივებისას მაღალი საფრთხის ქვეშ მყოფი ერთ-ერთი ნაწილია თვალები. მაგალითად, ხელის რადიოგადამცემის მუშაობისას ანტენა იმყოფება ადამიანის სახის წინ. მობილური ანტენის მიერ გამოწვეული სითბური ეფექტები ნაწილობრივ განხილულია [9-14] შრომებშიც.

ელექტრომაგნიტური ველით გამოწვეული სითბური ეფექტების მნიშვნელობა ნაჩვენებია, მაგალითად ნაშრომებში [15]-ში და [16]-ში, სადაც გამოკვლეულია SAR და ტემპერატურის მატება თვალში სტიმულატორის იმპლანტაციისას და მაგნიტური რეზონანსის მეთოდით გამოკვლევისას. უფრო მეტიც, ხშირად სითბურ და არასითბურ ეფექტებს ერთდროულად აქვთ ადგილი და ცხადია ერთმანეთზეც ახდენენ გავლენას. მიუხედავად ამისა ისინი ხშირად ცალ-ცალკე არიან გამოკვლევების საგანი.

არასასურველი არასითბური ეფექტები [3] უფრო ნაკლებადაა შესწავლილი თავისი სირთულის გამო. გამოკვლევები ძირითადად ექსპერიმენტულ ხასიათს ატარებს. დღესდღეობით ვარაუდობენ არასითბურ ეფექტებს, რომლებიც შეიძლება გამოწვეული იყვნენ RF და MW გამოსხივებით: იონების კონცენტრაციის ცვლილება უჯრედის მემბრანებში, არასითბური ეფექტები პროტეინებში [17], იმუნურ სისტემებში,

ბარანსკიმ და სხვ. აჩვენეს, რომ RF გამოსხივებამ, 5-10 მვ/სმ სიმძლავრეებისათვის, შეიძლება გამოიწვიოს სისხლის უჯრედებისათვის ჰემოგლობინის მიმდებლობის შეცვლა. ბარნსმა [18] ასევე აჩვენა, რომ ზებრა თევზის ემბრიონის სიკვდილის მიზეზი შეიძლებოდა ყოფილიყო ოსმიური წნევის დისბალანსი, გამოწვეული 5-10 მვ/სმ ველით.

როგორც ზემოთ მოყვანილი მცირე მიმოხილვიდან ჩანს, საკითხი ე.მ. გამოსხივების შესაძლო საფრთხის შესახებ არც თუ ისე ნათელია. არსებული უსაფრთხოების სტანდარტები საზღვრავენ ე.მ. გამოსხივების დონეს ისეთი შემთხვევებისათვის, რომლებიც საფრთხეს უქმნიან ადამიანის ჯანმრთელობისთვის. მაშინ როცა შეიძლება არსებობდეს რაიმე სხვა ბიოლოგიური ეფექტიც, ზემოქმედებაც, მაგრამ ის არ ითვლებოდეს ჯანმრთელობისათვის საშიშად.

დღესდღეობით სახეზე გვაქვს შემდეგი სურათი:

ადამიანთა დიდ რაოდენობას აქვს მობილური ტელეფონი და აწუხებთ ეჭვი ჯანმრთელობის საფრთხის შესახებ, რასაც შეიძლება იწვევდეს მობილური ტელეფონის მოხმარება. მომხმარებელთა უმრავლესობა კი იყენებს რადიო-ტელეფონებს, მაგრამ ბევრი მათგანს არ აწუხებს ეჭვი ამ ხელსაწყოების მიერ გამოსხივებული ენერჯის მავნე ზემოქმედების შესახებ, თუმცა მიკროტალღოვანი სისხირების მთელი ერთობლიობა იწვევს იგივე ბიოლოგიურ ეფექტს.

არსებულ რეკომენდაციებში მოცემულია ორი სახის შეზღუდვა: პირველი ძირითადი შეზღუდვები, რომლებიც ყოველთვის უნდა სრულდებოდეს; და მეორე შეზღუდვები, რომლებიც შეიძლება დარღვეულ იქნას მაშინ, როცა ძირითადი შეზღუდვების პირობები ძალაშია. ძირითადი (ბაზური) შეზღუდვები გამოხატულია სიდიდებით, რომლებიც ახასიათებენ სხეულს და არ იზომებიან, მაგალითად SAR-ით. მეორე ტიპის შეზღუდვები გამოხატულია სიდიდებით, რომლებიც იზომებიან ადამიანის გარეშე, მაგალითად ელექტრული ველის ამპლიტუდის დონეები.

არსებობს თეორიები და მოსაზრებები, რომლებიც ადგენენ კავშირს ამ ორი ტიპის სიდიდებს შორის. მეტ-ნაკლებად მეცნიერულად შესწავლილ ბიოლოგიურ ზემოქმედებად ითვლება სითბური ეფექტები და დღემდე არსებული რეკომენდაციები ძირითადად ეფუძნება სითბური ეფექტებით გამოწვეულ შეზღუდვებს. რეკომენდაციები ძირითადად ეფუძნება ერთ წყაროს. ეს წყარო არის მსოფლიოს ჯანმრთელობის ორგანიზაცია World Health Organization (WHO), რომლის რეკომენდაციებიც თავის მხრივ ეფუძნება არაიონიზებადი რადიაციისგან დაცვის საერთაშორისო კომისიის Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) მიერ 1998 წელს გამოქვეყნებულ რეკომენდაციებს 300 GHz სიხშირემდე [19]

დიდი მნიშვნელობა აქვს იზოთერმული და მიკროთერმული ფაქტორების გათვალისწინებას. მათი გათვალისწინებით დასაშვები დასხივების სიმძლავრე დაახლოებით 100-ჯერ უნდა შემცირდეს დღევანდელთან შედარებით, რაც დიდ ფინანსური და ინდუსტრიული ცვლილებების გამომწვევი მიზეზი შეიძლება გახდეს.

რეკომენდაციები ზოგიერთ შემთხვევაში შეიცავენ წინააღმდეგობას ან მათი ინტერპრეტირება სხვადასხვაგვარადაც შეიძლება. მაგალითად: WHO [19] გვ. 21 ნათქვამია: ”ნორმალურ სითბურ პირობებში, 1-4 W/kg SAR მნიშვნელობისთვის, 30 წუთი ხანგრძლივობის დასხივებისას, ტემპერატურის მატება ნაკლებია 10C⁰-ზე ჯანმრთელი, ზრდასრული ადამიანებისათვის”. იქვე, გვ. 23 ნათქვამია: არასასურველ სითბურ პირობებისა და შესაძლო გვიანი ეფექტებისათვის, შემოტანილია უსაფრთხოების ფაქტორი 10; ანუ გვაქვს დასაშვები მნიშვნელობა 0.4W/kg”. ე. ი. სტანდარტი არასასურველ გარემოში დასაშვებ SAR მნიშვნელობას ანგარიშობს არა 1, არამედ 4 W/kg მნიშვნელობიდან. 1-დან რომ აგვეთვალა, მაშინ ფაქტორი გამოვიდოდა 2.5, რაც არ არის დიდი რიცხვი. იქვე ნათქვამია, რომ ზოგადად, საზოგადოებისთვის და ე.მ. ველის მიმართ მგრძობიარე ადამიანებისათვის, უსაფრთხოების დონე არის 0.08 W/kg, ანუ დამატებითი ფაქტორი არის 5. ე. ი. პირველ ნორმასთან შედარებით, სულ დამატებითი ფაქტორი გამოდის 50, თუ ავითვლით 4 W/kg-დან; და 12.5, თუ ავითვლით 1 W/kg-დან. ანუ, უშუალოდ საფრთხის ქვეშ მყოფი ჯანმრთელი მუშა-მოსამსახურესათვის უსაფრთხოების ფაქტორი არის 10 და 2.5, 4 და 1 W/kg -თვის შესაბამისად. უსაფრთხოების სტანდარტმა უნდა გაითვალისწინოს შემდეგი ფაქტორები: დასხივებისას ტემპერატურის მატება უნდა იყოს 10C⁰-ზე ნაკლები; დასხივება შეიძლება გრძელდებოდეს არა 30წთ-ს, არამედ 24 სთ-ს განმავლობაში; ყველა ზრდასრული ადამიანი არ არის ჯანმრთელი; საზოგადოებაში ზრდასრული ადამიანების გარდა

არიან ბავშვებიც და ყველა ბავშვი არაა ჯანმრთელი; შეიძლება არსებობდეს არასასურველი სითბური გარემო; და ბოლოს შეიძლება ადგილი ჰქონდეს გვიან გამოძლეავენებულ ეფექტებს, რომლებსაც ეს სტანდარტი არ ითვალისწინებს. კერძოდ, შესწავლისას დადგენილ იქნა ამთვისებლობის ცვლილება 0.016W/kg SAR მნიშვნელობისთვის, რაც 5-ჯერ ნაკლებია ვიდრე საზოგადოდ მიღებული დადგენილი სტანდარტი.

თუ გავითვალისწინებთ, რომ სიმძლავრე ველის ამპლიტუდის კვადრატის პროპორციულია, დადგენილი ევროსტანდარტი ველის დაძაბულობის მნიშვნელობისათვის გამოდის 41.2 V/m . ანუ ელექტრული ველისათვის დასაშვები ნორმა გამოდის 2.5-ჯერ მეტი მუშა-მოსამსახურისათვის, ვიდრე ეს რეკომენდირებულია ზოგადი პუბლიკისათვის. ზოგიერთ ქვეყანაში მიღებულია სხვადასხვა ზღვრული ნორმები. მაგალითად, ბელგიაში- 20.6V/m , იტალიაში- 20.0V/m , ხოლო 4 საათისა და მეტი დასხივების შემთხვევაში, 6.0V/m . ზემოთხსენებული ეფექტის შემთხვევაში ველის მნიშვნელობა არის 18V/m . თუ გავითვალისწინებთ იზოთერმულ და მიკროთერმულ ეფექტებს, მაშინ დასაშვები ველის მნიშვნელობა კიდევ უფრო მცირდება - 4V/m -მდე. 4V/m არის ასევე დადგენილი ზღვარი ტელე და რადიო სიხშირული (TV/RF) გამოსხივებისათვისაც.

შეიძლება ითქვას, რომ დღემდე არსებული სტანდარტები არ ითვალისწინებენ ე.მ. ველის ზემოქმედების არასითბურ ეფექტებს. ისინი გათვლილი არიან მხოლოდ სწრაფ ეფექტებზე და ასევე მხედველობაში არ იღებენ შესაძლებლობას, რომ საკმარისად დიდი დროის დასხივების შემთხვევაში, მომხმარებელი შეიძლება აღმოჩნდეს საფრთხის ქვეშ. ამ ორი ფაქტორის გათვალისწინება კი რთულდება იმიტაც, რომ არ არსებობს საკმარისი ცალსახად დამადასტურებელი ე.მ. ველის ზემოქმედების სტატისტიკა და საკმარისი ექსპერიმენტული მონაცემები. წინამდებარე სადისერტაციო ნაშრომის ძირითადი მიზანია, ელექტრომაგნიტური ველის გავლენის შეფასება ამ ველის ქვეშ მყოფ ობიექტზე, კომპიუტერული მოდელირების საშუალებით. არაერთგვაროვან რთულ ობიექტებში ე.მ. ველების გამოთვლითი მეთოდი და პროგრამული კოდი ეფუძნება დროით არეში სასრული სხვაობების მეთოდის (FDTD) გამოყენებას მაქსველის განტოლებებისათვის. სითბური მოვლენების მოდელირება და ანალიზი – კი ბიოსითბოს განტოლების გამოყენებით. მხოლოდ FDTD მეთოდი საშუალებას იძლევა შესწავლილ იქნას რთული, არაერთგვაროვანი ობიექტები. FDTD მეთოდით მიღებული SAR-ის განაწილება, ხოლო შემდეგ მიეწოდება “ბიოსითბოს ძრავას”, რომელიც SAR-ით და შთანთქმული ე.მ. ველის ენერგიით ითვლის გამოწვეულ ტემპერატურის მატებას.

დღევანდელი ცხოვრება წარმოუდგენელია ელექტრომაგნიტური ხელსაწყოების გარეშე, რომელთა რიცხვს მიეკუთვნებიან ტელევიზორები, რადიომიმღებები, კომპიუტერები, მობილური კავშირგაბმულობის აპარატები, მიკროტალღოვანი ღუმელები, რადარები, სამრეწველო, სამედიცინო, სავაჭრო დანადგარები და ა. შ. ურბანიზებულ რეგიონში მცხოვრები ადამიანი თითქმის მუდმივად იმყოფება

სხვადასხვა წყაროების მიერ გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველების გავლენის ქვეშ.

გარდა ამ ე.მ. ფონისა, ასევე მნიშვნელოვანია უშუალოდ ადამიანის სიახლოვეს წარმოქმნილი ე.მ. ველების შესწავლა, სხვადასხვა ე.მ. ხელსაწყოების გამოყენებისას, მათი მავნე ზემოქმედების თავიდან აცილების მიზნით. დღესდღეობით აქტუალურია პერსონალური საკომუნიკაციო სისტემების (პსს) მიერ გამოსხივებული ე.მ. ველების და მათი ადამიანზე შესაძლო გავლენის ეფექტების გამოკვლევა. ასევე აქტუალურია მედიცინაში, კლინიკურ გამოკვლევებში, გამოყენებული ე.მ. ველების შესწავლა და უსაფრთხოების წესების დადგენა. კერძოდ, ბირთვული მაგნიტური რეზონანსის მოვლენა საფუძვლად უდევს მაგნიტური რეზონანსით ადამიანის ორგანოების სკანირებას, რაც გამოიყენება, მაგალითად, ავთვისებიანი სიმსივნეების დიაგნოსტიკისათვის.

რადიოსიხშირული (RF) ველის ურთიერთქმედება უჯრედოვან ქსოვილთან შეიძლება განხილულ იქნას როგორც 3 პროცესის შედეგი:

1. ელექტრომაგნიტური ველის შეღწევა და გავრცელება ცოცხალ ორგანიზმში.
2. უშუალო ურთიერთქმედება ველსა და ქსოვილის უჯრედს შორის.
3. აქედან გამომდინარე შესაძლო მეორადი ეფექტები.

ცოცხალ სისტემებს აქვთ უნარი მოახდინონ გარე ქმედებების შედეგების კომპენსირება, ე.მ. ველების ზემოქმედების ჩათვლით. კერძოდ, ფიზიოლოგიური კომპენსაცია ნიშნავს, რომ გარეშე ფაქტორებისგან გამოწვეული დაძაბულობა ორგანიზმში სრულად კომპენსირდება და ორგანიზმს შეუძლია განაგრძოს ნორმალური ფუნქციონირება. პათოლოგიური კომპენსაცია ნიშნავს, რომ გარე ქმედებები იწვევენ ფუნქციონალურ ცვლილებებს ორგანიზმში, რასაც შეიძლება სტრუქტურული ცვლილებებიც კი მოჰყვეს.

საზღვარი ამ ორი ტიპის კომპენსაციას შორის მეტად რთული დასადგენია. უსაფრთხოების სტანდარტები ადგენენ ნორმას, რომლის ზემოთაც ადგილი აქვს ჯანმრთელობისთვის საშიშ, უკვე ცნობილ ეფექტებს. ბიოლოგიურ ეფექტებს კი შეუძლიათ გამოიწვიონ, ან არ გამოიწვიონ ჯანმრთელობისათვის საშიში ზემოქმედება.

ე.მ. ზეგავლენით გამოწვეული შესაძლო ეფექტები იყოფა ორ კლასად: სითბური და არასითბური ეფექტები.

პირველი (სითბურ ეფექტები) არის, მაგალითად, ლოკალური გადახურება. ე.მ. ველის შეღწევისას, ველის ენერჯის დიდი ნაწილი სითბოში გარდაიქმნება. ორგანიზმში მიმდინარე მეტაბოლური და თერმორეგულარიზაციის მექანიზმები ცდილობენ შეინარჩუნონ ნორმალური ტემპერატურა ქსოვილში და იცავენ მას გადახურებისაგან. მეორეს მხრივ, როცა სხეული მოთავსებულია გარე საკმარისად

მაღალი სიმძლავრის ველში, ქსოვილში ტემპერატურა შეიძლება გაიზარდოს და გადააჭარბოს უსაფრთხოების ნორმას.

მეორეს (არასითბურ ეფექტებს) მიეკუთვნება, მაგალითად, ე.მ. ველის ზემოქმედების შედეგად ცვლილებები უჯრედულ დონეზე. გარე ველში მოთავსებულ უჯრედში იცვლება დადებითი და უარყოფითი იონების კონცენტრაციის ფარდობა, რაც ცვლის უჯრედში იონების ტრანსპორტირების პროცესს. ორივე კლასის ეფექტებმა შეიძლება მოახდინონ როგორც დადებითი, ასევე უარყოფითი გავლენაც.

წარმოდგენილი ნაშრომი ეხება სითბურ ეფექტს, რომლის დროსაც ადგილი აქვს ქსოვილის ტემპერატურის მატებას. ამ ტემპერატურის შესაფასებლად საჭიროა მოვახდინოთ თბოცვლის მოდელირება ორგანიზმში მიმდინარე რეალური პროცესების გათვალისწინებით. კონკრეტულად კი, ნაშრომის მიზანია შევისწავლოთ რა გავლენას ახდენს სისხლის მიმოქცევა დასხივებით გამოწვეული სითბოს გადატანის პროცესში, ანუ თბოცვლისას.

აღნიშნული საკითხის გადასაჭრელად, ამ ნაშრომში წარმოდგენილია თერმული ეფექტის მოდელირების ახალი რიცხვითი მეთოდი ადამიანის ქსოვილის RF ენერგიით დასხივებისას. ის დაფუძნებულია ახალ ალგორითმზე, რომელიც მოიცავს რეალური სისხლძარღვების ქსელის აგებას, სისხლის დინების სიჩქარეთა განაწილების ახალ მოდელს და მიდგომას ბიო-სითბოს განტოლების ამოსახსნელად, ქსოვილში ცვლადი და საწყისი უცნობი სისხლის ტემპერატურის განაწილებისას. ალგორითმი აგებს დისკრეტულ სამგანზომილებიან მოდელს ორივე არტერიული და ვენური სისხლძარღვების ქსელისა და უწყვეტი სისხლის სიჩქარეთა ვექტორულ ველის ნებისმიერი ჩაკეტილი გეომეტრიისთვის, როგორცაც მოითხოვს ადამიანის სხეულის რთული ანატომია და სისხლის დინების წარმოდგენა.

განვითარებული მეთოდის გამოყენებით მოცემულ ნაშრომში მიღებული შედეგები რეალური დასხივების პირობებში გვიჩვენებს დასხივებული ქსოვილის სითბური ეფექტის ფარდობით განსხვავებას ჩვეულებრივი ბიო-სითბური განტოლებით მიღებულ შედეგებთან შედარებით მუდმივი სისხლის მიმოქცევისას და ტემპერატურისას. განვითარებული ტექნიკა განაპირობებს უფრო ზუსტ და რეალურ დამოდელირებას ადამიანის სხეულის დასხივების თერმული დოზიმეტრიის შესასწავლად.

§ 12. არსებული ლიტერატურის მიმოხილვა.

არსებული ლიტერატურის მიმოხილვის დასაწყისში მინდა ვახსენო ლევან შოშიაშვილის [20] და ალექსანდრე რაზმაძის დისერტაციების მოკლე მიმოხილვა [21]. ორივე დისერტაციის გამოკვლევების თემატიკა იყო დაკვეთილი “Motorola” კომპანიის და MMF/GMSA-ის კონსორციუმის მიერ და მთლიანად იყო მიძღვნილი

მობილური ტელეფონების მიერ გამოსხივების ზემოქმედების გამოკვლევას მომხმარებელზე. ლევან შოშიაშვილის დისერტაციაში ჩამოყალიბებულია დასმული ამოცანის შესწავლის რიცხვითი მეთოდების შესაძლებლობები, ანუ კომპიუტერული გამოკვლევების საშუალებები. მასში ვრცლად არის აღწერილი FDTD, MAS და მათი ჰიბრიდული მეთოდები გამოსხივებული ე.მ. ველის შედწევა ისეთ რთულ გარემოში, როგორცაა ადამიანი. დისერტაციის ძირითადი მიზანი და შედეგი იყო სპეციალური პროგრამული პაკეტის FDTDLab-ის შექმნა. ნახსენები პროგრამული პაკეტის დანიშნულებაა:

1. დასხივებული ე.მ. ველის განაწილების პოვნა ადამიანის სხეულში.
2. შედწეული ე.მ. ველის ენერჯის გარდაქმნა სითბურ ენერჯიაში (SAR-ის განაწილება), და
3. ადამიანის სხეულში ტემპერატურის ცვლილება ე.მ. დასხივების შედეგად – ანუ თერმული ამოცანების ამოხსნა კომპლექსური სცენარებისათვის. აღსანიშნავია, რომ თერმული ამოცანის ამოხსნა ხდებოდა სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებლად ბიო-სითბური განტოლების FDTD მოდელირებით. წინამდებარე დისერტაციაში განხილულია სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება და FDTDLab პროგრამული პაკეტის შესაძლებლობების გაფართოება. ლ. შოშიაშვილის შესწავლის საგანი იყო დამკვეთების მიერ შემოთავაზებული ადამიანის არაერთგვაროვანი მოდელი “Visible Human Model” წარმოდგენილი 0.5 მმ-ის სიზუსტით [22,23] ის გაგრძელება.

აღექსანდრე რაზმაძის დისერტაციის მთავარი მიზანი იყო ტემპერატურის ცვლილებასთან კორელაციის თვალსაზრისით SAR-ის გასაშუალოების საუკეთესო მასის შერჩევა. მათ შორის განხილულია საკითხი თუ რომელი გათვალისწინებული IEEE და საერთაშორისო სტანდარტებში 1გ თუ 10გ გასაშუალოებული მასა უკეთესად ემთხვევა ტემპერატურულ განაწილებას. აგრეთვე გამოკვლეული იყო კორელაციის დამოკიდებულება ცუდად აღწერილ უსაფრთხოების სტანდარტში პარამეტრზე: დაშვებული ჰაერის რაოდენობა გასაშუალოების კუბში. [1]. ამ დისერტაციის შესწავლის საგანი იყო დამკვეთების მიერ შემოთავაზებული მობილური ტელეფონების და აგრეთვე კავშირგაბმულობაში გამოყენებული საბაზო ანტენების მიერ გამოსხივებული ე.მ. ველებში მყოფი ადამიანის დასხივება რეალურთან ახლო სცენარიებში (ოთახში, სახლის კედელთან-ქუჩაში, ბორცვების და მთის გარემოცვაში. ა. რაზმაძის დისერტაციაში განხილულია FDTD მეთოდის ამონახსნის სიზუსტის საკითხი და აღნიშნულია, რომ ზოგიერთ ამოცანათა კლასისთვის საჭიროა უფრო ზუსტი მოდელი, რომელშიც არის გათვალისწინებული სისხლის მიმოქცევა და მის მიერ სითბოს გადატანა (სითბოს კონვექცია).

ექსპერიმენტული გაზომვების მაღალი ღირებულების გამო, რიცხვითი მოდელირება გახდა შესწავლის ძირითადი მეთოდი. დავამოდელიროთ და ვიწინასწარმეტყველოთ ტემპერატურის მატება ადამიანის სხეულში,

დაკავშირებული ელექტრომაგნიტურ გამოსხივებასთან რადიო სიხშირეებზე (RF). წლების განმავლობაში ბიო-სითბოს განტოლება [18] გამოიყენებოდა ქსოვილში თბოცვლის პროცესების მოდელირებისათვის. მას შემდეგ ტრადიციულ განტოლებას აქვს სისხლის მიმოქცევის წევრი, განსაზღვრული როგორც მაკროსკოპული ქსოვილზე დამოკიდებული მუდმივი პარამეტრი, ის ზღუდავს გამოვიყენოთ დასხივების სცენარის უფრო დეტალური მოდელირება, რომელიც აღწერს რეალურად მიმართულ სისხლის დინებას. ზოგი მოდელი შეიცავს სივრცულ მუდმივას, მაგრამ მნიშვნელოვანია შევისწავლოთ ტემპერატურის დამოკიდებულება სისხლის მიმოქცევაზე, რომელიც აღწერს ადამიანის სხეულის თერმული რეგულაციის მექანიზმს, მაღალი სიმძლავრის RF წყაროთი დასხივებისას. უფრო ზუსტი მოდელები [4-5] შეიცავს დისკრეტულ კაპილარულ სტრუქტურას და თბოცვლის მექანიზმს. წინად არსებული მოდელის [5] პრაქტიკულ რეალიზაციისას გააჩნია ნაკლი სირთულის გამო. სადავო არის აგრეთვე კაპილარული ქსელის აგებისას ალგორითმი. იმისათვის, რომ შევისწავლოთ სისხლის მიმოქცევის ეფექტი თბოცვლისას ქსოვილში, საჭიროა კაპილარული ქსელის მოდელირება. მეტად დეტალიზებული სისხლძარღვების ქსელისთვის მოდელი არ არსებობს აგება რეალური არაა ხელმისაწვდომი, საჭიროა კომპიუტერული ალგორითმი რომ აიგოს რეალური ხელოვნური კაპილარული ქსელი. ხელოვნური კაპილარული ქსელის აგების საჭიროება მოტივირებულია ანგიოგენეზისისა და ჰიპოთერმიის შესწავლის ინტერესით, ისევე როგორც RF გამოსხივების უფრო ზუსტი მოდელირებით.

ამ ნაშრომში მოყვანილია ახალი ალგორითმი [4], რომელსაც შეუძლია სისხლძარღვების ქსელის 3-D მოდელის შექმნა და სისხლის დინების სინქარეთა ვექტორული ველის აგება, რომელსაც შემდგომში კაპილარებს ვუწოდებთ. შემოტანილი მიდგომა შესაძლებლობას იძლევა გამოითვალოს კაპილარობის ეფექტი გარკვეული სისხლის დინების განაწილების დროს თბოცვლისას ქსოვილში. ალგორითმი ასევე მხედველობაში იღებს გეომეტრიის უსწორმასწორობებს და რთულ ანატომიურ თავისებურებებს.

მაშინ როცა დისკრეტული კაპილარული მოდელი ვარგისია თბოცვლის მოდელირებისთვის ფართე სისხლძარღვებში [4], კაპილარების მოქმედება ძნელი გასათვალისწინებელია მტკიცედ განსაზღვრულ მოდელებში.

ყველაზე ფართოდ გამოყენებული მიდგომა თბოცვლის მოდელირებისა RF ველით დასხივებულ ქსოვილში, დაფუძნებულია პენეს ბიო-სითბოს განტოლებზე (1.1) [23].

$$c_p \rho \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho SAR + A(\vec{r}, t) - B \left(T(\vec{r}, t) - T_b(\vec{r}, t) \right) \quad (1.1)$$

სადაც **SAR** - შთანთქმის კუთრი სინქარეა (ვტ/კგ) ესაა დროის ერთეულში მასის ერთეულის მიერ შთანთქმული ენერჯია. იმის მიხედვით, თუ რა მასაზე და როგორ

არის იგი დათვლილი, SAR გვაქვს წერტილოვანი და სხვადასხვა მასაზე გასაშუალოებული.

A - აღწერს მეტაბოლურ პროცესებს ქსოვილებში.

T_b - სისხლის ტემპერატურა სივრცით და დროით მუდმივია მთელ გამოსაკვლევ არეში. ზოგი გამოკვლევა უკვე შემოწმებულია ამ შეზღუდვის დასაძლევად [26] და მიუხედავად იმისა, რომ ცნობილმა მიდგომამ უკვე აჩვენა კარგი შედეგები [25], გამოთვლითი საშუალებების ზრდა შესაძლებლობას იძლევა გამოვიყენოთ უფრო ზუსტი მოდელი, რომლისთვისაც დამახასიათებელია ორივე კაპილარობა და კაპილარული სისხლის დინება [26]. ჩემი თანაავტორობით სამაგისტრო თემასთან დაკავშირებით გამოქვეყნებულია შემდეგი შრომები [26], [27].

§1.3. ამოცანის დასმა

ნაშრომის ძირითადი მიზანი მდგომარეობს მცირე სიმძლავრის (მაგ. მობილური ტელეფონის) გამომსხივებელის მიერ გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველის შედწეული ენერჯის შესწავლაში ანატომიური მოდელის თავში. ვიხილავთ ემ ველის შედწევის სიდრმესა და შთანთქმული კუთრი სიმძლავრის მნიშვნელობებს (SAR). შთანთქმის შედეგად ე.მ. ენერჯია გარდაიქმნება სითბურ ენერჯიაში, ცხელდება ის ადგილები, სადაც შეიღწევა ენერჯია, და ცხადია, საინტერესოა იმის გამოკვლევა, თუ რა სიდიდით გაიზრდება ამ დროს ტემპერატურა მოდელის ქსოვილსა თუ ორგანოში, რამდენად იქნება ის მოქცეული სტანდარტის ნორმებში და ა.შ. აქედან ყველაზე მნიშვნელოვანია შედწევის გამოკვლევა თავის ტვინში. ელექტრომაგნიტური ტალღის გამომსხივებლების წყარობად აღებულია სხვადასხვა რეზონანსული ანტენები – დიპოლური, მონოპოლური სწორხაზოვანი, სპირალური, “მეანდერის” ტიპის და ბრტყელი ანტენები.

რიცხვითი ექსპერიმენტები ტარდებოდა სიხშირეთა ფართო დიაპაზონისათვის - 300, 450, 900, 1450, 1900, 2450, 3700 და 6000 მგჰ, რომლებიც გამოიყენება პრაქტიკაში ან იქნება გამოყენებული მომავალში. მაგალითად, 300 - 450 მგჰც – გამოიყენება პოლიციასა და სამხედრო დანიშნულებაში, 900 - 1900 მგჰც – მობილური კავშირის დიაპაზონია, ხოლო 3700 და 6000 მგჰც - მომავლის სიხშირეებია. შედეგები მიღებულია ანტენების სხვადასხვა ზომებისათვის და თავის მოდელიდან ანტენამდე სხვადასხვა მანძილებისათვის. როგორც ცნობილია, ემ ველის ენერჯის სიმკვრივე გამომსხივებლიდან მანძილის კვადრატის უკუპროპორციულია ($1/r^2$), ამიტომ ექსპერიმენტები ტარდებოდა სხვადასხვა 5, 10 და 20 მმ მანძილებისათვის. აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ მოცემულ ნაშრომში ყველა ექსპერიმენტი ტარდება სისხლის ნაკადისა და სისხლძარღვთა სტრუქტურის მიმოხილვის გაუთვალისწინებლად. სისხლძარღვების სტრუქტურისა და მისი აგების აღგორითმის მიმოხილვა და კვლევა არის აღწერილი ცალკე თავში.

§ 14 დისერტაციის მოკლე მიმოხილვა

პირველ თავში განხილულია პრობლემის თანამედროვე მდგომარეობა და აქტუალობა და ასევე არსებული ლიტერატურის მიმოხილვა.

მეორე თავში მოყვანილია კვლევაში გამოყენებული მეთოდოლოგია. აღწერილია სასრული სხვაობების მეთოდი ელექტრომაგნიტური და სითბური ამოცანებისათვის და ასევე SAR-ის გასაშუალოების ალგორითმი.

მესამე თავში განხილულია სისხლის მიმოქცევის მოდელირების ახალი მიდგომა. დაწერილებით აღწერილია სისხლძარღვთა სისტემის აგების ალგორითმი. ასევე მოყვანილია ორი მეთოდი სისხლის დინების ვექტორული კაპილარული ველის ასაგებად. სისხლძარღვთა დისკრეტული მოდელი და კაპილარული ქსელი გამოიყენება მოდიფიცირებულ ბიო-სითბოს განტოლებაში, რომელიც ითვალისწინებს სისხლის მიერ სითბოს გადატანას.

მეოთხე თავში წარმოდგენილია MMF WP8 პროექტის ფარგლებში მიღებული შედეგები და მათი ანალიზი. სხვადასხვა ტიპის ანტენებისათვის განხილულია შემთხვევები რამოდენიმე ოპერატიული სიხშირის შემთხვევაში განსხვავებულ მანძილებზე თავსა და ანტენას შორის. ამ თავის ძირითადი მიზანი არის იმის დადგენა, თუ რა ანტენა და რომელი სიხშირე არის უფრო უსაფრთხო მობილური კავშირისათვის.

მეხუთე თავი განკუთვნილია მეოთხე თავში მიღებული შედეგების სტაბილურობის ანალიზისათვის. გამოკვლევის ჩატარებისას აღმოჩნდა, რომ მაღალ სიხშირეებზე მიღებული შედეგები არასტაბილურია. ზოგიერთ შემთხვევაში კი დაიკვირვება რეზონანსი.

დისერტაციის ბოლო ნაწილში მოყვანილია დისერტაციის ძირითადი შედეგები, რომლებიც გამოტანილია დასაცავად.

თავი II. დისკრეტაციაში გამოყენებული კვლევის მეთოდოლოგია

§ 2.1. დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდი მაქსველის განტოლებისათვის

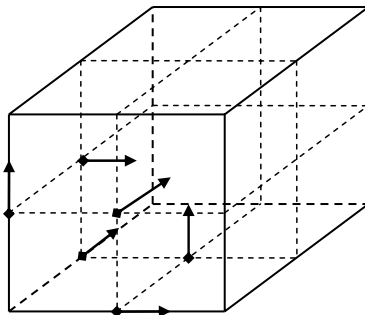
დროით არეში სასრული სხვაობების მეთოდი (FDTD) წარმოადგენს მაქსველის განტოლებების დისკრეტიზაციას ცენტრალური სხვაობების მეთოდით. ამოცანა არის (1) განტოლებების დისკრეტიზაცია კომპიუტერული მოდელირებისათვის.

$$\begin{aligned} \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} &= -\nabla \times \vec{E} - \vec{M}; \quad \nabla \cdot \vec{D} = 0 \\ \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} &= \nabla \times \vec{H} - \vec{J}; \quad \nabla \cdot \vec{B} = 0 \end{aligned} \quad (2.1.1)$$

სადაც $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$ და $\vec{B} = \mu \vec{H}$; ϵ ელექტრული შეღწევადობა და μ მაგნიტური მიმღებლობაა, რობლებიც მოიცემა შემდეგი სახით $\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$ და $\mu = \mu_r \mu_0$ სადაც ϵ_r და μ_r ფარდობითი ხოლო ϵ_0 და μ_0 თავისუფალი სივრცისთვის ($8,854 * 10^{-12}$ f/m და $4\pi * 10^{-7}$ h/m შესაბამისად). ხოლო $\vec{J} = \vec{J}_s + \sigma \vec{E}$ და $\vec{M} = \vec{M}_s + \sigma^* \vec{H}$ სადაც \vec{J}_s და \vec{M}_s გარე წყაროებია ხოლო σ და σ^* ელექტრული გამტარობა(სიმ/მ) და მაგნიტური დანაკარგები(ომი/მ). თუ ამ ფორმულებს შევიტანთ (2.1.1) და გადავწერთ მათ ინტეგრალური სახით მივიღებთ

$$\oint_{C'} \vec{E} d\vec{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \iint_{S'} \vec{B} d\vec{s} - \iint_{S'} (\vec{M}_s + \sigma^* \vec{H}) d\vec{s} \quad (2.12)$$

$$\oint_{C'} \vec{H} d\vec{l} = \frac{\partial}{\partial t} \iint_{S'} \vec{D} d\vec{s} + \iint_{S'} (\vec{J}_s + \sigma \vec{E}) d\vec{s} \quad (2.13)$$



სურ 2.1.1 E და H ველები

ანუ გვაქვს ფარადეის და ამპერის კანონები შესაბამისად. ამ ინტეგრალური განტოლებების დისკრეტიზირება მოცემულ სივრცე დროის ბადეზე საშუალებას გვაძლევს ამოვხსნათ მაქსველის განტოლებები მოცემული წყაროების და ფიზიკური პარამეტრების შემთხვევაში. IEEE-ს ალგორითმი მდგომარეობს შემდეგში: ვაკეთებთ (2.1.2-2.1.3) განტოლებების დისკრეტიზირებას. ყოველი

“უჯრედისთვის” E_z ველის კომპონენტის განახლება ხდება მისი მეზობელი \vec{B} ველების კომპონენტების აღებული დროის ბიჯის უკან და \vec{E} შესაბამისი კომპონენტის საშუალებით წინა ბიჯზე. შემდეგ ვზრდით დროს დროითი ბიჯის ნახევარით და შესაბამისად ხდება \vec{B} კომპონენტების განახლება.

შემოვიტანოთ აღნიშვნები: i, j, k - წარმოადგენენ სივრცულ (x, y, z) ინდექსებს, n დროით ინდექსს, N_x, N_y, N_z კვანძების რაოდენობაა სივრცულ ბადეზე.

$$\begin{aligned}\Delta x_i &= x_{i+1} - x_i; i=1, N_x-1; \\ \Delta y_j &= y_{j+1} - y_j; j=1, N_y-1; \\ \Delta z_k &= z_{k+1} - z_k; k=1, N_z-1;\end{aligned}\tag{2.1.4}$$

ელემენტარული უჯრედის ცენტრის კოორდინატები იქნება:

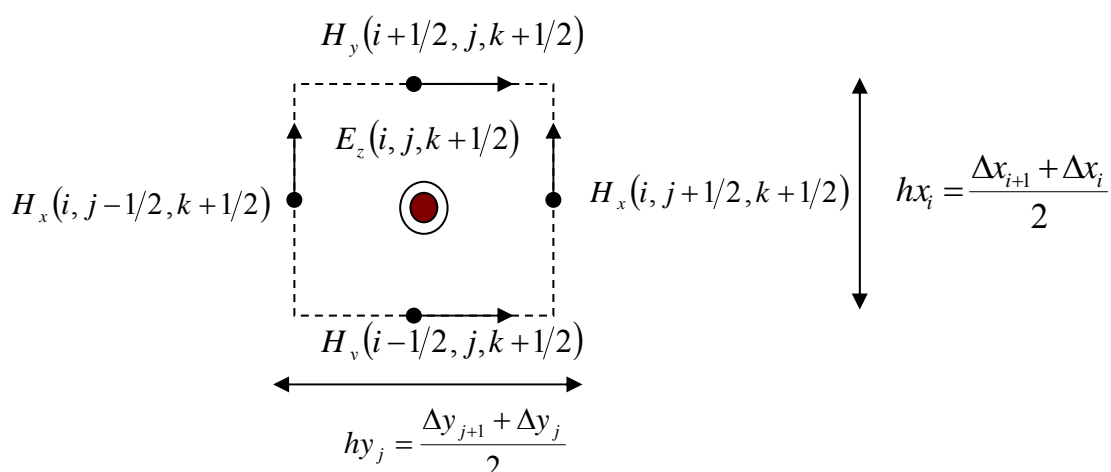
$$x_{i+1/2} = x_i + \Delta x_i / 2; y_{j+1/2} = y_j + \Delta y_j / 2; z_{k+1/2} = z_k + \Delta z_k / 2;\tag{2.1.5}$$

ხოლო ცენტრებს შორის მანძილი :

$$\Delta h_i = (\Delta x_i + \Delta x_{i-1}) / 2; \Delta h_j = (\Delta y_j + \Delta y_{j-1}) / 2; \Delta h_k = (\Delta z_k + \Delta z_{k-1}) / 2;\tag{2.1.6}$$

1) E ველები მოცემულია უჯრედის წიბოების ცენტრებში, ხოლო B ველები უჯრედის წახნაგების ცენტრებში. მაშინ მოცემული უჯრისათვის (2.1.2-2.1.3) დისკრეტიზაცია გვაძლევს შემდეგ სქემას E და B კომპონენტებისთვის: ქვემოთ მოყვანილია სქემა z კომპონენტისთვის.

2) ანალოგიურად გვექნება დანარჩენი კომპონენტებისთვისაც. სხვადასხვა სივრცული ბიჯის გათვალისწინება პროგრამაში ორივე ტიპის ერთგავროვანი და ადაპტიური ბადის, აგების საშუალებას იძლევა. ასევე ნივთიერებათა პარამეტრები მოცემულია ბადის კვანძებზე და დამოკიდებულია ინდექსებზე i, j, k რაც არაერთგავროვანი ობიექტების საშუალებას იძლევა. დროითი ბიჯი გამოითვლება კურანტის პირობიდან $\Delta t \leq \frac{\delta}{c\sqrt{3}} FDTD \Delta t \leq \frac{\delta}{c\sqrt{3}}$ სადაც δ მინიმალური სივრცითი ბიჯია ბადეზე.



$$\begin{aligned} & (H_y(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}) - H_y(i-\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2})) \cdot h_y_j + (H_x(i, j-\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) - H_x(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2})) \cdot h_x_i = \\ & \varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[\frac{E_z^{n+1}(i, j, k+\frac{1}{2}) - E_z^n(i, j, k+\frac{1}{2})}{\Delta t} \right] \cdot h_x_i \cdot h_y_j + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[\frac{E_z^{n+1}(i, j, k+\frac{1}{2}) + E_z^n(i, j, k+\frac{1}{2})}{2} \right] \cdot h_x_i \cdot h_y_j \quad (2.1.7) \end{aligned}$$

აქედან E_z^{n+1} თვის ვიღებთ

$$E_z^{n+1}(i, j, k+\frac{1}{2}) = \left(\frac{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} - \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t} \right) \cdot E_z^n(i, j, k+\frac{1}{2}) + \left(\frac{2\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{1}{h_x_i} (H_y(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}) - H_y(i-\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2})) + \frac{1}{h_y_j} (H_x(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) - H_x(i, j-\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2})) \right] \quad (2.1.8)$$

$$\cdot \left[\frac{1}{h_x_i} (H_y(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}) - H_y(i-\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2})) + \frac{1}{h_y_j} (H_x(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) - H_x(i, j-\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2})) \right]$$

სასრული სხვაობების მეთოდი არის ერთადერთი რიცხვითი მეთოდი, რომელიც გამოიყენება რთულ ანატომიურ მოდელზე ე.მ. დასხივების მოდელირებისას. ის გვაძლევს საშუალებას ელექტრომაგნიტური და თერმული ამოცანების მოდელირებისას გამოყენებულ იქნას ერთიდაიგივე დისკრეტული ბადე.

სასრული სხვაობების მეთოდის ერთერთი ნაკლი არის ის, რომ არარსებობს ამონახსნის სიზუსტის შეფასების მეთოდიკა. იმ ფაქტს, რომ ამაცანა არის სწორედ ამონახსნის მიუთითებს მხოლოდ კრებადობის არსებობა.

დამატებით უნდა აღინიშნოს, რომ ნივთიერების ელექტრომაგნიტური და თერმული თვისებები არის დამოკიდებული სიხშირეზე და ტემპერატურაზე, რაც მნიშვნელოვნად ართულებს მოდელირების პროცესს.

§ 2.2. სითბური პროცესების რიცხვითი მოდელირება FDTD მეთოდით

ბიოსითბოს განტოლების (1) (2.2.1) მოდელირება (2.2.2) სასაზღვრო პირობით მაქსველის განტოლებების მოდელირების ანალოგიურია (1).

$$\rho \cdot C \frac{\partial T}{\partial t} = \vec{\nabla} K \vec{\nabla} T + \rho \cdot SAR + A_0 - B \cdot (T - T_b) \quad (2.2.1)$$

$$K \frac{\partial T}{\partial n} = -h(T - T_a) \quad (2.2.2)$$

სითბური განტოლების (2.2.1) მოდელირებისას ვიყენებთ იგივე სივრცულ ბადეს რაც გვაქვს მაქსველის განტოლებების შემთხვევაში, ვიყენებთ ნივთიერებებს, რომლებიც მოცემულია უჯრედის ცენტრებში. ვწერთ სითბური ბალანსის განტოლებას:

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot C \frac{\partial T}{\partial t} dV = - \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \oint_S \vec{G} d\vec{s} + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot SAR * dV + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V A_0 * dV - \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V B \cdot (T - T_b) * dV \quad (2.2.3)$$

სადაც ელემენტარული უჯრედის მოცულობაა S ზედაპირი, ხოლო $\vec{G} = -K \vec{\nabla} T$.

შესაბამისი სასრული სხვაობის სქემაა:

$$\begin{aligned} T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^{n+1} &= T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^n + (G_{x,i,j,k}^n - G_{x,i+1,j,k}^n) \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} \\ &+ (x \rightarrow y \& x \rightarrow z \text{ terms}) \\ &- \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} B_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} (T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^n - T_b) \\ &+ \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} (\rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \cdot SAR_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \\ &+ A_{0_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}}) \end{aligned} \quad (2.2.4)$$

არის სითბოს ნაკადი მოცემული უჯრედის ზედაპირზე. ნაკადების ენაზე განტოლებების მოდელირება მეტად მოხერხებულია სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების მოდელირებისათვის. მაგალითად ვინაიდან (2.2.1) პირობის გათვალისწინება ნიშნავს \vec{G} ნაკადზე პირობის დადებას. ვინაიდან ბადე

ორთოგონალურია ეს ნიშნავს რომ უჯრედის წახნაგებზე გვაქვს მხოლოდ ერთი კომპონენტი G_x, G_y, G_z შესაბამისად x, y, z წახნაგებზე. (2.2.2) დისკრეტიზება საბოლოოდ გვაძლევს.

$$\text{სადაც } G_{x,i,j,k}^n = -\frac{k_{i-1,j,k}k_{i,j,k}}{(k_{i,j,k} + k_{i-1,j,k})} \cdot \frac{T_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}^n - T_{i-1/2,j+1/2,k+1/2}^n}{\Delta h_{x,i-1}}$$

კონვექციური სასაზღვრო

პირობების შემთხვევაში შესაბამისი ნაკადის ფორმულა იცვლება (2.2.1) დისკრეტიზაციით. (2.2.2) ფორმულაში კოეფიციენტების ცვლილებით აღვიღად შეიძლება სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების (კონვექცია, მუდმივი ტემპერატურა, ადიაბატური სასაზღვრო პირობა) მოდელირება.

§ 2.3 SAR-ის IEEE სტანდარტით მოცულობის გასაშუალოების ალგორითმი

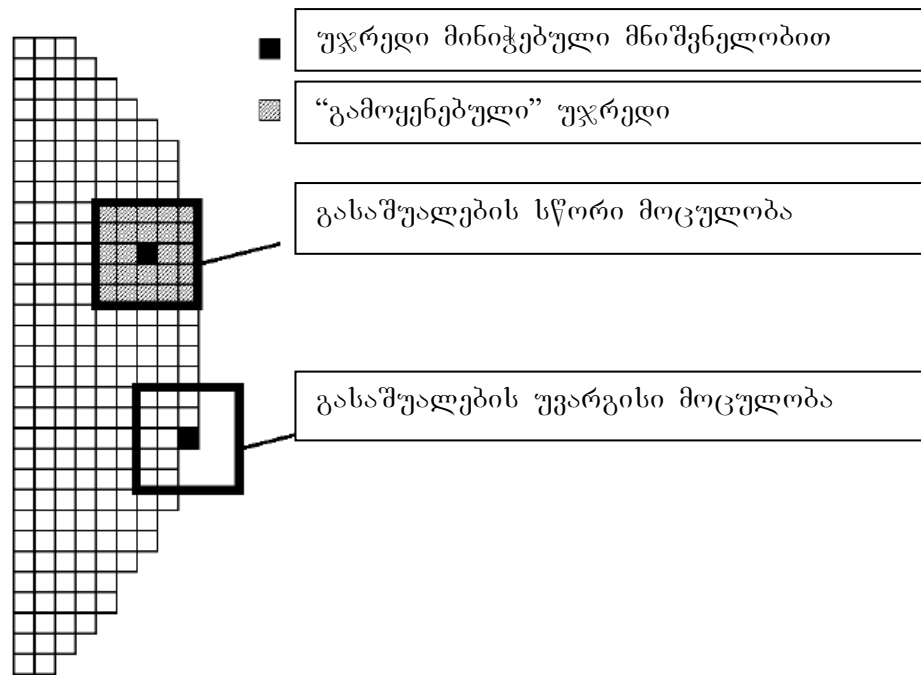
მოცულობის გასაშუალოება FDTD მეთოდის ალგორითმში.

SAR-ის გასაშუალოების საჭიროება იმითაა გამოწვეული, რომ რეალურ ექსპერიმენტში გაზომილი SAR-ი არ ემთხვევა წერტილოვან SAR-ს, რომელიც მიღებულია რიცხვითი მეთოდებით. აღმოჩნდა, რომ გასაშუალოებული SAR-ი ბევრად უკეთესად ემთხვევა რეალური ექსპერიმენტის შედეგად მიღებულ მნიშვნელობებს. ამიტომ უსაფრთხოების სტანდარტებში ნახსენებია ზუსტად გასაშუალოებული SAR-ი. ასეთი უსაფრთხოების სტანდარტები არსებობს სხვადასხვა ქვეყნებში, და ეს სტანდარტები ერთმანეთისგან განსხვავდება, თუმცა მიუხედავად ამისა, მათ მაინც გააჩნიათ საერთო მახასიათებლები. მაგალითად ასეთ სტანდარტებში ცალკე გამოყოფილია სამოქალაქო და სპეციალური დანიშნულების ადამიანთა ჯგუფებისთვის განკუთვნილი მაქსიმალურად დაშვებული SAR-ის მნიშვნელობები. შედეგად, ადამიანი, რომელიც არის გაფრთხილებული ამა თუ იმ აპარატურასთან მუშაობის საფრთხის შესახებ, დებულობს სოციალურ, მატერიალურ ან სხვა შედეგს.

მას შემდეგ რაც გაერკვა რომ საჭიროა სარის გასაშუალება დადგა საკითხი საუკეთესო მოცულობის მოძიების საკითხი.

არსებული ხელსაწყოები და ანატომიური მოდელების მილიმეტრიანი დისკრეტიზაცია არის საფუძველი იმისა, რომ გაჩნდეს საკითხი მასის გასაშუალოების შერჩევის თაობაზე. თანამედროვე IEEE უსაფრთხოების სტანდარტების მიხედვით SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობა ქსოვილში არ უნდა აღემატებოდეს განსაზღვრულ სიდიდეს. ანალოგიურად, იზღუდება მთლიან სხეულსა და სივრცეში გასაშუალოებული SAR-ის მნიშვნელობები. ძირითადად სივრცეში გასაშუალება ხდება მასის მიხედვით, მაგალითად - კუბში, რომლის მასაა 1გ, 2გ, 5გ, 10გ და ა.შ. ცნობილია, რომ მომხმარებელზე მობილური ტელეფონების და სხვა მოწყობილობების დასხივებისას მაქსიმალური SAR-ი იმყოფება ყურში. რადგან ყურის ფორმა არაა მარტივი და მასში შედის რამოდენიმე ნივთიერება (კანი, ცხიმი და ა.შ.) არაა გამორიცხული, რომ შეუძლებელი იყოს ერთგვარადანი კუბის მოძიება მაქსიმალური SAR –ის წერტილში.

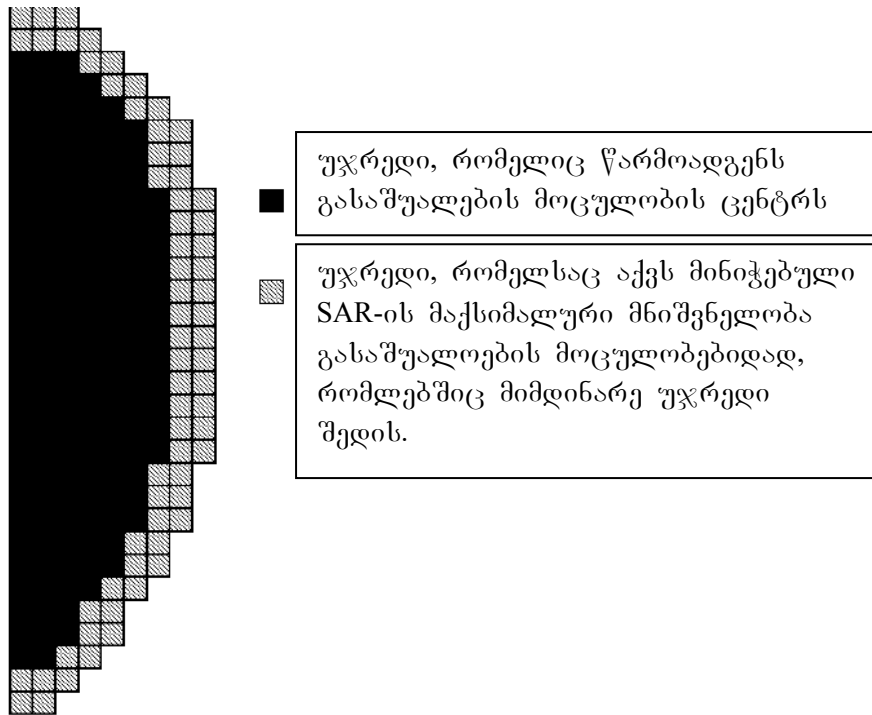
ამასთანავე, ზოგი ნივთიერება სხვებთან შედარებით ბევრად მკერძეა, მაგალითად ძვალი. გარდა ამისა, უნდა გავითვალისწინოთ, რომ FDTD ალგორითმის თანახმად ბადის ერთ უჯრედში შეიძლება არ დაეტიოს მასის 1 (ან 2, 5 10. და ა.შ) გრამი. ამ პრობლემის არიდების მიზნით, შეიძლება გამოყენებულ იქნას ინტერპოლაცია და ექსტრაპოლაცია, თუმცა მიუხედავად ამისა, რჩება არაერთგვაროვნების პრობლემა. რადგან ახლო მყოფ გამომსხივებლების ველი სწრაფად მიიღევა, ამიტომ წყაროს დაშორებისას საბოლოო შედეგზე დიდ გავლენას ახდენს უჯრედების ზომა და ამ უჯრედების მასების მოცულობა.



სურ 1.2 გასაშუალების სხვადასხვა შემთხვევები

SAR-ის გასაშუალება სხეულში

სხეულში მყოფ ნივთიერებებისათვის SAR-ი უნდა იყოს გასაშუალებული კუბური მოცულობებისათვის, რომლებშიც მასის რაოდენობა უნდა იყოს 1g 5% სიზუსტით. კუბი, რომლის ცენტრი ემთხვევა წერტილოვანი SAR-ის მაქსიმალურ მნიშვნელობას იზრდება ყველა მიმართულებით მანამ, სანამ მისი მასა არ გაუტოლდება განსაზღვრულ მნიშვნელობას. ხოლო კუბის წახნაგი არ უნდა ემთხვეოდეს სხეულის ზედაპირს. იმ შემთხვევაში, თუ სასურველი მასა არაა მიღწეული, საწყისი წერტილი უნდა წაინაცვლოს მანამ, სანამ პროცესი წარმატებით არ დასრულდება. ყველა გამოყენებულ გასაშუალოებაში უჯრედი მონიშნება, როგორც "გამოყენებული". ხოლო ყველა გამოუყენებელი უჯრედი, როგორც "გამოუყენებელი". ყოველი გამოუყენებელი უჯრედისათვის გამოიყენება სხვა გასაშუალოებების ალგორითმი. იმ შემთხვევაში, როდესაც უჯრედი მონიშნულია როგორც "გამოყენებული" და ამავე დროს არ ყოფილა გასაშუალოების ცენტრი მას ენიჭება შესაბამისი მოცულობის მაქსიმალური მნიშვნელობა.



სურ 1.3 გასაშუალოების სქემა სხეულის საზღვარზე და მის შიგნით

SAR-ის გასაშუალება საზღვარზე

სივრცეში გასაშუალოებული SAR-ი სასაზღვრო წერტილებისთვის გამოითვლება 10 გრამიანი მოცულობისთვის 5%-იანი სიზუსტით. ანალოგიურად, როგორც იყო წინა შემთხვევისათვის, კუბი ფართობდება მანამ, სანამ ნივთიერების მასა მასში არ გახდება 10გ. თუ ეს შეუძლებელია მოცემული წერტილის ენიჭება სარი გასაშუალოებული მნიშვნელობა მოცემული არაერთგვაროვნებისათვის.

§ 2.4 მე-2-ე თავის დასკვნა

ამრიგად მეორე თავში განხილულ იქნა დისერტაციაში გამოყენებული მათემატიკური მეთოდები. აღწერილია ელექტრომაგნიტური და სითბური ამოცანების მოდელირების მეთოდი სასრული სხვაობების მეთოდით მეშვეობით. აგრეთვე მოყვანილია SAR-ის გასაშუალოების ალგორითმი. აღსანიშნავია, რომ აღწერილი მიდგომა საშუალებას იძლევა როგორც სითბური ასევე ე.მ. ამოცანის ამოხსნისა იგივე სივრცულ ბადეზე და ადვილად ხდება სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების გათვალისწინება სითბურ ამოცანაში.

თავი III სისხლის დინების მოდელირება

§ 3.1 შესავალი.

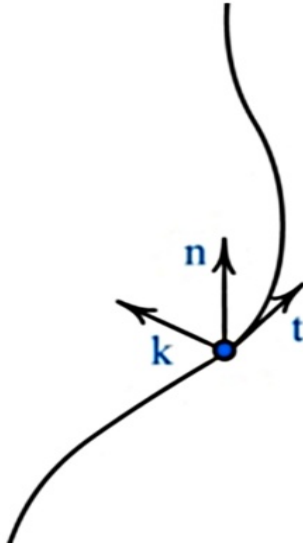
სისხლის დინების მოდელირება იყოფა ორ ამოცანად: შედარებით ფართო სისხლძარღვების აგება და სისხლის დინების ვექტორების აგება გამოსაკვლევი არის თითოეული წერტილისათვის. სისხლძარღვების აგება ხდება ფუძე წერტილებიდან (წერტილები, საიდანაც არტერიებს და ვენებს შეუძლიათ განსახილველ არეში შესვლა), რომლებიც გლუვად მოძრაობენ ვექტორულ ველში. ეს ვექტორული ველი განისაზღვრება უკვე აგებული სისხლძარღვებისა და ქსოვილის არის საზღვრების მიერ. ეს მეთოდი მნიშვნელოვნად განსხვავდება DIVA ალგორითმისაგან [4], რომლის მიხედვითაც კაპილარების აგება იწყება ბოლო წერტილებიდან და სისხლძარღვები იზრდება ბოლოებიდან ფუძე წერტილებამდე. მაგალითისთვის შეგვიძლია მოვიყვანოთ სიტუაცია, სადაც ზრდადი სისხლძარღვები ვერ პოულობენ გზას მათ ფუძე წერტილებამდე, განსაკუთრებით ეს ხდება თხელ ფენაში (სადაც სისქე მნიშვნელოვნად ნაკლებია ვიდრე სხეულის წრფივი ზომა).

მოდელირებისას, სისხლძარღვების შტოების გაჩენა ხდება სისხლძარღვის შემთხვევით წანაცვლებისას განსახილველ არეში, რომელიც შემოსაზღვრულია გეომეტრიის მოცემული წერტილებით. ალგორითმი მუშაობს რამდენიმე ფუძე წერტილიდან და შეუძლია გაითვალისწინოს არსებული სისხლძარღვები, როგორც საწყისი პარამეტრები. ბუნებრივი კაპილარული ქსელის ასაგებად კაპილარების შექმნის ალგორითმი უნდა აკმაყოფილებდეს შემდეგ მოთხოვნებს [4]:

1. კაპილარები უნდა აგებულ იქნას განსახილველ არეში.
2. სისხლძარღვები ერთმანეთს არ უნდა გადაკვეთდნენ.
3. დაბოლოებები უნდა იქნას განაწილებული ერთგვაროვნად ქსოვილში და იმ სიმკვრივით, რომელიც დამახასიათებელია მოცემული ქსოვილისთვის.
4. სისხლძარღვების პარამეტრები, როგორცაა სისხლძარღვების ტრექტორია(ბილიკი), განშტოება და სისხლძარღვების სიგრძე, დამოკიდებული უნდა იყოს ქსოვილის პარამეტრებზე. ქსოვილის პარამეტრები თავის მხრივ ემპირიულად უნდა იქნეს მიღებული ბუნებრივი კაპილარებიდან.

§ 3.2 სისხლძარღვების ქსელის აგების ალგორითმი.

კაპილარული ქსელის შექმნა ხდება საწყისი ფუძე წერტილების და მეორეული განშტოებების გამოყენებით. მსგავსი რიგის განშტოებები იზრდება ერთდროულად. კიდურა მოძრავ წერტილს სისხლძარღვში ეწოდება რეპერული წერტილი. რეპერული წერტილის ტრექტორიის ასაგებად გამოიყენება მრუდის ბუნებრივი პარამეტრიზაცია (სურ. 3.2.1).



სურ 3.2.1. რეპერული წერტილის ტრაექტორია

როგორც დიფერენციალური გეომეტრიიდანაა ცნობილი, თითოეული მრუდი შეიძლება წარმოდგენილ იქნას ბუნებრივი პარამეტრიზაციის საშუალებით (3.2.1), ე.ი. მრუდი სრულად აღიწერება სიმრუდისა და გრესა დამოკიდებულებით ტრაექტორის t პარამეტრზე:

$$\vec{k} = \vec{k}(t) \quad \text{და} \quad \vec{n} = \vec{n}(t) \quad (3.2.1)$$

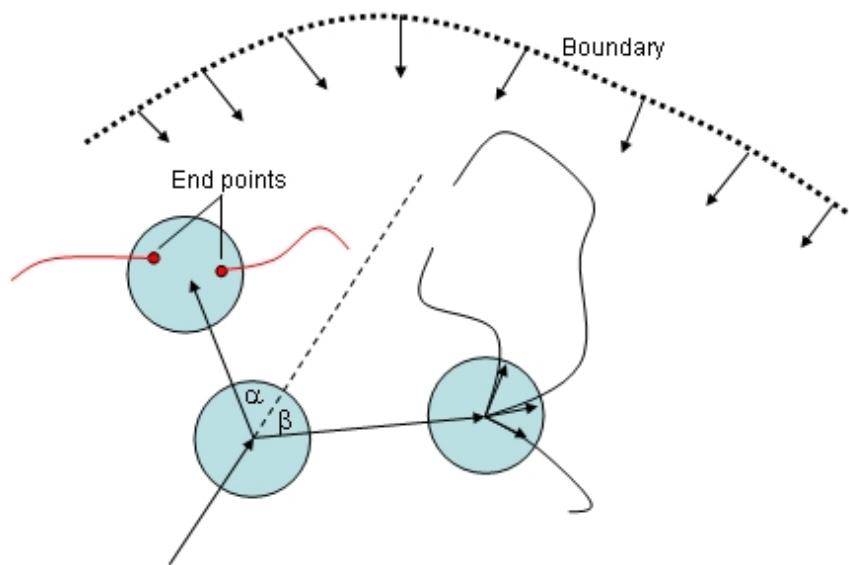
თავდაპირველად ვენური და არტერიაული ქსელის აგებისას ტანგენციალური ვექტორი უტოლდება საწყისი წანაცვლების მიმართულებას (რომელიც არის საწყისი პარამეტრი) და ძირითადი ვექტორების სხვა წყვილი: სიმრუდე და გრესა ირჩევა შემთხვევითად რომლის სიგრძე იცვლება 0-სა და ბიჯის სიგრძეს შორის.

შემდეგ აღნიშნული დამოკიდებულებები $\vec{k} = \vec{k}(t)$, $\vec{n} = \vec{n}(t)$ ცალსახად განისაზღვრება. ამის შემდეგ, რეალური სისხლძარღვების ზრდის ბუნება შემთხვევითია, სისხლძარღვების ზრდა ხდება ტანგენციალური მიმართულების გასწვრივ პატარა ბიჯით წანაცვლებით. მოცემული ბიჯი უფრო ნაკლებია ვიდრე ზედაპირის უახლოეს წერტილებს შორის მანძილი. შემდეგ ხდება ტანგენციალური ვექტორის ხელახალი გამოანგარიშება (3.2.1)-ის მიხედვით და ამ მიმართულებით წანაცვლება. როდესაც (3.2.1) დამოკიდებულებები შემთხვევითი ფუნქციებია, შექმნილი სისხლძარღვების განაწილება მსგავსია ბუნებრივი სისხლძარღვების ქსელის.

განსახილველ არეში სისხლძარღვების ქსელის ზრდის შეზღუდვისათვის და დაბოლოებების ერთგვაროვანი განაწილების მისაღებად, (3.2.1) დამოკიდებულებებზე დაყრდნობით, შემოტანილია დამატებითი ვექტორული განმზიდავი ველი, რომელიც მოქმედებს ტანგენციალურ ვექტორზე და ცვლის სისხლძარღვის ტრაექტორიას (სურ. 3.2.2). ყოველი ზედაპირის წერტილი ქმნის ველს მისი მოქმედების $R1$ რადიუსის შიგნით ხოლო ყოველი სისხლძარღვის

წერტილი - R^2 რადიუსის შიგნით. ტანგენციალური ვექტორის ახალი მიმართულება სისხლძარღვის წანაცვლებისას დროის ყოველ მომენტში არის სუპერპოზიცია მისი შემთხვევითი ცვლილებისა ((3.2.1) დამოკიდებულების მიხედვით) და ველისა ამ წერტილში. თუ სისხლძარღვი მივა მეტისმეტად ახლოს საზღვართან, ან სხვა სისხლძარღვთან, იგი უკუგდებული იქნება უკუ ველის მიერ. ხაზი უნდა გაესვას იმას, რომ უკუ ველი უნდა იყოს უფრო ძლიერი ვიდრე შემთხვევითი ცვლილება.

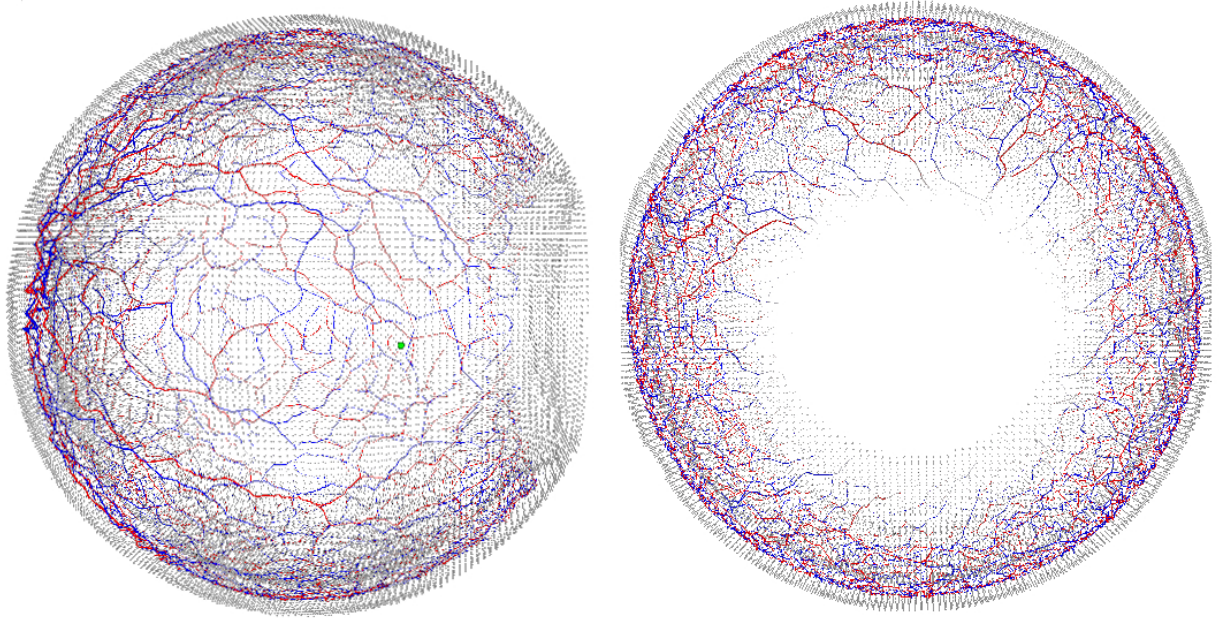
ყოველი დაბოლოება შესაბამისად წარმოქმნის მიზიდვის ველს, რომელიც იზიდავს განშტოებულ სისხლძარღვებს თავისი მოქმედების არეში. სისხლძარღვების დიამეტრები გამოითვლება მურეის კანონის მიხედვით [30].



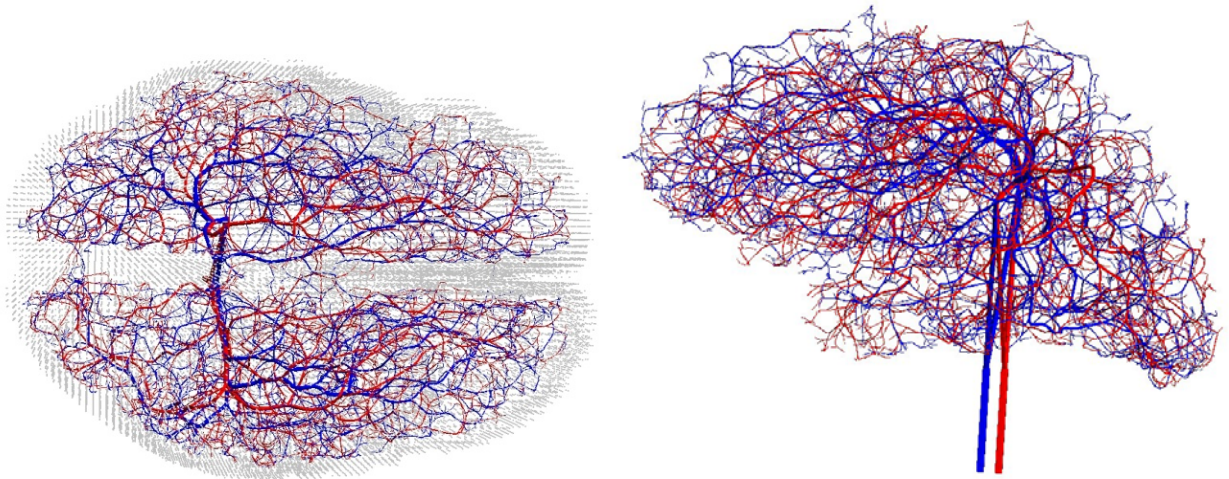
სურ. 3.2.2. ზრდადი სისხლძარღვები ბრუნდება სასაზღვრო წერტილების მიერ.

სათანადოდ არჩეული პარამეტრების საშუალებით ალგორითმს შეუძლია ააგოს ვენური და არტერიული ქსელი, მსგავსი სურ. 3.2.3-ზე წარმოდგენილი ქსელისა (კაპილარული ქსელი თვალის მოდელისთვის) და სურ. 3.2.4-ზე (ადამიანის ტვინის მოდელისთვის). როგორც სურ. 3-დან ჩანს ალგორითმი კარგად სრულდება თხელი შრისთვისაც. აგრეთვე, უნდა აღვნიშნოთ რომ ალგორითმი სწრაფია Diva-სთან შედარებით: სათანადოდ არჩეული პარამეტრებით და წინასწარ განსაზღვრული სისხლძარღვების სიხშირით ის სრულდება $O(V)$ დროში, სადაც V არის სათვლელი არის მოცულობა. P4-ის 2.8 GHz-იანი კომპიუტერისთვის თვლის დრო იყო დაახლოებით 1 წუთი, სურ-3-ზე წარმოდგენილი მოდელისთვის. მოდელი შედგება დაახლოებით 60 000 სისხლძარღვის წერტილისა და 5 000 ერთგვაროვნად განაწილებული არტერიებისა და ვენების დაბოლოებებისაგან.

შედგებიდან გამომდინარე, წარმოდგენილი ალგორითმი საკმაოდ სწრაფია და აგებს რეალობასთან მიახლოებულ სისხლძარღვების ქსელს მოცემული გეომეტრიის მოცულობაში. ალგორითმი ასევე კარგად მუშაობს თხელ ფენაშიც.



სურ. 3.2.3. ვენური და არტერიული ქსელი ადამიანის თვალის მოდელში.

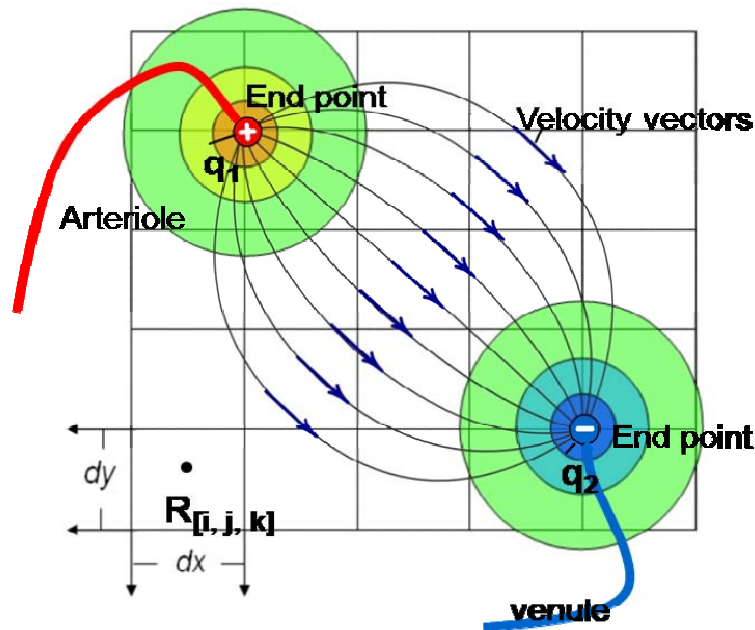


სურ. 3.2.4. მარტივი ვენური და არტერიული ქსელები შექმნილი ადამიანის ტვინის მოდელისთვის.

§ 3.3 სისხლის სიჩქარეთა ლამინარული ვექტორული ველის აგება.

ავაგეთ რა დისკრეტული სასხლძარღვთა ქსელი და მივიღეთ არტერიული და ვენური დაბოლოებები მოცემულ არეში, შემდეგი ნაბიჯია გამოვთვალოთ სისხლის სიჩქარეთა ვექტორული ველი, იმის გათვალისწინებით, რომ მაღალი არტერიული და დაბალი ვენური წნევები განსაზღვრავს სისხლის კაპილარულ დინებას ქსოვილის ყველა წერტილში (სურ 3.3.1). ვაკეთებთ ანალოგიას, არტერიების დაბოლოებებს (საიდანაც სისხლი გამოედინება) განვიხილავთ როგორც დადებით მუხტებს; ხოლო ვენურ დაბოლოებებს (სადაც სისხლი შეედინება) ვაიგივებთ უარყოფით მუხტებთან და ვითვლით მათ მიერ შექმნილ ვექტორულ ველს მოცემულ მოდელში; არტერიული და ვენური დაბოლოებებთან სისხლის ნაკადის სიმძლავრეების ალგებრული ჯამი 0-ის ტოლი უნდა იყოს, რათა ძალწირები ჩაიკეტოს.

ამის შემდეგ საჭიროა მიღებული ვექტორული ველი იყოს გლუვი, მანძილი არტერიების ბოლოებსა და ვენების შესასვლელებს შორის უნდა იყოს საკმაოდ დიდი (10 უჯრედი), რომ სისხლი შედარებით ერთგვაროვნად განაწილდეს ქსოვილში. სხვანაირად, სისხლის სიჩქარეთა ვექტორული ველი არ იქნება გლუვი.



სურ. 3.3.1 სისხლის სიჩქარის ვექტორები ორი წყაროს შემთხვევაში.

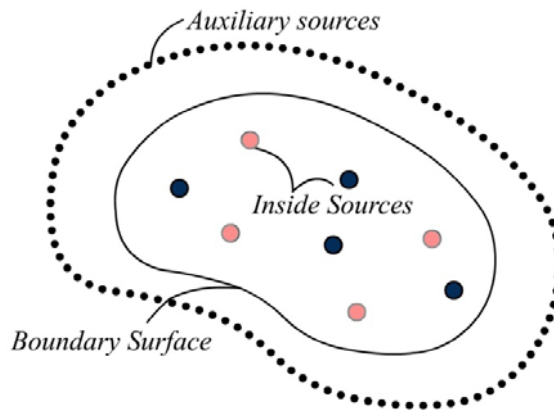
რეალური მოდელის ასაგებად სისხლის ნაკადის მუდმივობის პირობა უნდა იყოს გათვალისწინებული და ამიტომ აუცილებელია შესრულდეს სისხლის მასის შენახვის კანონი. იმისთვის, რომ დავძლიოთ ეს პრობლემა, უნდა ვივარაუდოთ რომ სისხლი მიედინება ქსოვილის ყველა წერტილში კაპილარების გავლით მუდმივი სიჩქარით, აჩქარების გარეშე, გამოწვეული ხახუნით. ამ შემთხვევაში დასაშვებია, რომ სისხლის დინების სიჩქარე \vec{V} ქსოვილის ყოველ წერტილში პროპორციულია ეფექტური, ან მოქმედი ძალისა, გამოწვეული სისხლის P წნევების სხვაობით (3.3.1).

$$\vec{\mathbf{V}} = -\frac{\alpha}{\rho} \nabla \left(\sum_{i=1}^N P_i \right) \quad (3.3.1)$$

სადაც α არის პროპორციულობის კოეფიციენტი, რომელიც დამოკიდებულია ქსოვილის გეგარობაზე, ρ არის სისხლის სიმკვრივე რომელიც მუდმივია, P_i არის სისხლის წნევები არტერიების, ან ვენების ბოლოებზე. ტოლობის მარჯვენა ნაწილი წარმოადგენს ერთეულ მასაზე მოქმედ ძალას.

გარდა ამისა, სისხლის დინების არე არტერიებიდან ვენებამდე შემოსახლვრული უნდა იყოს ორგანოს ზედაპირით. ეს ჰიდროდინამიკური პრობლემა შეიძლება ამოიხსნას რამდენიმე გზით: დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდის გამოყენებით (MAS) [28] გლუვი ზედაპირის მქონე გეომეტრიისთვის და FDTD მეთოდით-ზოგად შემთხვევაში.

§ 3.4 სისხლის დინების ვექტორული ველის აგება დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდის გამოყენებით



სურ. 3.4.1. MAS მეთოდი: წითელი-არტერიები, ლურჯი-ვენები, და დამხმარე გამომსხივებლები საზღვართან ახლოს.

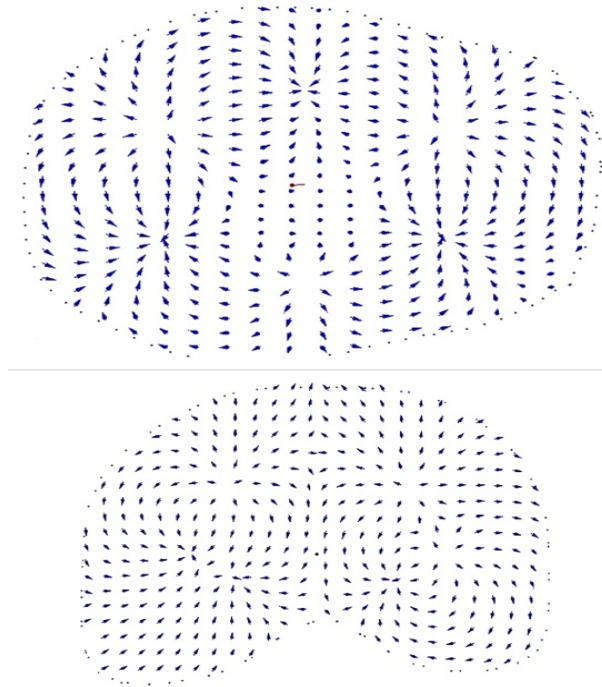
სურ. 3.4.1-ზე მოცემულ სქემაში წარმოდგენილია **MAS** მეთოდი. მოცემული გვაქვს არტერიების და ვენების დაბოლოებები (რომელთათვისაც ნაკადის სიმძლავრეთა ალგებრული ჯამი ნულის ტოლია) განცალკევებული ორგანოს ზედაპირის შიგნით, რომელიც ქმნის სისხლის მიმოქცევას. ჩვენი მიზანია, შევქმნათ სისხლის ვექტორული ველი სწორედ ამ ზედაპირის შიგნით. ამ ველის ვექტორები არ უნდა გადაკვეთდეს ზედაპირის საზღვარს. \mathbf{S} ზედაპირის გარეთ ჩვენ ვანაწილებთ დამხმარე წყაროებს უცნობი ამპლიტუდებით (კოეფიციენტებით) რომლებიც ზღუდავს სისხლის დინებას ამ ზედაპირის გასწვრივ. სასაზღვრო პირობების დასაკმაყოფილებლად (სისხლის სიჩქარის ვექტორების ზედაპირისადმი

ნორმალური მდგენელი უნდა იყოს 0-ის ტოლი) უნდა ამოიხსნას წრფივ განტოლებათა სისტემა.

$$\sum_{n=1}^N \frac{Q_n}{|\vec{R}_k - \vec{r}_n|^3} (\vec{R}_k - \vec{r}_n) \vec{N}_k + \sum_{m=1}^M \frac{q_m}{|\vec{R}_k - \vec{r}'_m|^3} (\vec{R}_k - \vec{r}'_m) \vec{N}_k = 0 \quad k=1,2,\dots,m \quad (3.4.1)$$

სადაც R_k არის რადიუს-ვექტორი ზედაპირის წერილებისა, სადაც სასაზღვრო პირობები კმაყოფილდება, (Q_n, r_n) არიან წყაროები S ზედაპირის შიგნით (ანუ, არტერიული და ვენური დაბოლოებები) და (q_m, r_m) არიან დამხმარე წყაროები უცნობი ამპლიტუდებით.

ეს გვაძლევს ვექტორულ ველს სათვლელი არის შიგნით, საზღვარზე 0-ის ტოლი ნორმალური სიჩქარეებით. შექმნილი ვექტორული ველი გლუვია და უწყვეტობის განტოლება, როგორცაა ნაკადის შენახვის კანონი დაკმაყოფილებულია.



სურ. 3.4.2. უწყვეტი ჩაკეტილი სითხის სიჩქარეთა ველი მიღებული ტვინის მოდელისთვის.

სურ. 3.4.2-ზე, წარმოდგენილია ტვინის გამარტივებულ მოდელში, სისხლის ვექტორული ველი რომელსაც ქმნის მასში მოთავსებული წყაროები.

§ 3.5 სისხლის დინების ვექტორული ველის აგება FDTD მეთოდის გამოყენებით

წინა თავში აღწერილი მეთოდი, რომლითაც განისაზღვრება სისხლის დინება რაიმე არის შიგნით, ძალიან ეფექტურია, მაგრამ შემოიფარგლება შედარებით მარტივი გეომეტრიებით. ანატომიური სტრუქტურის სირთულე ხშირად მოითხოვს უფრო ზოგად მიდგომას. სისხლის სიჩქარეთა ვექტორების გამოსათვლელად ნებისმიერი გეომეტრიისათვის შეიძლება გამოყენებულ იქნას FDTD მეთოდი. ჩვენ ვთვლით რომ სისხლის დინება არის ლამინარული. შესაბამისი დიფერენციალური განტოლებაა:

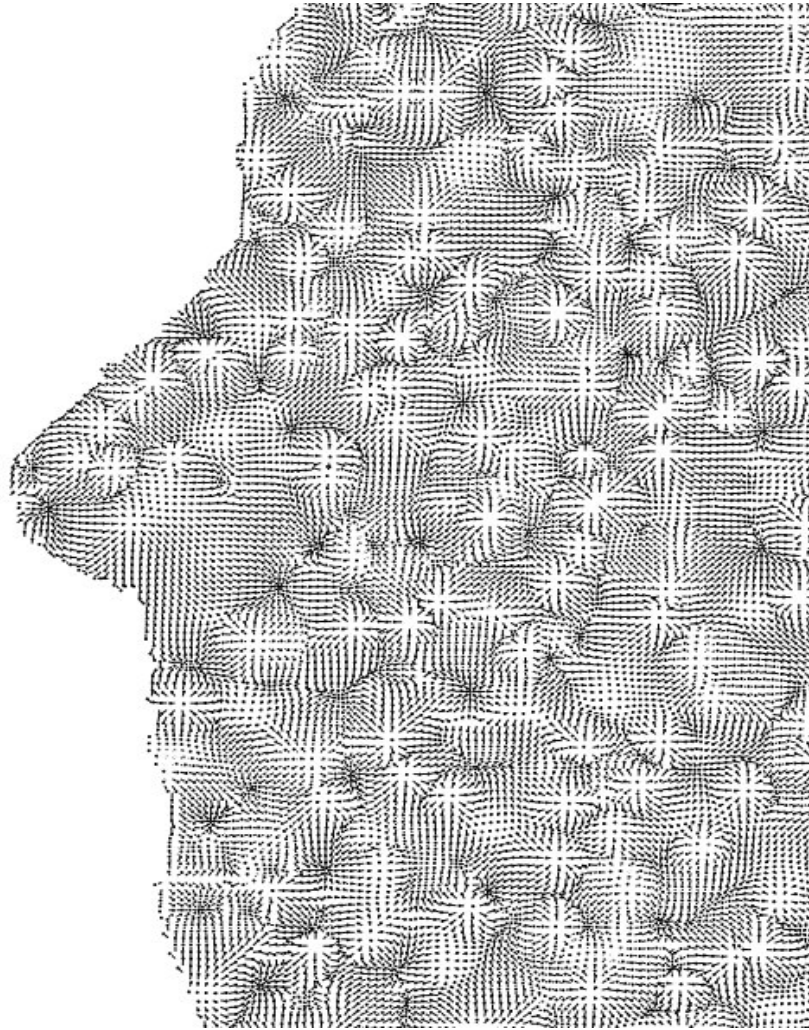
$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} = \Delta \vec{V} \tag{3.5.1}$$

როცა (3.5.1)-ის მარცხენა მხარე მიისწრაფის ნულისკენ, ფუნქცია V აკმაყოფილებს ლაპლასის განტოლებას რომლის დროსაც სისხლის დინება გლუვია და ლამინარული. მოცემული სასაზღვრო და საწყისი პირობებით ეს განტოლება შეიძლება ამოიხსნას იტერაციით. ეს პირობები ჩვენს შემთხვევაში მარტივია: V -ს ნორმალური კომპონენტები ნულია ზედაპირზე. ნაკადის შენახვის კანონი ავტომატურად კმაყოფილდება. საკმარისად პატარა დისკრეტიზაციისას (როდესაც ზედაპირის გეომეტრიის უმცირესი განზომილების გასწვრივ გვაქვს მინიმუმ 10 უჯრა) ეს მეთოდი MAS-ისგან განსხვავებით მუშაობს არაგლუვი ზედაპირებისთვისაც. ის მუშაობს რთული ანატომიური მოდელის უმცირესი არაერთგვაროვნებისთვისაც, რომლებიც მოიპოვება სხეულის მაღალი სიზუსტის რიცხვით მოდელებში.

სიჩქარეთა ველის აგება იყოფა რამდენიმე ქვეამოცანად:

- a) საზღვრის ყოველი წერტილისთვის (რომლის მეზობელი უჯრაში, სიჩქარე ნულის ტოლია) იგება ნორმალური ვექტორები.
- b) განისაზღვრება საწყისი სიჩქარეები არტერიული დაბოლოებებთან (დაბოლოებები განაწილებულია ერთგვაროვნად, ამგვარად, ჩვენ ვიღებთ, რომ დაბოლოებებთან სისხლის სიჩქარეები ტოლია).
- c) (3.5.1)-ის იტერაციული ამოხსნა, სანამ dv/dt გახდება წინაწარ არჩეულ პატარა სიდიდეზე ნაკლები (კრებადობის კრიტერიუმი). რაც ნიღნავს რომ საქმე გვაქვს დამყარებულ პროცესთან.

d) სასაზღვრო პირობების დასაკმაყოფილებლად ყოველ ნაბიჯზე სიჩქარის ნორმალურ კომპონენტას ზედაპირზე ვუტოლებთ ნულს.



სურ. 3.5.1. სისხლის დინების სიჩქარეთა ვექტორები თავის მოდელში დათვლილი (3.5.1)-ის შესაბამისად.

შედგად სისხლის სიჩქარეთა განაწილება უწყვეტია და ნაკადის შენახვის კანონი დაკმაყოფილებულია.

შემდეგი ნაბიჯია გამოვიყენოთ აგებული სიჩქარეთა ველი მოდიფიცირებულ ბიო-სითბოს განტოლებაში, რომელიც განიხილავს თბოცვლას სისხლის საშუალებით ე.მ. დასხივების განმავლობაში.

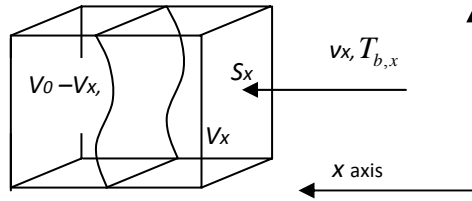
§ 3.6 მოდიფიცირებული სითბოს გავრცელების განტოლება.

ტრადიციული პენეს ბიო-სითბოს განტოლება მოდიფიცირდა რათა გათვალისწინებულ იქნას სითბოს გადატანა რომელიც გამოწვეულია სისხლის

დინებით. ჩვენ გამოვყავით დისკრეტული ბადე სისხლის სიჩქარეებისა და ტემპერატურისთვის, და ვითვლით თბოცვლას სისხლსა და ქსოვილს შორის ყოველ უჯრედში. სისხლი აღწევს ბადის უჯრედში ცნობილი T ტემპერატურით t მომენტში და შემდეგ დროის dt პერიოდის განმავლობაში ხდება თბოცვლა ქსოვილსა და სისხლს შორის. პროცესის კვაზისტაციონარული ბუნების განხილვით და სითბური ბალანსის განტოლების ჩაწერით უჯრედისთვის, ჩვენ მივიღებთ (3.6.1) განტოლებას, სადაც ტემპერატურა არის $T_b(\vec{r}, t)$ რადიუს ვექტორის და დროს ფუნქცია,

$$c_p \rho \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho SAR + A(\vec{r}, t) - B \left(T(\vec{r}, t) - T_b(\vec{r}, t) \right) \quad (3.6.1)$$

იმ დაშვებით, რომ სისხლი შედის უჯრედში სამი მხრიდან რადგან სისხლის სიჩქარის ვექტორს აქვს მაქსიმუმ სამი არანულოვანი კომპონენტი, ჩვენ შეგვიძლია დავწეროთ სითბური ბალანსის განტოლება უჯრედისთვის.



ნახ. 3.6.1 სქემატიური მოდელი FDTD უჯრედის. სისხლი შედის ერთი მხრიდან S_x წახნაგში v_x სიჩქარით.

dt დროის განმავლობაში V_x სისხლის მოცულობა შედის უჯრედში

ვთქვათ, V_0 არის უჯრედის მოცულობა და T_b^0 არის ამ უჯრედში მყოფი სისხლის საწყისი ტემპერატურა. სიმარტივისათვის დავუშვათ, რომ სისხლი შედის უჯრედში მხოლოდ ერთი მხრიდან v_x სიჩქარით (სურ 3.6.1). შემოსული სისხლის მოცულობა აღვნიშნოთ V_x . სისხლი, რომლის საწყისი ტემპერატურაა T_b^0 დაიკავებს მოცულობას $V_0 - V_x$. dQ_x და dQ_0 ის სითბოს რაოდენობებია, რომლებიც შეესაბამება შემოსული და საწყისი ტემპერატურის მქონე სისხლის მოცულობებს. თუ ჩავთვლით, რომ პროცესი კვაზისტაციონარულია, შეგვიძლია დავწეროთ სითბური ბალანსის განტოლება $dQ_0 + dQ_x = 0$. აღვნიშნოთ T_b^{new} ტემპერატურა, რომელიც თერმული წონასწორობის მიღწევისას დამყარდება უჯრედში. შეგვიძლია დავწეროთ $dQ_x \sim V_x (T_b^{new} - T_{b,x}^0)$ და $dQ_0 \sim (V_0 - V_x) (T_b^{new} - T_b^0)$.

$$V_x (T_b^{new} - T_{b,x}^0) + (V_0 - V_x) (T_b^{new} - T_b^0) = 0 \quad (3.6.2)$$

გამარტივების შემდეგ მივიღებთ

$$T_b^{new} = T_b^0 + \frac{\Delta t}{\Delta x_0} v_x (T_{b,x}^0 - T_b^0) \quad (3.6.3)$$

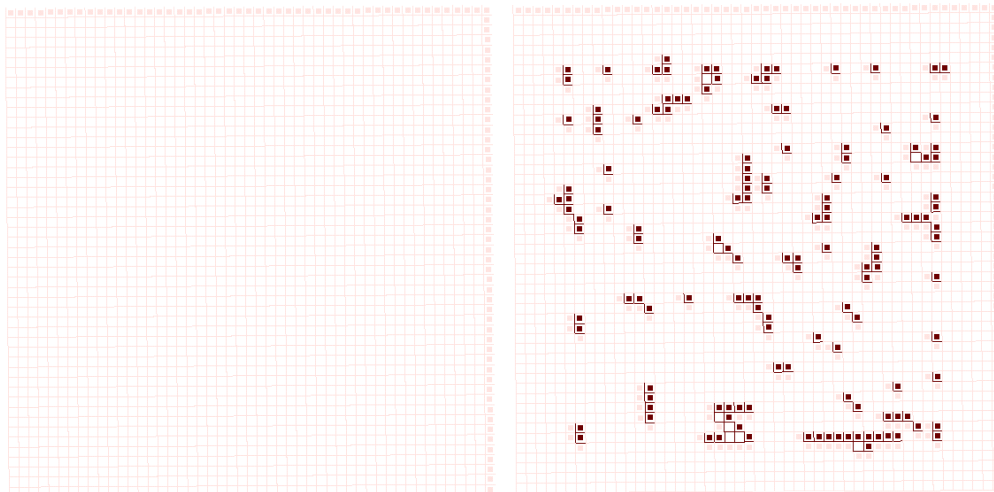
იმის გათვალისწინებით რომ სისხლს შეუძლია შესვლა უჯრედში სამივე მხრიდან განტოლება (3.6.3) გადაიწერება შემდეგი სახით

$$T_b^{new}(\vec{r}, t) = T_b^0 + \Delta t \sum \frac{v_i}{\Delta x_i} (T_{b,x_i}^0 - T_b^0) \quad (3.6.4)$$

ჩვენ ვთვლით, რომ სისხლი შედის მოცულობაში არტერიების დაბოლოებებიდან მუდმივი ტემპერატურით. იმისათვის, რომ ამონახსნი იყოს კრებადი, უნდა სრულდებოდეს შემდეგი პირობა: Δt დროს განმავლობაში უჯრედში შესული სისხლის რაოდენობა არ უნდა აღემატებოდეს უჯრედის მოცულობას. საბოლოოდ მიიღება შემდეგი სისტემა:

$$\left\{ \begin{array}{l} T_b^{new}(\vec{r}, t) = T_b^0 + \Delta t \sum \frac{v_i}{\Delta x_i} (T_{b,x_i}^0 - T_b^0), r \notin Sources, \\ \Delta t < \frac{V_{min}}{v_{max} S_i} \\ T_b(\vec{r}, t) = const, r \in Sources \end{array} \right. \quad (3.6.5)$$

v_{max} - შეესაბამება მაქსიმალურ სიჩქარეს განხილულ არეში, V_{min} ბადის უჯრედის მინიმალურ მოცულობას, T_{b_0} - სისხლის ტემპერატურას შესაბამის მეზობელ უჯრედში, V_0 მიმდინარე უჯრედის მოცულობას. აღწერილი მოდელი საჭიროებს ორ გამოყოფილ ბადას: ერთს ქსოვილის ტემპერატურის სიდიდისთვის და მეორეს, სისხლის ტემპერატურის სიდიდისთვის.



ა)

ბ)

სურ. 3.6.2. მარტივი მოდელები შევსებული კუნთით: (ა) სისხლძარღვების გარეშე, (ბ) სისხლძარღვებით.

§ 3.7 გამარტივებული მოდელი და რიცხვითი კოდის შემოწმება

აღწერილი მიდგომის შემოწმება ძალიან რთული ამოცანაა, რადგან რეალური ექსპერიმენტები, რომლებშიც გაიზომება სისხლისა და ქსოვილის ტემპერატურა ცოცხალ ორგანიზმში, ვერ განხორციელდება. მაგრამ არაპირდაპირი ფაქტები გვიჩვენებს, რომ გამოთვლითი მოდელი არ შეიცავს შეცდომას. რადგან მოდიფიცირებული განტოლება გადადის პენეს განტოლებაში, როდესაც ყველა უჯრედში მოთავსებულია დადებითი და უარყოფითი წყარო (არტერიის და ვენის დაბოლოება). ჩვენ შეგვიძლია შევამოწმოთ რიცხვითი კოდის სისწორე: ანალიტიკური ამონახსნი ცნობილია [29,30] უსასრულო ცილინდრისთვის, რომელიც ცივდება, და შედეგად ამ ნამუშევარში გამოყენებული რიცხვითი კოდი შემოწმებულია და შედარებულია ანალიტიკურ ამონახსნთან. უსასრულო ცილინდრი რადიუსით $r_0=4$ სმ აგებულია დისკრეტულ ბადეში 0.0004მმ სიზუსტით. ცილინდრის სიმკრივე $\rho = 1070 \text{ kg/m}^3$, სითბოტევადობა $C= 3140 \text{ j / (kg } ^\circ\text{C)}$, კონვექციის კოეფიციენტი $k=0.502 \text{ J / (m*s}^\circ\text{C)}$. ცილინდრის საწყისი ტემპერატურაა $T_0 = 20 \text{ }^\circ\text{C}$, სასახლვრო პირობაა $T = \text{const} = 0 \text{ }^\circ\text{C}$. აღწერილი პრობლემა დაიყვანება ერთგანზომილებიან ამოცანამდე. ამონახსნი (11) მოცემულია ჯამის სახით:

$$T(r,t) = T_0 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{2J_0(\mu_m^0 r')}{\mu_m^0 J_1(\mu_m^0)} e^{-(\mu_m^0)^2 \theta} \quad (3.7.1)$$

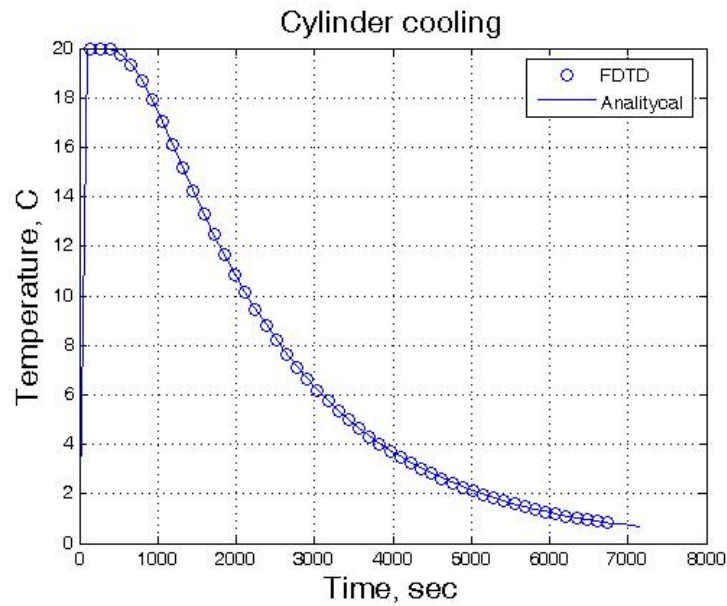
$$r' = r / r_0; \theta = kt / (C \rho r_0^2)$$

სადაც μ_m^0 ბესელის ფუნქციის ფესვებია. T -ის დიდი მნიშვნელობისათვის ჯამი იკრიბება ძალიან სწრაფად და სტაციონარულ მდგომარეობაში საკმარისია მხოლოდ ერთი წევრი. რიცხვითი კოდის შემოწმებისას აღებულია 40 წევრი იმისთვის, რომ ჯამი კრებადი იყოს დროის ნებისმიერ მომენტში ნახ 3.7.1. ტემპერატურა ცილინდრის ცენტრში მოყვანილია ნახ. 3.7.2

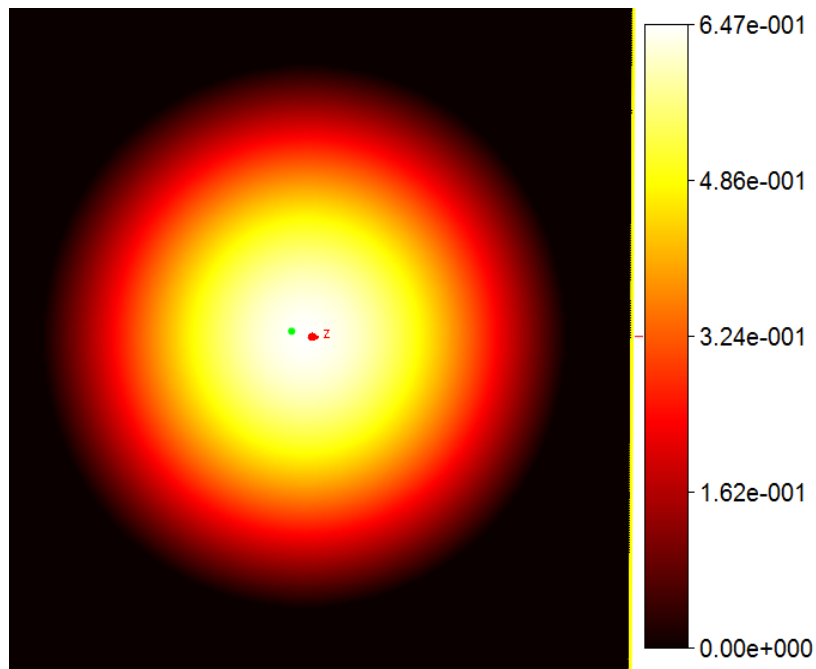
ქვემოთ გამარტივებულ შემთხვევაში ნაჩვენებია თუ როგორ მუშაობს მოდიფიცირებული განტოლება. გამოთვლას ვახდენთ კუბზე, რომელიც შევსებულია კუნთით. სისხლის ტემპერატურა $36.7 \text{ }^\circ\text{C}$, ხოლო ჰაერის ტემპერატურა $23.0 \text{ }^\circ\text{C}$ და ყველა უჯრედის საწყისი ტემპერატურა არის $37.0 \text{ }^\circ\text{C}$. ქსოვილის პარამეტრები მოცემულია “Virtual Family” [22,23]-დან. სურ. 3.7.3-ზე წარმოდგენილია სტაციონარული მდგომარეობა სისხლის დინების შემთხვევაში და მის გარეშე. ჩანს, რომ მაქსიმალური ტემპერატურის სიდიდეები კარგ თანხვედრაშია, როცა ვითვლით ჩვეულებრივი და მოდიფიცირებული მოდელებით.

(3.7.1)-ის მოდელირებისას დამოდეირდა უსასრულო ცილინდრი. უსასრულო ცილინდრის მიახლოება იქნა მიღებული ერთერთი დერძის გასწორვ წარმოების განულებით. მაგალითად, თუ ჩავთვლით, რომ $dT/dz=0$, მივიღებთ z დერძის გასწორვ მუშმივ ტემპერატურის. მაგრამ ასეს შემთხვევაში შემოწმდება

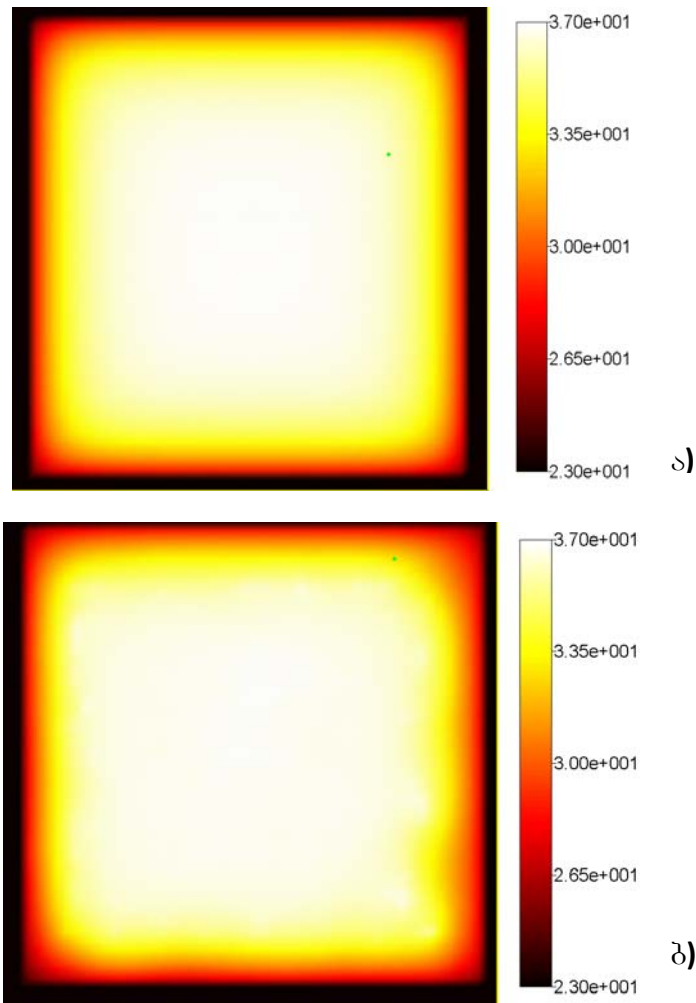
რიცხვითი კოდის მხოლოდ ერთი ნაწილი რადგან ერთერთი წარმოებული ხელოვნურად განულებულია. ამიტომ უსასრულო წილინდრი იქნა დამოდელირებული სამივე დერძის გასწვრივ.



სურ 3.7.1 რიცხვითი ამონახსნის შედარება ანალიზურთან.



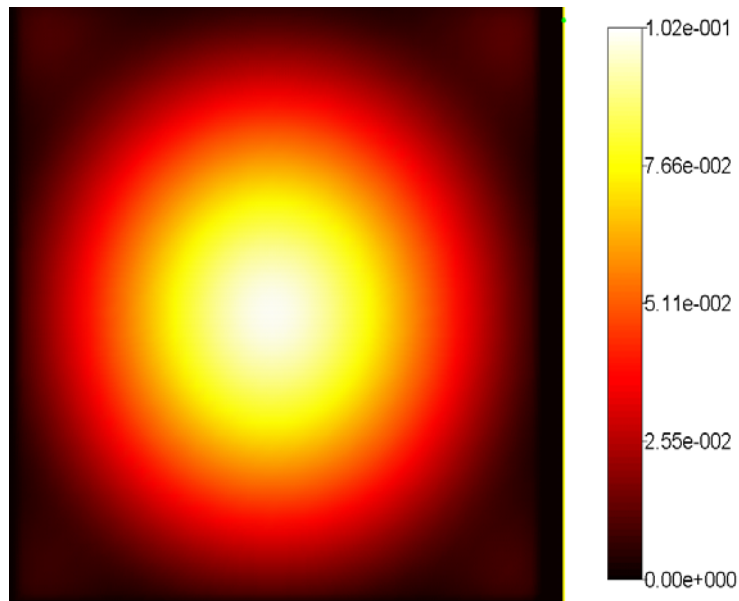
სურ. 3.7.2. ა) რიცხვითი კოდის შემოწმება. რიცხვითი ამონახსნის შედარება ანალიზურთან. ბ) ტემპერატურული განაწილება წილინდრში 120 წუთის შემდეგ.



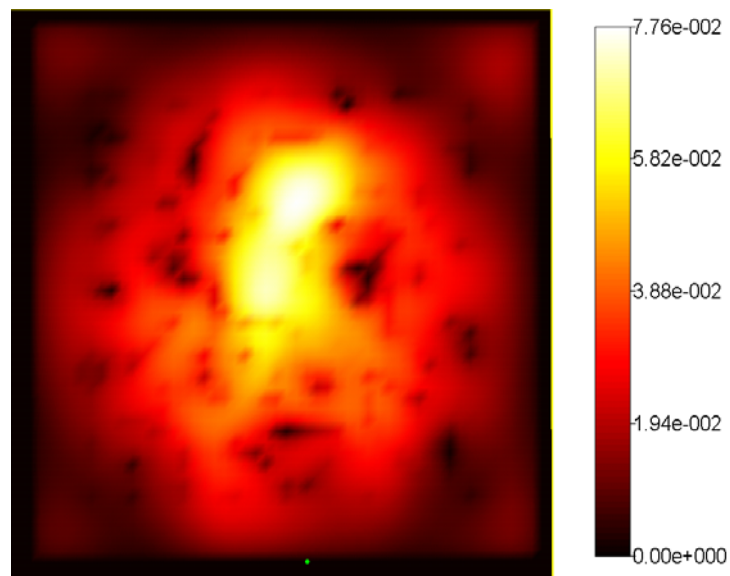
სურ.3.7.3. სტაციონარული მდგომარეობა დათვლილი: (ა) პენეს ბიო-სითბოს განტოლებით, (ბ) მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით.

იმის სადემონსტრაციოდ, თუ როგორ ცვლის მოდიფიცირებული განტოლება ტემპერატურის განაწილებას გამარტივებულ მოდელში, განხილულია ორი შემთხვევა. ორივე შემთხვევაში მოცემულია სფერული SAR-ის განაწილება მაქსიმალური სიდიდით 2.6 ვტ/კვ, რომელიც მცირდება რადიუსის გასწვრივ. პირველ შემთხვევაში წერტილი მაქსიმალური SAR-ით მოთავსდება კუბის ცენტრში და მეორე შემთხვევაში კუბის წახნაგის ცენტრში.

სურ. 3.7.2, 3.7.3, და სურ. 3.7.4-ზე ნაჩვენებია თუ როგორ იცვლება ტემპერატურის ნამატის მაქსიმალური სიდიდე და სფერული განაწილება. ტემპერატურის მატება დაბალია, როდესაც ვითვლით მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით. ბნელი წერტილები რომელიც ჩანს სურ. 3.7.3 (ბ) და სურ. 3.7.4 (ბ)-ზე შეესაბამება ვენებს და არტერიებს, რომელთა სისხლის მიმოქცევის კოეფიციენტები B (3.6.1) შედარებით მაღალია.



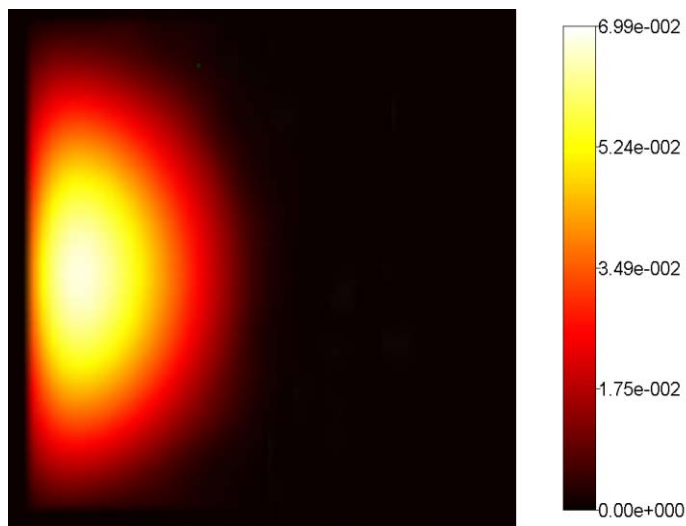
ა)



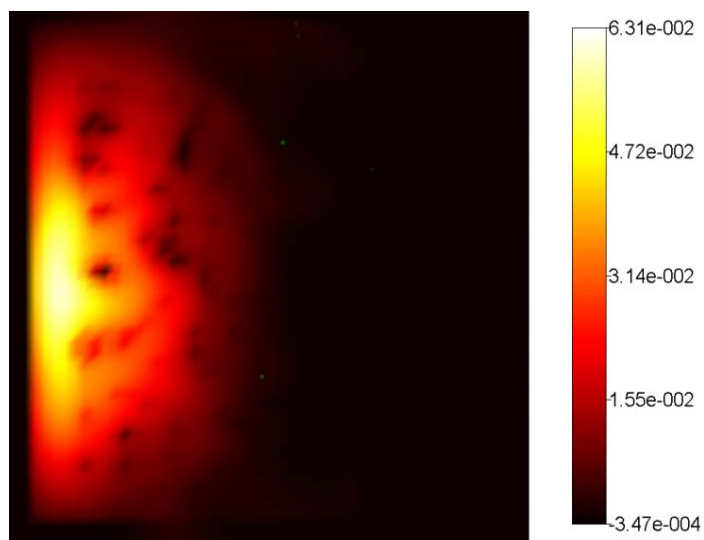
ბ)

სურ. 3.7.4. ტემპერატურის მატება კუნთოვანი მოდელისათვის სფერული SAR-ის განაწილებით, დათვლილი: (ა) პენეს ბიო-სითბოს განტოლებით, (ბ) მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით.

როგორც ჩანს, მოდიფიცირებული განტოლების მიხედვით მიღებული ტემპერატურის ნაზრდი არაერთგვაროვანია. ლოკალური მაქსიმუმები გადღაბნილია და წანაცვლებული. ამავდროულად განხილული შემთხვევებისათვის მაქსიმალური მნიშვნელობები თანხვედრილია, მაგრამ როდესაც ტემპერატურის მატება დათვლილია მოდიფიცირებული განტოლების მიხედვით, ის არის უფრო დაბალი.



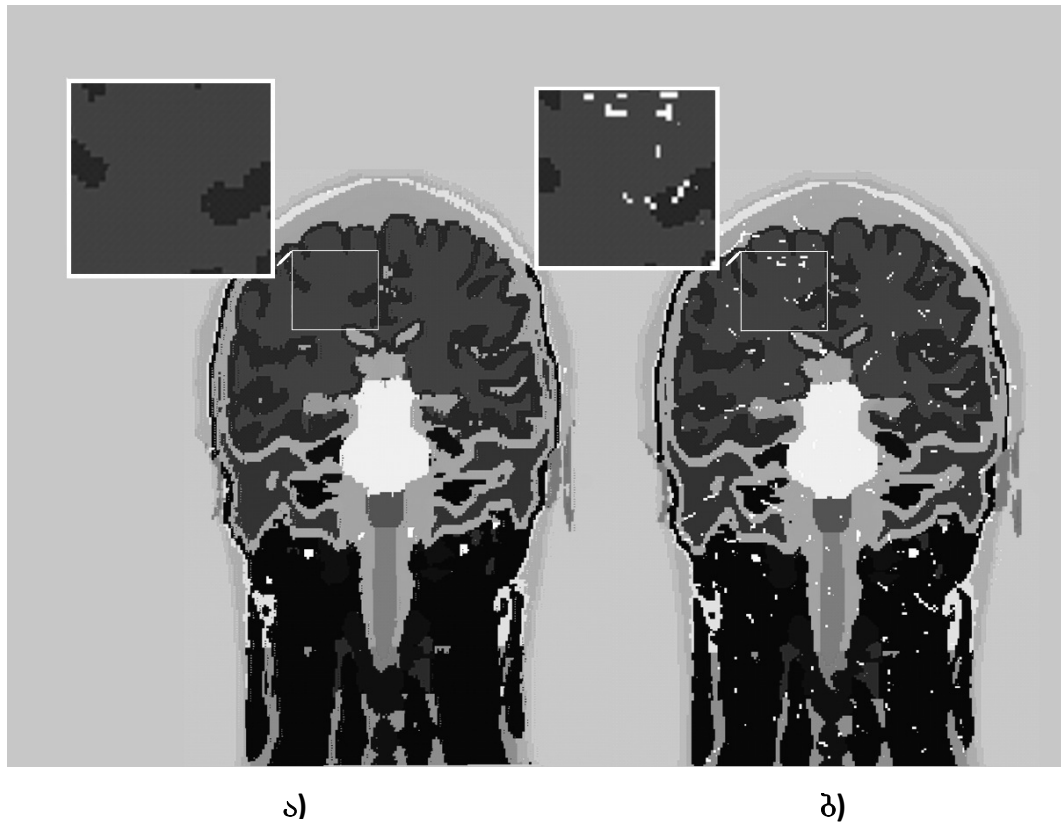
ა)



ბ)

სურ. 3.7.5. ტემპერატურის მატება კუნთოვანი მოდელისათვის სფერული SAR-ის განაწილებით საზღვარზე დათვლილი: (ა) ცნობილი ბიო-სითბოს განტოლებით, (ბ) მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით.

§ 3.8 ტემპერატურა და ტემპერატურის მატება ადამიანის რეალურ მოდელში.

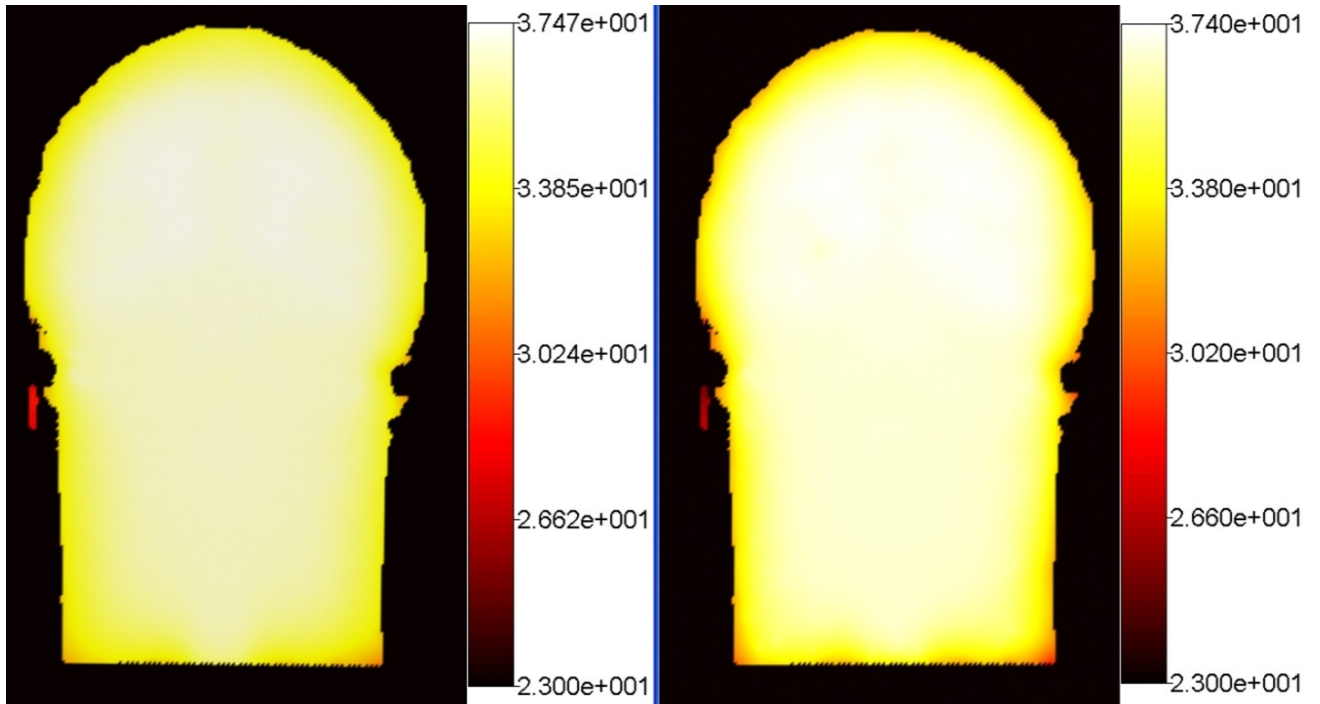


სურ. 3.8.1. ორიგინალი მოდელი და მოდელი აგებული სისხლძარღვებით. ა) ორიგინალური მოდელი. ბ) შეცვლილი მოდელი

მომდევნო შემთხვევაში განხილულია: ადამიანის თავის მოდელი (დიუკის თავის მოდელი “Virtual Family” [22,23] -დან) დასხივებული ე.მ. ველით 300 მკვ-სისშირეზე, რომელსაც ახსივებს დიპოლური ანტენა $\lambda/4$ სივრდით. შესაძლებელია ორი გზა ტემპერატურის მატების დასათვლელად ამ მოდელისათვის [4]. ჩვენ დავითვლით ტემპერატურის მატებას პენეს ბიო-სითბოს განტოლების და მოდიფიცირებული (6) განტოლების საშუალებით.

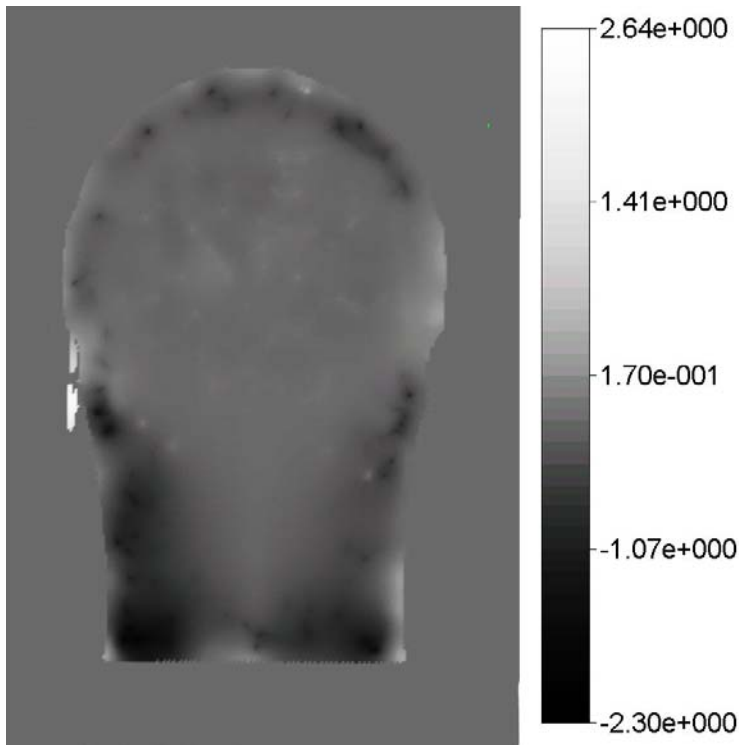
ურთიერთქმედება სისხლძარღვისა ქსოვილთან შეიძლება გამოითვალოს ორი გზით: გამოითვალოს თბოცვლა სისხლსა და ქსოვილს შორის სისხლძარღვების ზედაპირთან ან სისხლძარღვის მატერიალის მინიჭებით მაღალი დინების მქონე შესაბამის მოდელის უჯრედში. ამის შემდეგ სისხლის დინების სიჩქარეები დიდ სისხლძარღვებში შედარებით მაღალია, პირველი მიახლოება გულისხმობს მკაცრ მოთხოვნას დროის ბიჯზე. შემდეგ სისხლძარღვების მატერიალები უკვე წარმოდგენილია მოდელში; მეორე მიახლოება, რომელიც გამოყენებულია მოდიფიცირებულ ბიო-სითბოს განტოლებაში, არ ცვლის თვლის დროის ბიჯს პენეს განტოლებისთვის დროის ბიჯთან შედარებით, თუმცა ის შეიძლება შემცირდეს dt შეზღუდვით (3.6.5).

ასე რომ, გამოვთვალოთ ტემპერატურის განაწილება და ტემპერატურის მატება სწორედ ე.მ. გამოსხივებისას, პირველ რიგში ჩვენ განვსაზღვრავთ ბადეს აგებული კაპილარული ქსელის შესაბამისად. სურ. 3.8.1-ზე ნაჩვენებია, თუ როგორ იცვლება მოდელი; თეთრი წერტილები არიან სისხლძარღვების განივ კვეთაში, რომელიც ჩანს გეომეტრიის შესაბამის ნაწილში.



ა)

ბ)



გ)

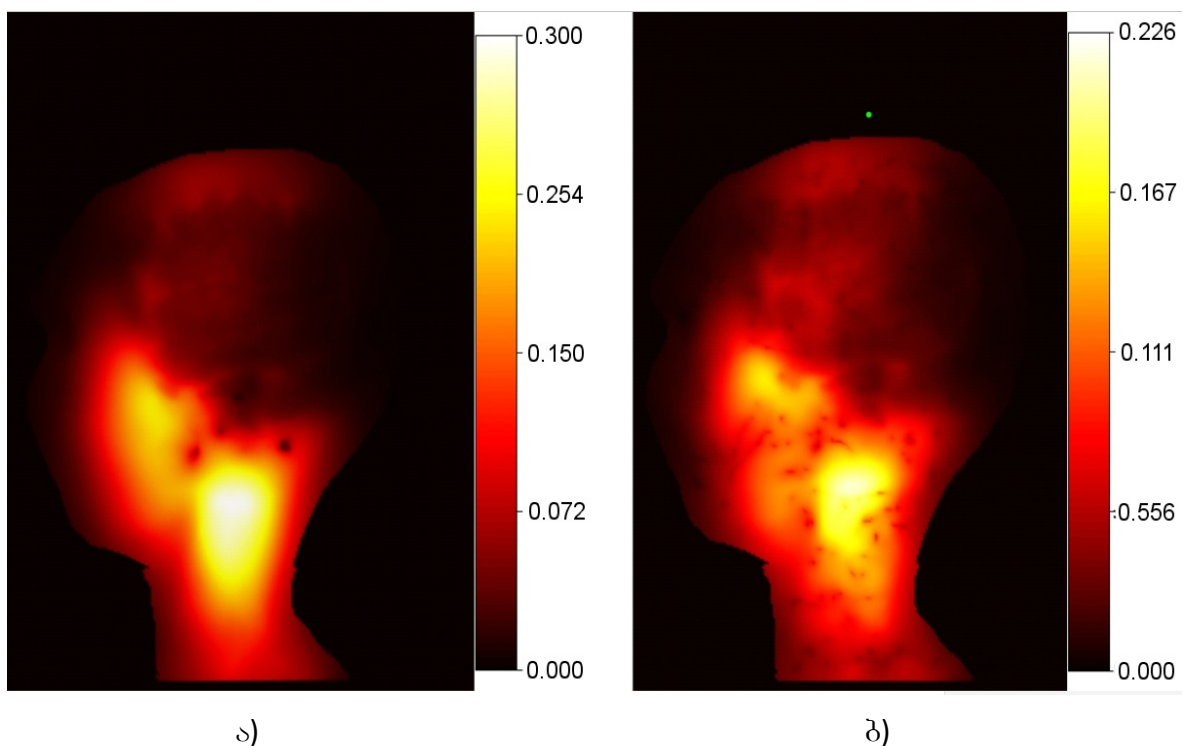
სურ 3.8.2

ა) ტემპერატურა, დათვლილი პენეს მოდელის მიხედვით.

ბ) ტემპერატურე დათვლილი მოდიფიცირებული განტოლების მიხედვით

გ) ა და ბ განაწილებების შორის სხვაობა.

სტაციონარულ მდგომარეობაში ორივე მოდელისათვის ტემპერატურის განაწილება კარგ თანხვედრაშია (3.8.2). როდესაც სისხლის მიმოქცევა გათვალისწინებულია მაქსიმალური ტემპერატურა მოცულობის შიგნით უმნიშვნელოდ (0.04°C) მცირეა. კაპილარული დინება აუმჯობესებს თბოცვლას საზღვარზე. ვინაიდან სისხლის დინება გადაანაწილებს სითბოს მოცულობის შიგნით, ტემპერატურის მაქსიმუმის მდებარეობა (პენეს მოდელთან შედარებით) შეიძლება შეიცვალოს. გამოკვლეულ მოდელებში პირობითი პენეს ბიო-სითბოს განტოლებისთვის, მაქსიმალური ტემპერატურა დაიკვირვება ყელის არეში [4,27], მოდიფიცირებული განტოლების გათვალისწინებით ის არის ოდნავ წანაცვლებული. რიცხვითი შეფასება ხსენებული ტემპერატურული სხვაობისა მოდელებს შორის დაახლოებით 0.1°C -ია, ასე რომ ახალი მოდელი ინარჩუნებს ტემპერატურას დასაშვებ ფარგლებში.



სურ. 3.8.3. ტემპერატურის მატება: ა) პენეს მოდელისთვის და ბ) მოდიფიცირებული მოდელისთვის. SAR ნორმირებულია 1 W სიმზლავრეზე.

სურ. 3.8.3-ზე შეიძლება დაინახოთ სისხლის მიმოქცევა თუ როგორ ზემოქმედებს ტემპერატურის მატებაზე. სისხლის დინების გახილვისას ტემპერატურის მატება მცირეა (0.5°C შესწავლილ შემთხვევაში) და მისი განაწილება მოცულობის შიგნით იცვლება. უნდა აღინიშნოს, რომ მაქსიმალური ტემპერატურის მატება მოდიფიცირებულ მოდელში შეიძლება შეიცვალოს მის მდებარეობასთან შედარებით ჩვეულებრივ მოდელში. სხვაობა ტემპერატურის მატებებს შორის

$\Delta = |dT1 - dT2|$, (სადაც $dT1$ და $dT2$ დათვლილია პენეს განტოლებით და მოდიფიცირებული განტოლებით შესაბამისად), დამოკიდებულია ცალკეულ შემთხვევაზე; ის შეიძლება აიწიოს შ დ-ის გაზრდით ან შემცირებით, თუ წერილები ღრმადაა მოდელის შიგნით.

საინტერესო ეფექტი შეიძლება დაიკვირვოს თუ შ დ იზრდება. შ დ-ის გაზრდით სხვაობა ტემპერატურის მატებებს შორის Δ , გამოთვლილი პენეს განტოლების და მოდიფიცირებული (3.6.1) განტოლების გამოყენებით იზრდება.

სურ. 3.8.3-ზე, სადაც SAR ნორმირებული იყო 1W შემავალ სიმძლავრეზე, $\Delta T = 0.74^{\circ}\text{C}$ და თუ SAR ნორმირებულია 2W შემავალ სიმძლავრეზე ΔT მნიშვნელოვნად იზრდება და ხდება 1.48°C .

განხილულ მოდელში მაქსიმალური ტემპერატურის მატება იყო მოდელის შიგნით, დისკრეტიზაციით 1მმ. რომ გამოვიყენოთ მოდიფიცირებული (3.6.1) განტოლება ტემპერატურის მატების განსაზღვრისათვის თხელ ფენაში, დისკრეტიზაცია საკმარისად მცირე უნდა იყოს, რომ სინქარეთა ვექტორული ველი, დათვლილი (3.4.1) ან (3.5.1)-ის გათვალისწინებით, იყოს გლუვი.

შედეგებიდან გამომდინარე, ტემპერატურის მატება სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით (ანუ ბიო-სითბოს მოდიფიცირებული განტოლების გამოყენებით) შედარებით მცირეა, ვიდრე მის გარეშე.

§ 3.9 მე-3-ე თავის დასკვნა

სიახლე შემოთავაზებული მოდელისა შედგება სისხლძარღვთა სტრუქტურის აგებისა და გამოანგარიშების ალგორითმისაგან კაპილარული სისხლის დინებისათვის, სითბოს გადატანისას ქსოვილში კონვექციით. მოდიფიცირებული (3.6.1) განტოლება საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ დაწვრილებით თერმული ეფექტი იმ სახით, რომელიც ახლოა არსებულ ქსოვილთან, ვიდრე პენეს მოდელში. (3.6.1) და (3.6.5) განტოლებათა სისტემა რჩება წრფივი, ასე რომ ტემპერატურის მატება შეიძლება დანორმირდეს სხვა SAR-თვის. გამოთვლები აჩვენებს, რომ სტატიკურ მდგომარეობაში მაქსიმალური ტემპერატურები პირობით პენეს განტოლებასთან შედარებით ფაქტიურად იგივეა. მაგრამ ტემპერატურა და ტემპერატურის მატება ემ დასხივების განმავლობაში გამოთვლილი მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების გათვალისწინებით მცირეა. ასევე ნაჩვენებია, რომ SAR ზრდისას მოდიფიცირებული მოდელის გათვალისწინებით ტემპერატურის მატება ასევე მცირეა.

თუმცა, შემოტანილი ალგორითმის, შემთხვევითად აგებული კაპილარული ქსელის გამოსახულების მოდელირებისთვის, შედეგი შეიძლება შეიცვალოს მოდელიდან მოდელამდე და ჩვეულებრივ უნდა განიხილოს.

მომავალი სამუშაო განიხილავს შემდგომ განვითარებას ალგორითმისა და შემდგომ ინტეგრაციას ახალი თერმული სოლვერისა FDTDLab პროგრამული პაკეტის შემადგენლობაში.

რიცხვითი კოდის მნიშვნელოვანი ნაკვეთები, რომლებიც იყო გამოყენებული მესამე თავში შედეგების გამოსათვლელად მოყვანილია დანართი I, დანართში II და დანართში III.

თავი IV MMF WP8 პროექტის ფარგლებში მიღებული შედეგები და მათი ანალიზი.

§ 4.1 შესავალი

ამ თვში მოყვანილია MMF/GSMA WP8 2008-2010 წლების პროექტის ფარგლებში მიღებული მონაცემთა ანალიზი. პროექტის ძირითადი მიზანი იყო სხვადასხვა დასახელების შემთხვევებისათვის ტემპერატურული განაწილების და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობების დადგენა. გამოთვლები ჩატარებულია ადამიანის თავის რეალისტურ მოდელზე [23,24].

პროექტის ფარგლებში იქნა განხილული ბევრი სხვადასხვა დასახელების სცენარი. კერძოდ დიპოლური, მონოპოლური, PIFA, IFA და Patch ანტენები. პროექტის ძირითადი მიზანი იყო სხვადასხვა სიხშირეებისათვის და ანტენის შესაძლო დაშორებისათვის SAR-ის და ტემპერატურული განაწილების დადგენა. გამოთვლები ჩატარებული იქნა პროგრამული პაკეტის FDTDLab [30,33] მეშვეობით, რომელიც შექმნილია გამოყენებითი ელექტროდინამიკის და რადიო ინჟინერიის ლაბორატორიაში Motorola Inc. (2002-2008). პროგრამული პაკეტის შემოწმება განხორციელდა რამოდენიმე გზით ე.მ. და თერმული ნაწილებისათვის. იგი იქნა გაუმჯობესებული რამოდენიმე ფუნქციით, კერძოდ ტემპერატურული ნაზრდის დადგენა შერჩეული მასალებისათვის ან არეებისათვის, და ახალი “თერმოსოლვერი”, რომელიც არის აღწერილი მესამე თავში.

პროექტის პირველი ამოცანა მდგომარეობდა დიპოლური ანტენებისათვის 1გ 10გ SAR-ის და ტემპერატურის განაწილებების დადგენაში სასრული სხვაობების მეთოდის გამოყენებით. განხილული იყო თავის მოდელისგან 5, 10 და 20 მმ მანძილზე მოთავსებული $\lambda/2$, $\lambda/4$, $\lambda/8$ სიგრძის მქონე დიპოლური ანტენები 300, 450, 900, 1450, 1900 და 2450, 3700 6000 მგჰც სიხშირეებზე. დღესდღეობით მობილური კავშირისათვის გამოიყენება სიხშირეები 1900 მგჰ-მდე. მაღალი სიხშირეების გამოყენება დაგეგმილია უახლოეს მომავალში.

მეორე ამოცანა მდგომარეობდა $\lambda/4$ სიგრძის მონოპოლური ანტენების შესწავლაში 300 და 1450 მგჰც სიხშირეებზე.

მესამე ამოცანა იყო ბრტყელი ანტენების შესწავლა (Patch, Pifa და IFA ანტენები). Patch ანტენები იყო შესწავლილი 3700 მგჰც-ზე, PIFA კი 1900, 3700, და 6000 მგჰც-ზე. IFA ანტენებისათვის გამოთვლები ჩატარდა 6000 მგჰც-ზე. 1გ და 10გ SAR-ით ვლილია IEEE C95.3-2002 standard (IEEE, 2002) (2002) [6-9] სტანდარტის მიხედვით.

§ 4.2 გამოყენებული მეთოდოლოგია

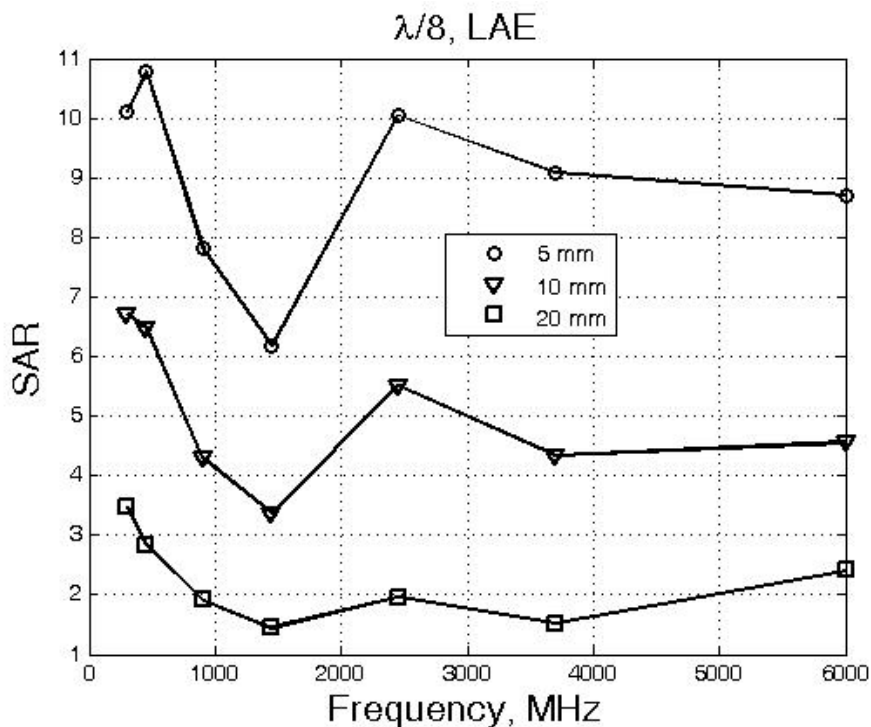
გამოთვლებისას გამოყენებოდა სასრული სხვაობების მეთოდი. ადამიანის თავის ანატომიურ მოდელში გამოითვლებოდა ტემპერატურის მატება, რომელიც გამოწვეული იყო სხვადასხვა მანძილებზე მოთავსებული ანტენებით. გამოყენებოდა FDTDLab-ის ე.მ. და “თერმოსოლვერი”, ანუ პროგრამა რომელიც ითვლის შესაბამის რიცხვით ამოცანებს. როგორც ნაჩვენებია [4]-ში თერმოსოლვერი შემოწმებულია ანალიზურ ამონაცანასთან შედარების მეთოდის საშუალებით. გამოთვლებისას გამოიყენებოდა დისკრეტული ბადე 1მმ დისკრეტიზაციით ყველა სიხშირისათვის 6000 მგჰც-ის გარდა. 6000 მგჰც-ზე კვების წყაროს გარშემო დისკრეტიზაცია იყო 0.5მმ. უფრო მცირე დისკრეტიზაცია იმიტომია საჭირო, რომ მაღალ სიხშირეზე ტალღის ზომა მცირეა. ანტენები

თავსდებოდა თავის უახლოეს წერტილიდან “d” მანძილის დაშორებით. ანტენა იკვებებოდა სინუსოიდალური სიგნალით შესაბამის სიხშირეზე მანამ, სანამ პროცესი არ დამყარდებოდა. ასეთი მოდელი შეესაბამება დროში უსასრულო დასხივებას. ასეთი იდეალიზირებული მოდელი აღწერს ყველაზე ცუდ შემთხვევას (მაქსიმალური შესაძლებელი ტემპერატურის მატება), რომელიც არაა დამახასიათებელი რეალურ ცხოვრებისათვის.

რიცხვითი მოდელირებისას გამოიყენებოდა მიდგომა, აღწერილი დისერტაციის მეორე თავში.

§ 4.3 დიპოლური ანტენები

პროექტის ფარგლებში გამოკვლეულია დიპოლური ანტენების ზემოქმედება ადამიანის თავის მოდელზე. განხილულ იქნა სიხშირეები 300, 450, 900, 1450, 2450, 3700 და 6000 მგჰც. თავსა და ანტენას შორის მანძილი იყო 5, 10 და 20 მმ.

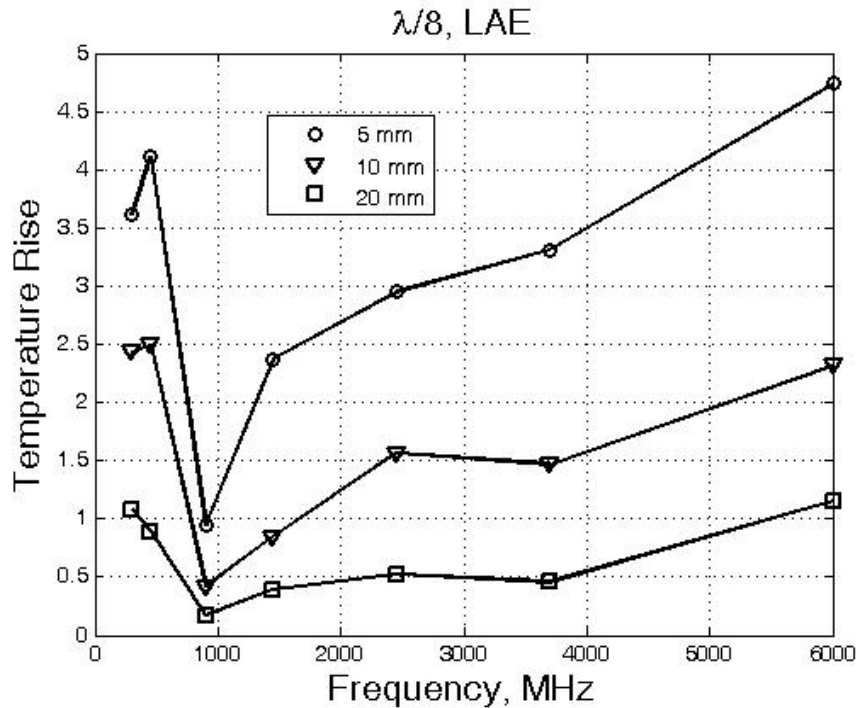


სურ.4.3.1 SAR-ის დამოკიდებულება სიხშირეზე. მონაცემები ნორმირებულია 1ვტ-ზე

სურ. 4.3.1-ზე მოყვანილია SAR-ის დამოკიდებულება სიხშირეზე. მინიმალური 10გ SAR-ი შეიმჩნევა 1450 მგჰც-ზე, ხოლო ლოკალური მაქსიმუმი კი 2450 მგჰც-ზე. სურ. 4.3.1-ზე მოყვანილია მონაცემები სამივე დაშორებისათვის (5, 10 და 20მმ). ყველა შემთხვევისათვის მანძილის გაზრდისას SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები მცირდება. როგორც ჩანს, ყველა მანძილისათვის შესაბამისი მრუდის ფორმა მსგავსია. დისტანციის გაზრდისას მრუდი უფრო გლუვია. ამის მიზეზია გამოსხივების დიაგრამა. ტემპერატურული განაწილება გამოითვლება მიღებული

SAR-ის განაწილების გამოყენებით. ტემპერატურის მატების დამოკიდებულება სიხშირეზე $\lambda/8$ დიპოლური ანტენისათვის მოყვანილია სურ. 4.3.2-ზე. მინიმალური ტემპერატურის მატება შეიმჩნევა 900 მგჰც-ზე. უმრავლეს შემთხვევაში მაქსიმალური ტემპერატურის მატება შეიმჩნევა ყურის ბიბილოში, და არ აღემატება 38°C.

მაქსიმალური ტემპერატურის მატება შეიმჩნევა 6000 მგჰც-ზე და ლოკალიზებულია ყურის ბიბილოში. აღსანიშნავია, რომ მონაცემები 6000 მგჰც სიხშირისათვის არასტაბილურია. საწყისი პარამეტრების მცირე ცვლილება იწვევს საბოლოო შედეგების მკვეთრ შეცვლას.

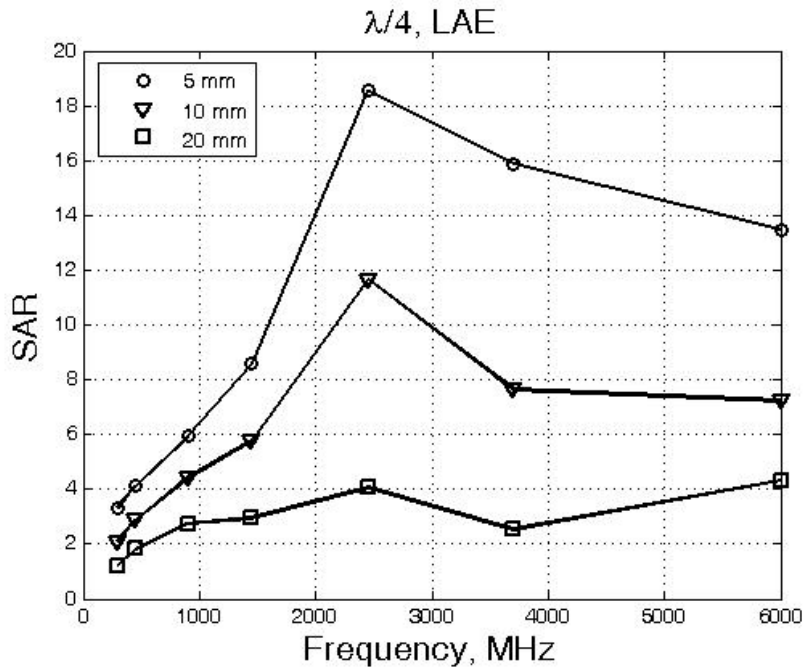


სურ. 4.3.2 ტემპერატურის დამოკიდებულება სიხშირეზე.

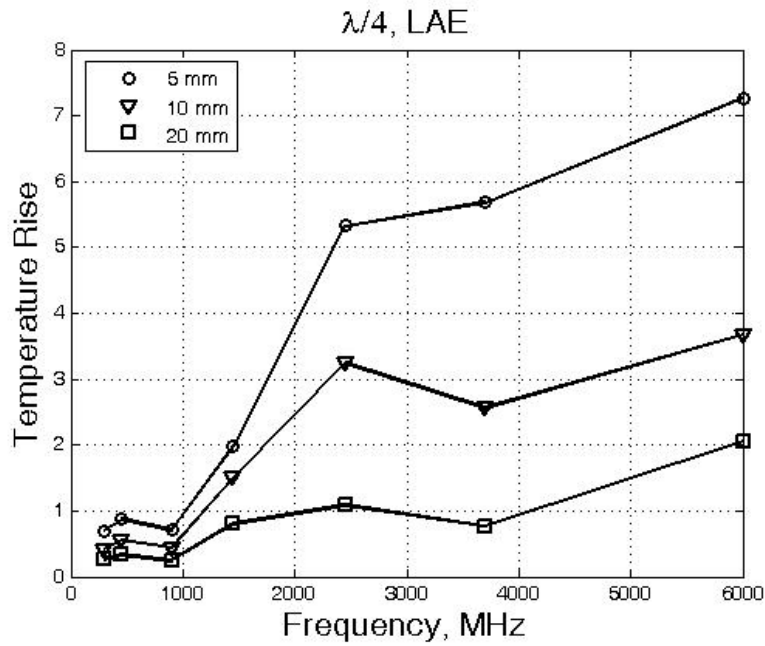
10გ SAR-ის დამოკიდებულება სიხშირეზე $\lambda/4$ დიპოლური ანტენებისათვის მოყვანილია სურ. 4.3.3-ზე მინიმალური 10გ-იანი SAR-ი შეიმჩნევა 300 მგჰც-ზე. მაგრამ ამავედროულად შესაბამისი გამოთვლებისათვის მინიმალური ტემპერატურის მატება შეიმჩნევა 900 მგჰც-ზე.

მაღალი ტემპერატურის მატებისა და 10გ SAR-ის მნიშვნელობები $\lambda/8$ დიპოლისათვის შეიძლება იყოს ახსნილი მოდელის რეზონანსული ზომებით.

აღსანიშნავია, რომ გამოთვლებისას არ იყო გათვალისწინებული მომხმარებლის ხელის გავლენა მიღებულ შედეგებზე. ხელის ზემოქმედება ტემპერატურულ განაწილებაზე ე.მ. დასხივების მოდელირებისას შესწავლილია დისერტაციის მეხუთე თავში.



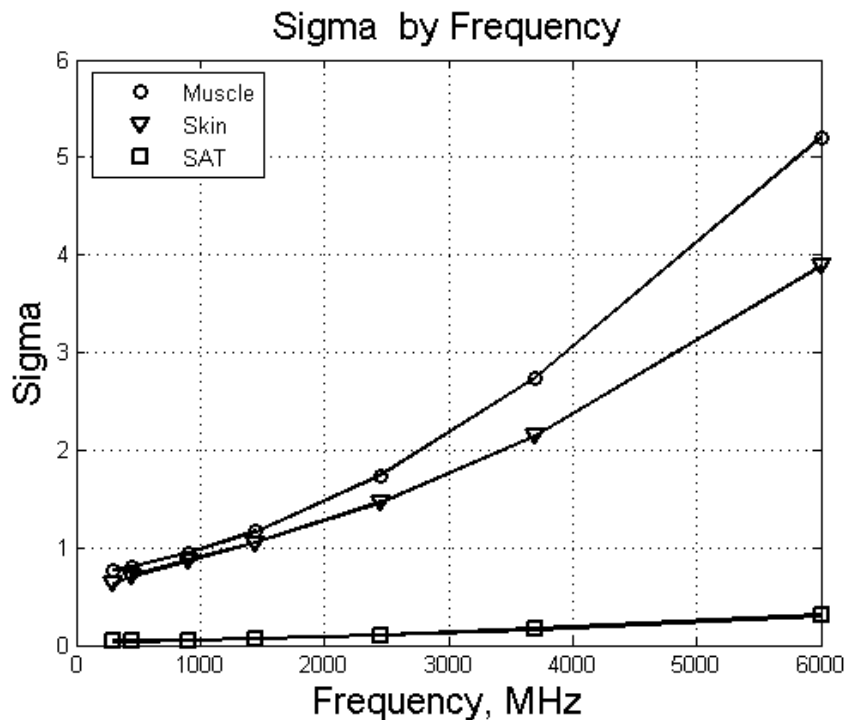
სურ. 4.3.3 10გ SAR-ის დამოკიდებულება სიხშირეზე $\lambda/4$ დიპოლურ ანტენისათვის



სურ.4.3.4 ტემპერატურის მატების დამოკიდებულება $\lambda/4$ დიპოლური ანტენისათვის

სურ. 4.3.3 და სურ. 4.3.4-დან ჩანს, რომ ტემპერატურის მატება $\lambda/4$ დიპოლური ანტენისათვის არის მცირე $\lambda/8$ დიპოლურ ანტენასთან შედარებით. ამის მიზეზია განხვავება გამოსხივების დიაგრამის მიმართულებაში. მცირე ანტენისათვის დიაგრამა უფრო მიმართულია და ველი კონცენტრირდება მოდელის მცირე არეში. ლოკალური მაქსიმუმი შეიმჩნევა 2450 მგჰც-ზე ანტენის ორივე სიგრძისათვის. ამავედროულად შეღწევის სიღრმე 2450 მგჰც-ზე არის უფრო დიდი მაღალ სიხშირეებთან შედარებით. ველის შეღწევის სიღრმე დამოკიდებულია ნივთიერების გამტარებლობაზე. გამტარებლობის დამოკიდებულება სიხშირეზე სხვადასხვა ნივთიერებისათვის მოყვანილია 4.3.5-ზე.

აღნიშნული დამოკიდებულებები ნაჩვენებია კუნთისთვის, კანისთვის და ცხიმისთვის. სურ. 4.3.5-ზე შეიმჩნევა, რომ ზოგი ნივთიერებისათვის გამტარებლობა თითქმის 10-ჯერ დიდია 6000 მგჰც-ზე, ვიდრე 300 მგჰც-ზე. ამით აიხსნება განსხვავება ველის შეღწევის სიღრმეებს შორის, მოცემულ სიხშირეებზე.



სურ. 4.3.5. გამტარებლობა სიხშირეზე 6000 მგჰც-ზე გამტარებლობა თითქმის ათჯერ დიდია ვიდრე 300 მგჰც-ზე

ყველა განხილული შემთხვევა იდეალიზირებულია: ანტენის პოზიცია არ იცვლება მოდელის დასხივებისას. თუ ანტენის გამოსხივების დიაგრამა არის მიმართული და მაღალი კონცენტრაციის მქონე ველი ემთხვევა მოდელის ნაწილს, ტემპერატურის მატება მოცემულ წერტილში გაიზრდება. ეს ფაქტი ნიშნავს იმას, რომ ანტენის ადგილმდებარეობის შერჩევა არის ცალკე შესწავლის საკითხი. იმ შემთხვევაში, თუ მობილური კავშირის დროს ანტენის პოზიცია იცვლება, მაქსიმუმები ტემპერატურულ განაწილებაში იდგაბნება და მცირდება.

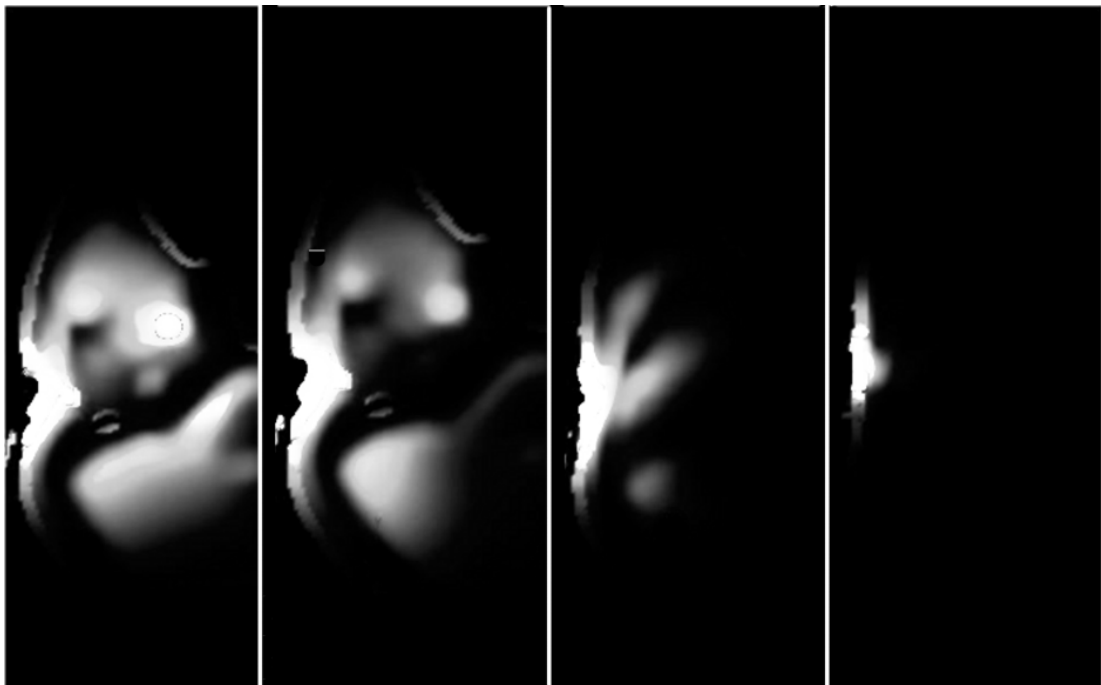
სურ 4.3.6-ზე მოყვანილია 10გ SAR-ის და ტემპერატურის მატების განაწილებები. სურ. 4.3.6-დან შეიმჩნევა, რომ მაქსიმალური SAR-ის და ტემპერატურის მატების ადგილმდებარეობები შეიძლება არ ემთვეოდეს ერთმანეთს. ანტენის გეომეტრია და მისი პოზიცია განსაზღვრავს საბოლოო განაწილებებს, და მისი ცვლილება გამოიწვევს შედეგების მკვეთრ შეცვლას.



ა)

ბ)

სურ. 4.3.6. ადგილმდებარეობა ა) $10\text{ გ SAR} = 6.7\text{ w/kg}$ ბ) ტემპერატურის მატება $\Delta T = 0.36^\circ\text{C}$ of $\lambda/8$ დიპოლური ანტენისათვის 300 მჰც, 10 მმ მანძილზე.



ა)

ბ)

გ)

დ)

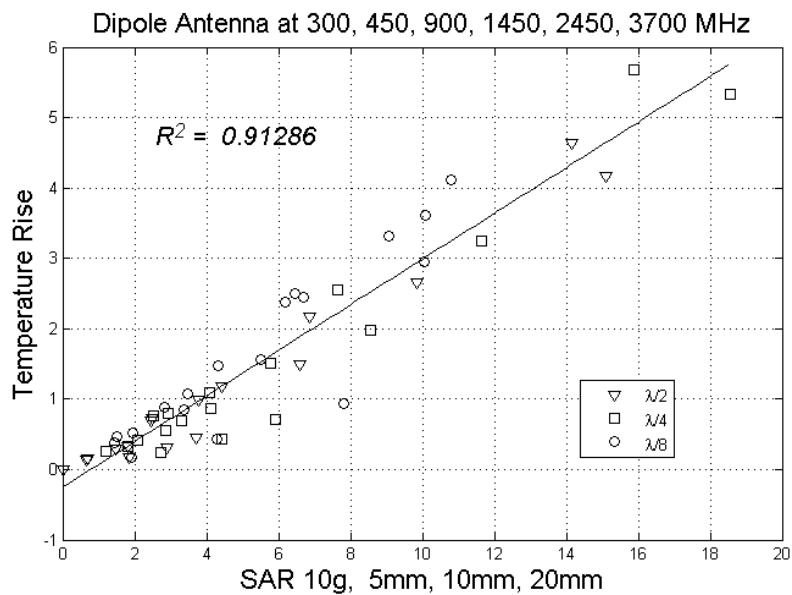
სურ. 4.3.7. ველის შეღწევის სიღრმე $\lambda/2$ დიპოლური ანტენებისათვის. 1 გ SAR სიხშირეებზე:

ა) 300 MHz ბ) 450 MHz გ) 1450 MHz და დ) 3700 MHz

სურ. 4.3.7-დან ჩანს, თუ როგორ განსხვავდება ველის შეღწევის სიღრმე სხვადასხვა სიხშირეებისათვის. დაბალ სიხშირეებისათვის იგი გაცილებით დიდია. მაგრამ ამავდროულად ტემპერატურის მატებისა და SAR-ის მნიშვნელობები შიგნით მყოფ ნივთიერებისათვის გაცილებით დიდია, მაღალ სიხშირეებთან შედარებით. დაწყებული 1450 მგჰც-დან ველის შეღწევის სიღრმე მკვეთრად მცირდება და ველის ძირითადი ნაწილი შთაინთქმება ყურში. თუ ანტენის პოზიცია იცვლება დასხივების დროს ტემპერატურის მატების მაქსიმალური მნიშვნელობები მცირდება და შესაბამისი განაწილებები იღვავდება.

ზოგიერთ შემთხვევაში, როდესაც ველის მოდელში შეღწევის სიღრმე მოდელის ზომების თანაფარდია, შეიმჩნევა ფოკუსირების ეფექტი სურ. 4.3.7.

დიპოლური ანტენებისათვის დაიმზირება კარგი კორელაცია SAR-სა და ტემპერატურის მატებას შორის (სურ. 4.3.8). აღმოჩნდა, რომ კორელაცია დამოკიდებულია დიპოლური ანტენის სიგრძეზე. როდესაც კორელაცია დათვლილი იყო ყველა დიპოლური ანტენებისათვის ($\lambda/2$, $\lambda/4$, $\lambda/8$, $\lambda/15$ ანტენები) მიღებული შედეგების მიხედვით, იგი აღმოჩნდა $R^2=0.73$. ამავდროულად როდესაც კორელაცია იყო დათვლილი მხოლოდ $\lambda/2$, $\lambda/4$, $\lambda/8$ დიპოლური ანტენებისათვის, იგი წარმოადგენდა $R^2=0.91$ (Fig. 8), ხოლო ცალკე $\lambda/15$ დიპოლური ანტენისათვის იგი იყო $R^2=0.93$.



სურ. 4.3.8 10გ სარის და ტემპერატურის ნაზრდიზ კორელაცია

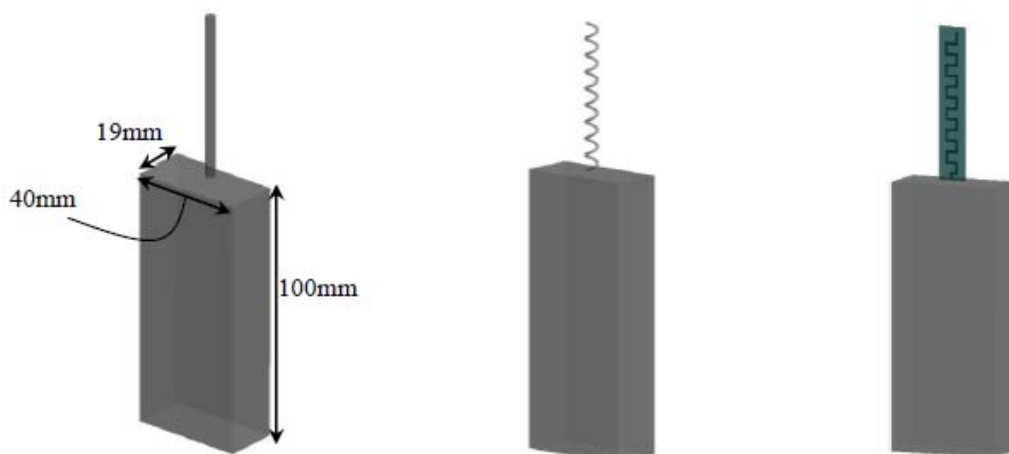
$\lambda/15$ დიპოლური ანტენები თითქმის წერტილოვანია და მათი გამოსხივების დიაგრამა არის უფრო მიმართული, დიდ ანტენებთან შედარებით. ასეთ შემთხვევებში SAR-ი კონცენტრირდება მცირე არეში. სასაზღვრო პირობების გამო ნაკადი ზედაპირიდან ამ შემთხვევაში მცირეა.

საბოლოო ჯამში შეიძლება ითქვას, რომ ყველა დათვლილი დიპოლური ანტენებისათვის დაიკვირვება კარგი კორელაცია.

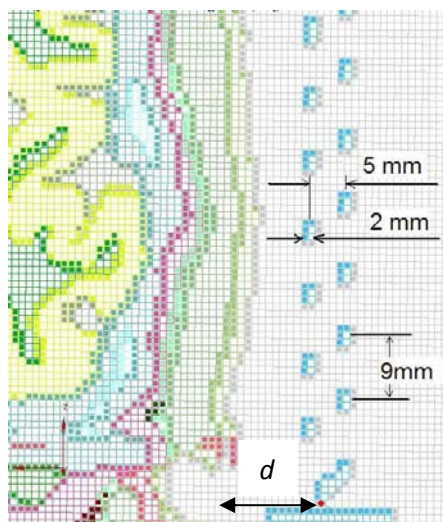
§ 4.4 მონოპოლური ანტენები

ამ პროექტის ფარგლებში შესწავლილ იქნა მონოპოლური ანტენები 300 და 1450 ოპერატიულ სიხშირეებზე (სურ. 4.4.1) ყველა გამოთვლების ძირითად საგანს წარმოადგენდა SAR-ი და ტემპერატურის ნაზრდი. ანტენა მოთავსებული იყო 10 და 20 მმ (სურ. 4.4.2) მანძილზე დიუკის თავის მოდელიდან. გამოიყენებოდა მონოპოლური ანტენის სამი ტიპი: სწორხაზოვანი, სპირალური და მეანდერ ტიპის ანტენები, რომლებიც თავსდებოდა ლითონური ყუთის ზევით.

ასეთი ფორმის ანტენის დამოდელირება წარმოადგენს დიდ პრაქტიკულ ინტერესს, რადგან მსგავსი ფორმის მოწყობილობები გამოიყენება პოლიციის და სხვა სამსახურების რაციებში. უნდა აღინიშნოს, რომ სპეციალური ტიპის კავშირის უსაფრთხოების ნორმები არის გამოყოფილი ცალკე უსაფრთხოების სტანდარტში. სამოქალაქო სტანდარტისგან განსხვავებით, მასში მკაცრად იზღუდება გადამცემ აპარატურასთან დაშვებული მუშაობის დრო. როგორც ნაჩვენებია იქნება ამ თავში მონოპოლური ანტენები იწვევენ უფრო დიდ ტემპერატურის მატებას დიპოლურ ანტენებთან შედარებით.



სურ 4.4.1 მონოპოლური ანტენები.



სურ. 4.4.2 მანძილის განსაზღვრა.

ამოცანაში გამოიყენებოდა 1 მმ ფორმალური დისკრეტიზაცია. ყოველი მონოპოლის 1მმ უჯრედში თავსდებოდა უწყვეტი სინუსოიდალური კვების წყარო შესაბამის სიხშირეზე. SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის ყველა მონაცემი ნორმირდებოდა 1 ვატ სიმძლავრეზე.

როგორც იყო მოსალოდნელი, მიღებული SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები მცირდებოდა მანძილის გაზრდით. ქსოვილის ისეთი სითბური პარამეტრები, როგორცაა სფეციფიკური სითბო, სითბოტევადობა, სისხლის პერფუზია და ა.შ არაა დამოკიდებული სიხშირეზე, ხოლო ტემპერატურის ნაზრდი დამოკიდებულია მხოლოდ SAR-ზე. ფიქსირებულ სიხშირეზე SAR-ს და ტემპერატურის ნაზრდს აქვს კარგი კორელაცია. სხვადასხვა ანტენის მოიერ მიღებული მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდები შეიძლება გაჩნდეს მოდელის სხვადასხვა ნაწილში (მაგალითად, ზოგი ლოკალიზებულია ყურის ბიბილოში, ზოგი შეიძლება იყოს ან ყურის ზემოთ, ან მის შუაში). მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდი $\Delta T=2.97\text{ }^{\circ}\text{C}$ და მაქსიმალური $10\text{g SAR}=10.5\text{ W/kg}$ შეიმჩნევა სპირალური მონოპოლური ანტენის შემთხვევაში, 10 მმ-ის დაშორებით 1450 მგჰც სიხშირეზე. ხოლო მინიმალური ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობა $\Delta T=0.14^{\circ}\text{C}$ 300 მგჰც სიხშირეზეა. რაც შეეხება 10გ მაქსიმალური SAR-ის მინიმალურ მნიშვნელობას, იგი ემთხვევა 300 მგჰც სიხშირის სწორხაზოვან მონოპოლურ ანტენას მოდელიდან 20 მმ მანძილზე.

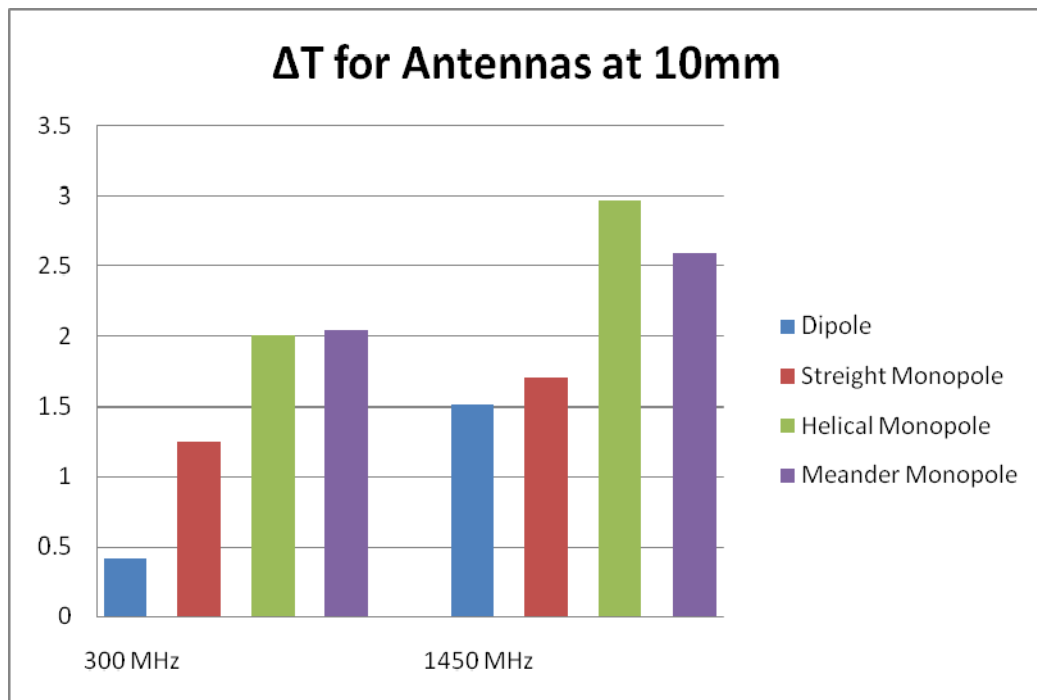


Fig. 4.4.3 Temperature Rise for Antennas at 10mm, 300MHz and 1450 Mhz

თუ შევადარებთ სურ. 4.4.3 და სურ. 4.4.4-ზე მიღებული შედეგების SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობებს, მივიღებთ რომ, ერთნაირი ტიპის ანტენებისათვის 300 მგჰც სიხშირეზე ეს მნიშვნელობები უფრო მცირეა, ვიდრე 1450 მგჰც-ზე. ამ ფაქტის განაპირობებს შედარებით სიღრმე, რომელიც მაღალი სიხშირეებისათვის უფრო მცირეა. 1450 მგჰც –ზე ენერგია შთაინთქმება ზედაპირზე და ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობები ძირითადად თავმოყრილია ყურში, ხოლო 300 მგჰც სიხშირეზე ეს მნიშვნელობები შეიძლება

იყოს მოთავსებული თავის ქსოვილში. როგორც იყო მოსალოდნელი ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები ბევრად ნაკლებია 20 მმ მანძილისათვის.

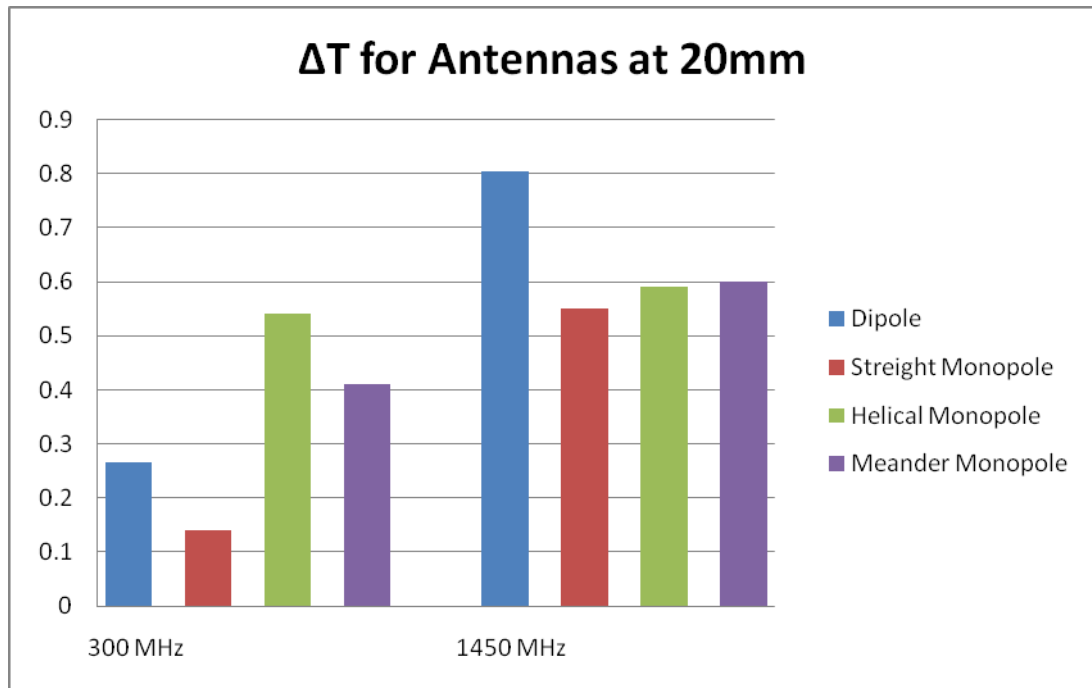
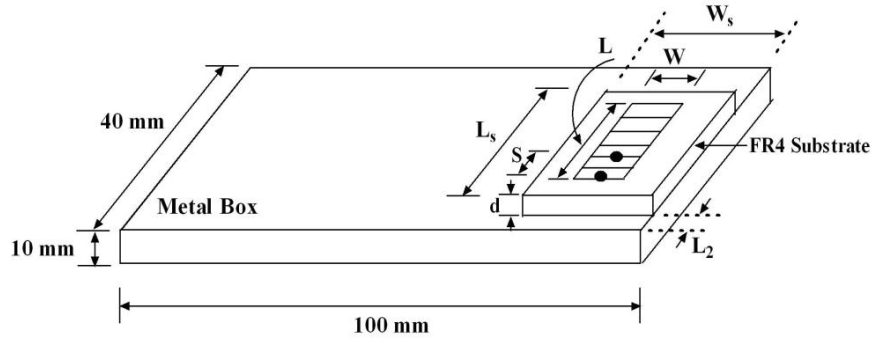


Fig. 4.4.4 Temperature Rise for Antennas at 10mm, 300MHz and 1450 Mhz

§ 4.5 PIFA ანტენები

ბრტყელი შებრუნებული F ტიპის (PIFA) ანტენები შესწავლილ იქნა 1900, 3700 და 6000 მგჰც სიხშირეებზე დიუკის თავის მოდელიდან 10 და 20 მმ მანძილებზე დაშორებით. სურ. 4.5.1-ზე და ცხრილი 4.5.1-ში მოყვანილია PIFA ანტენის სქემატური ნახაზი და ზომები.

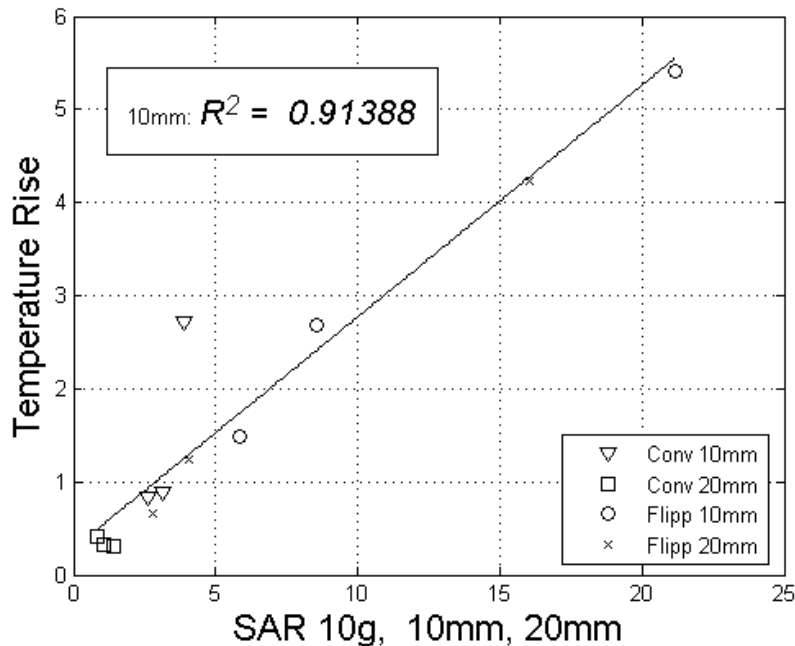


გამოთვლები ჩატარებულია ”PIFA“ ანტენის ორი განსხვავებული - “სტანდარტული” და “შებრუნებული” ორიენტაციის შემთხვევებისათვის. სტანდარტული ორიენტაციის შემთხვევაში აქტიურ ელემენტზე მდებარეობდა ლითონური ყუთის ზედაპირის გარეთ, ხოლო “შებრუნებული” ორიენტაციისას - ამ ზედაპირის შიგნით.

სურ. 4.5.1 PIFA ანტენის სქემატური ნახაზი

Frequency	W	W_s	L	L_s	L_2	s	d
2450 MHz	1	3	16.5	24	8	1	3
3700 MHz	1	3	9.75	13	13.5	0.5	3
6000 MHz	2	4	8	14	13	2	3

ცხრილი 4.5.1 PIFA ანტენის ზომები



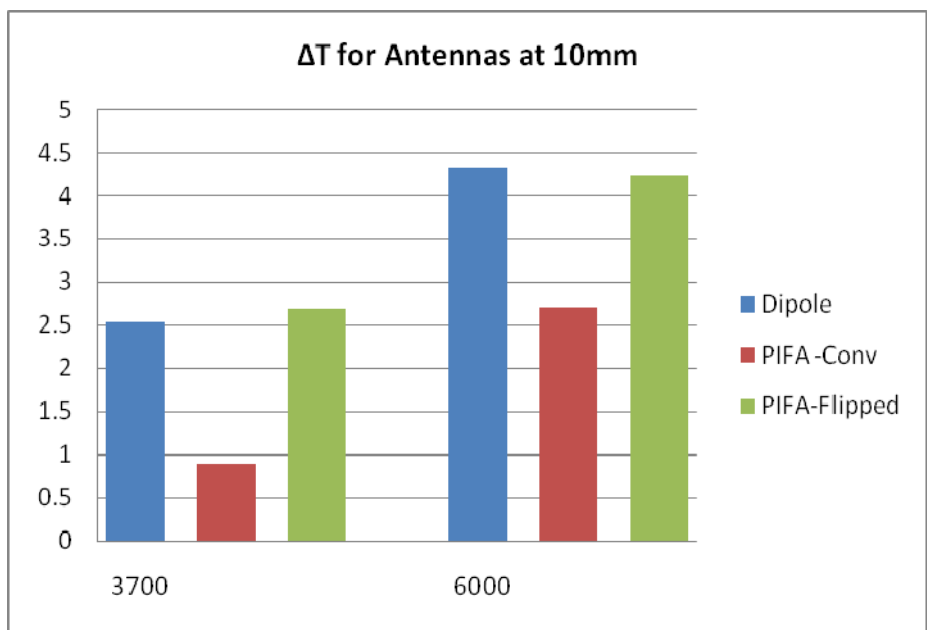
სურ. 4.5.2. 10გ სარის და ტემპერატურის ნაზრდის კორელაცია

PIFA ანტენები მოდელირდებოდა 1900, 3700 და 6000 მგჰც სიხშირეებზე. მანძილი z' გამოითვლებოდა შეკუმშული ყურის გარე კუთხიდან PIFA ანტენის ლითონური ყუთის ზედაპირამდე. ყველა ანტენის შემთხვევაში დროის ბიჯად აღებული იყო 0.5 წამი. სხეულის ძირითად ტემპერატურად აიღებოდა 37°C . მანამ გარემოს ჰაერის ტემპერატურა იყო 23°C .

მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდისა $\Delta T=4.68^{\circ}\text{C}$ და $10\text{g SAR} = 8.41\text{ W/kg SAR}$ -ის მნიშვნელობები შეიმჩნევა 6000 მგჰც სიხშირეზე 10 მმ მანძილზე დაშორებით PIFA ანტენის შებრუნებული ორიენტაციისას. ხოლო მინიმალური ტემპერატურის ნაზრდი $\Delta T=0.21^{\circ}\text{C}$ მიღებულია 1900 მგჰც სიხშირეზე PIFA ანტენის სტანდარტული ორიენტაციის შემთხვევაში, რომელიც ლოკალიზებულია მოდელიდან 20მმ მანძილის დაშორებით.

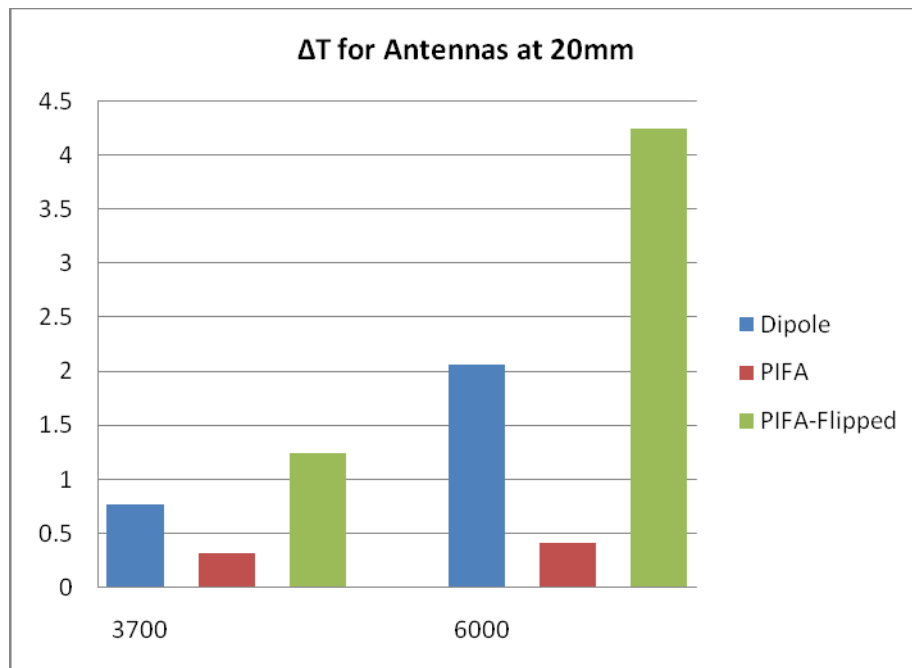
მიღებული შედეგებიდან ჩანს, რომ ყველა სიხშირეზე SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობებისათვის გვაქვს კარგი კორელაცია. მიუხედავად იმისა, რომ მიღებული ტემპერატურის ნაზრდის- 4.68°C მნიშვნელობა საკმაოდ მაღალია, ჯამური ტემპერატურა არ აღემატება 38°C . აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ გამოთვლების ჩატარებისას ანტენის მდებარეობა მკვეთრად ცვლის მიღებული მაქსიმალური SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობებს და ასევე შესაბამის განაწილებებს.

მაქსიმალური ΔT მკაცრ კორელაციაშია 1 გ და 10 გ გასაშუალოებულ SAR -თან. სურ. 4.5.2-ზე ნაჩვენებია მაქსიმალური PIFA ანტენისათვის მიღებული ΔT –ს მნიშვნელობები 1900, 3700 და 6000 მგჰც სიხშირეებზე, რომლებიც აგებულია 10გ გასაშუალოებული SAR-ის შესაბამისად. მსგავსი დამოკიდებულებები შეიმჩნევა ასევე 1გ მასაზე გასაშუალოებული SAR შემთხვევაში.



სურ. 4.5.3 ტემპერატურის მატება PIFA ანტენებისათვის 3700 და 6000 მგჰც-ზე.

უფრო ზუსტი ანალიზისათვის შეიძლება სურ. 4.5.3 მიხედვით. ამან შეიძლება აჩვენოს, რომ PIFA ანტენების ”შებრუნებული” ორიენტაციის შემთხვევაში ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები უფრო მაღალია, ვიდრე ”სტანდარტული” ორიენტაციისას. მსგავსი დასკვნები ჭეშმარიტი იქნება ასევე 20 მმ მანძილისათვის.

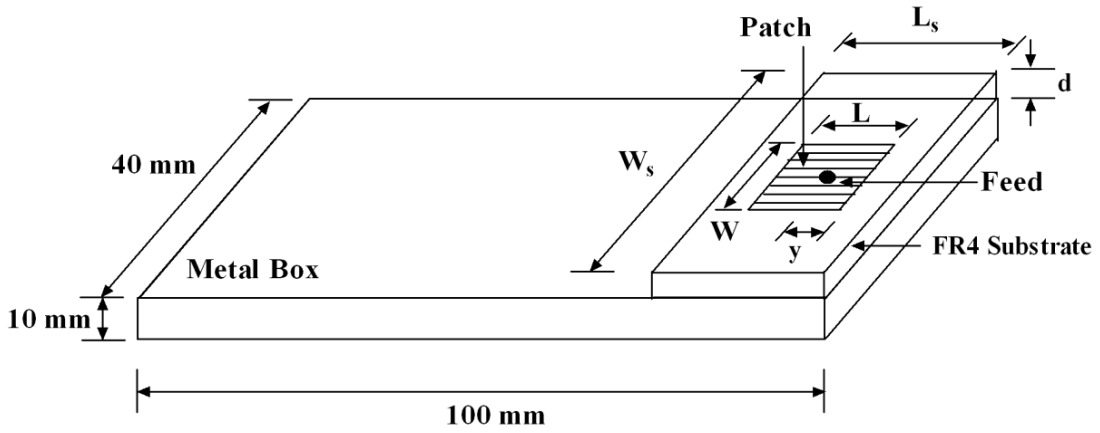


სურ. 4.5.4. ტემპერატურის მატება PIFA ანტენებისათვის 20მმ-ზე, 3700 და 6000 MHz-ზე.

ყველა შემთხვევისათვის, ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობები 3700 მგჰც სიხშირეზე ნაკლებია, ვიდრე 6000 მგჰც-ზე. 10 მმ მანძილზე, შებრუნებული ორიენტაციის მქონე PIFA ანტენისათვის ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობები ძალიან ახლოსაა დიპოლური ანტენების მაქსიმალურ მნიშვნელობებთან. ხოლო 20 მმ მანძილზე (სურ. 4.5.4) ტემპერატურის მაქსიმალური ნაზრდის მნიშვნელობები განსხვავდება დიპოლისა და ”შებრუნებული” PIFA ანტენების შემთხვევებისათვის. რაც გამოწვეულია რეზონანსული მანძილით PIFA ანტენასა და ადამიანის თავის მოდელს შორის 20მმ-ზე. ეს ფაქტი განაპირობებს მოგვიანებით ამ სტატიაში უფრო დეტალურ შესწავლას.

§ 4.6 Patch ანტენები

ბრტყელი Patch ანტენები შესწავლილ იქნა 3700 მგჰც სიხშირეზე, სადაც გამოიყენებოდა ორი 10 და 20 მმ –იანი დისტანციები (სურ. 4.6.1, ცხრილი 4.6.1)

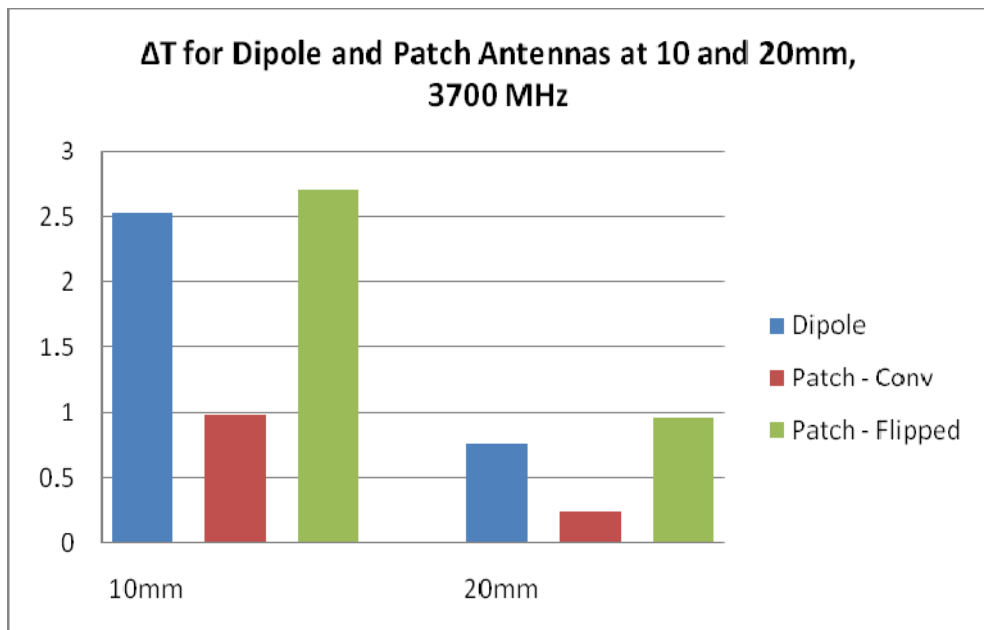


4.6.1 Patch ანტენის სქემატური ნახაზი.

Frequency	W	L	W_s	L_s	y	d
2450 MHz	36.5	27.5	40	31	6.25	3
3700 MHz	24.0	17.5	30	24	4.0	3
6000 MHz	15.0	11.0	20	14	1.0	3

ცხრილი 4.6.1 Patch ანტენის ზომები

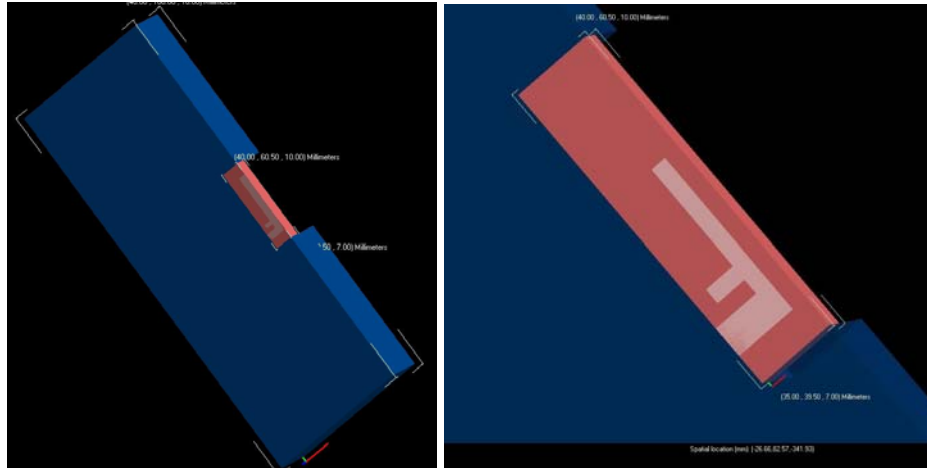
ბრტყელი patch ანტენები წარმოადგენენ ძალიან მარტივ PIFA ანტენებს. იგივე დასკვნები, რაც გვქონდა PIFA ანტენის შემთხვევაში, აქაც სამართლიანია.



სურ. 4.6.2 ტემპერატურის მატება დიპოლური და patch ანტენებისათვის 3700 მგჰც-ზე

“შებრუნებული” ორიენტაციის შემთხვევაში SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები ბევრად მეტია “სტანდარტულ” ორიენტაციასთან შედარებით (სურ. 4.6.2). ამავდროულად, “შებრუნებული” ორიენტაციისას მიღებული მნიშვნელობები ახლოსაა დიპოლთან. 20 მმ მანძილზე ტემპერატურის ნაზრდი ნაკლებია, ვიდრე 10მმ მანძილზე. ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობები ლოკალიზებულია ყურის ქსოვილში ყველა ექსპერიმენტის შემთხვევისათვის.

§ 4.7 IFA ანტენები



სურ. 4.7.1 PIFA ანტენების სქემატური ნახაზი

IFA ანტენისათვის მიღებული მნიშვნელობები მოყვანილია 1 ცხრილში.

6000 მგჰც	10 მმ			20 მმ		
	SAR 1g	SAR 10g	ΔT	SAR 1g	SAR 10g	ΔT
ჩვეულებრივი	24.8	4.77	3.01	11.21	2.56	1.45
შებრუნებული	53.1	12.66	6.37	63.88	16.97	7.78

ცხრილი 4.7.1. 1გ, 10გ SAR-ი და ტემპერატურის მატება IFA ანტენებისათვის

Patch და PIFA ანტენების მსგავსად IFA (სურ. 4.7.1) ანტენის შემთხვევაში შეიმჩნევა ის, რომ ტემპერატურის ნაზრდი “შებრუნებული” ორიენტაციისას ბევრად დიდია “სტანდარტულთან” შედარებით. სტანდარტული ორიენტაციის შემთხვევაში 10 მმ –ზე ტემპერატურის ნაზრდი მეტია, ვიდრე 20 მმ –იან დისტანციაზე. მაგრამ სიტუაცია იცვლება “შებრუნებული” ანტენის შემთხვევისათვის 20 მმ მანძილზე. რაც იმაში მდგომარეობს, რომ ყველასათვის მოულოდნელად ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები 20მმ მანძილზე მეტია, ვიდრე 10 მმ –ზე. ეს შემთხვევა შეიძლება შესწავლილ იქნას უფრო ღრმად.

6000 მგჰც სიხშირეზე ტალღის სიგრძე 5 სმ-ია. მანძილი ანტენიდან მოდელის უახლოეს წერტილამდე არის 2სმ. შემჩნეულია, რომ იფა “ანტენა-თავის” სისტემა რეზონანსულია. რაც ზუსტად 20მმ მანძილზე ტემპერატურის ნაზრდის მაღალი მნიშვნელობის მიზეზს წარმოადგენს.

§ 4.8 მე-4-ე თავის დასკვნა

შესწავლილი იყო სითბური ეფექტები დიპოლური, მონოპოლური, PIFA და Patch და Patch ანტენებისათვის ყველა აღნიშნულ სიხშირეზე. წარმოდგენილი იყო მაქსიმალური შთანთქმის კუთრი სითბო (SAR) და წარმოქმნილი ტემპერატურის ნაზრდი დიუკის თავში. ყველა განხილული ანტენა იყო შედარებული დიპოლურ ანტენებთან. ანტენის მდებარეობა რჩებოდა უცვლელად გამოთვლების დროს. შესაბამის სიხშირეზე გამოიყენებოდა სინუსოიდალური ტალღის სიგნალი. მაშასადამე, SAR ისა და შესაბამისად ტემპერატურის ნაზრდის მიღებული მაქსიმალური მნიშვნელობები შეესაბამებოდა დროში უსასრულო დასხივებას.

სახეზე შემდეგი სურათია [34]:

1. ტემპერატურის ნაზრდის უმცირესი მნიშვნელობები შეიმჩნევა 900 და 1900 მგჰც სიხშირეებზე. (იხ. სურ. 4.3.2, 4.3.4)
2. ყველა ანტენისათვის განხილული იყო ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობა დაწყებული 0.1°C to 7.78°C –მდე. ის შემთხვევები, როდესაც მიღებული იყო ტემპერატურის ნაზრდის მაღალი მნიშვნელობები შესწავლილ იქნა ცალ-ცალკე. 6000 მგჰც სიხშირეზე ტალღის სიგრძე 5 სმ-ია. ამ სიხშირეზე მანძილი ანტენასა და ყურს, ანტენასა და თავს შორის არის რეზონანსული. ასეთ შემთხვევებში შედეგად მიიღება ტემპერატურის ნაზრდის ნორმაზე უფრო მაღალი მნიშვნელობები.
3. დაბალ სიხშირეებზე შეღწევის სიღრმე დიდია, და ასევე შეიმჩნეოდა ელექტრომაგნიტური ველის ფოკუსირება, რომელიც კონცენტრირებული იყო მოდელის ერთ-ერთ ლოკალურ წერტილში. (იხ. სურ. 4.3.7). ცხელი წერტილები შეიმჩნევა ტვინშიც. დეტალურმა ანალიზმა აჩვენა, რომ მათი მდებარეობები იცვლება ანტენის გადაადგილებით. მათი ზომები და მდებარეობა დამოკიდებულია თავის ზედაპირის სიმრუდეზე. დიდ ინტერესს წარმოადგენს ასევე ფოკუსირების ეფექტის შესწავლა ბავშვის მოდელზე.
4. ყველგან შეიმჩნევა კარგი კორელაცია 10გ SAR –სა და ტემპერატურის ნაზრდს შორის (იხ. სურ. 4.3.8 და სურ. 4.5.1).
5. ასიმეტრიული გამოსხივების დიაგრამის გამო მონოპოლური ანტენები გამოიწვიეს უფრო მაღალი ტემპერატურის მატება, დიპოლური ანტენებთან შედარებით. მაგრამ ისინი არიან ძაან ახლოს ერთმანეთთან. ტემპერატურის მატება კი განსაზღვრულია უმეტეს წილად ანტენის მდებარეობით.
6. ბრტყელი ანტენების შემთხვევებში “შებრუნებული” ორიენტაციის დროს შეიმჩნევა უფრო მაღალი ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები, ვიდრე სტანტარული ორიენტაციის შემთხვევაში.
7. ნაჩვენებია, რომ “შებრუნებული” ორიენტაციის მქონე ბრტყელ ანტენები მსგავსია დიპოლური ანტენებისა.
8. ტემპერატურის ნაზრდის ლოკალური მაქსიმუმი შეიმჩნევა 2450 მგჰც სიხშირეზე. ამ სიხშირეზე შეღწევადობის სიღრმე უფრო დიდია, ვიდრე 3700 მგჰც-ზე და მის ზევით. ამის მიზეზი შეიძლება იყოს ამ სიხშირეზე მიკროტალღურების ფუნქციონირება. ცნობილია, რომ მაღალი დიელექტრიკული შეღწევადობისა და გამტარებლობის არსებობა ცვლის გამოსხივების დიაგრამას და დიელექტრიკი შთანთქავს გამოსხივებული ენერჯიის უფრო დიდ ნაწილს.
9. წინასწარმა გამოთვლებმა აჩვენა, რომ ხელის არსებობა ზეგავლენას ახდენს გამოსხივების დიაგრამაზე. ხელი მიმართავს ელექტრომაგნიტური ველის ენერჯიას მის გასწვრივ, რის შედეგადაც ტემპერატურის ნაზრდის

მნიშვნელობა თავში მკვეთრად მცირდება. ჩვენი თვალთახედვით ეს მოვლენა უნდა შესწავლილ იქნას უფრო ღრმად.

10. IFA ანტენისათვის 20 მმ მანძილზე შეიმჩნევა რეზონანსის მოვლენა, რაც განაპირობებს მოულოდნელად ტემპერატურის მკვეთრ ზრდას.
11. IFA ანტენისათვის მიიღება ტემპერატურის ნაზრდის უფრო მაღალი მნიშვნელობები, ვიდრე პატჩ და პიფა ანტენებისათვის. IFA ანტენისათვის რეზონანსი შეიმჩნევა 20 მმ დაშორების მანძილზე.
12. 6000 მგჰც სიხშირეზე მიღებული შედეგები არასტაბილურია. შემავალი პარამეტრების მცირე შეცვლითაც შესაძლოა მნიშვნელოვნად შეიცვალოს მიღებული განაწილება.

თავი V მიღებული მონაცემების მდგრადობის ანალიზი

§ 5.1 შესავალი

ამ ქვეთავში მოყვანილია ე.მ. დასხივების რეალისტური მოდელირების სტაბილურობის ანალიზი. გამოკვლეულია დიპოლური, მონოპოლური და სხვა ანტენებისათვის მიღებული შედეგები. გამოთვლები ჩატარებულია ადამიანის თავის მოდელზე სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებლად.

მას შემდეგ, რაც გამოვიკვლიეთ სხვადასხვა ანტენები, აღმოჩნდა რომ შედეგები შეიცავენ იმაზე უფრო მეტ ინფორმაციას, ვიდრე მართო ტემპერატურის ზრდას, SAR-ის მნიშვნელობებს და კორელაციას. გამოთვლები ჩატარდა სხვადასხვა სიხშირეებზე 300, 450, 900, 1450, 2450, 3700 და 6000 მგჰც. იყო განხილული რამოდენიმე ანტენის დაშორება: 5, 10 და 20 მმ. ამ თავში მოყვანილია მიღებული შედეგების სტაბილურობის ანალიზი. გამოთვლების ძირითადი მიზანი იყო ტემპერატურის ზრდის და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობის პოვნა.

პროექტის სპეციფიკაციის მიხედვით გამოთვლებში გამოყენებული იქნა ადამიანის თავის მოდელი მხრების და ხელის გარეშე. გადაწყვეტილი იყო იმის შემოწმება, თუ როგორ ზეგავლენას ახდენს ტემპერატურულ განაწილებაზე ხელის არსებობის გათვალისწინება ე.მ დასხივებისას.

აღმოჩნდა, რომ ხელის გათვალისწინებით, შედეგები განსხვავდებიან. ცოცხალი ქსოვილის მაღალ სიხშირეებზე დიდი გამტარებლობა გამოიწვევს იმას, რომ ხელი შთანთქავს ენერგიას და ცვლის გამოსხივების დიაგრამას

მეორე ფაქტორი, რომელიც არ იყო დეტალურად აღწერილი პროექტში, იყო ანტენის მდებარეობის შერჩევა. ყველა ჩატარებული რიცხვითი ექსპერიმენტი წარმოადგენს იდეალიზირებულ შემთხვევას: მოდელირდება დროში უსასრულო ე.მ. დასხივება დროში უძრავი ანტენისათვის. რას ნიშნავს დროში უძრავი ანტენა? გამოკვლეულ იქნა, რომ ტემპერატურის ნაზრდისა და SAR-ის ანტენის განაწილება მკვეთრად იცვლება თუ ანტენის მდებარეობა უმნიშვნელოდაა შეცვლილი.

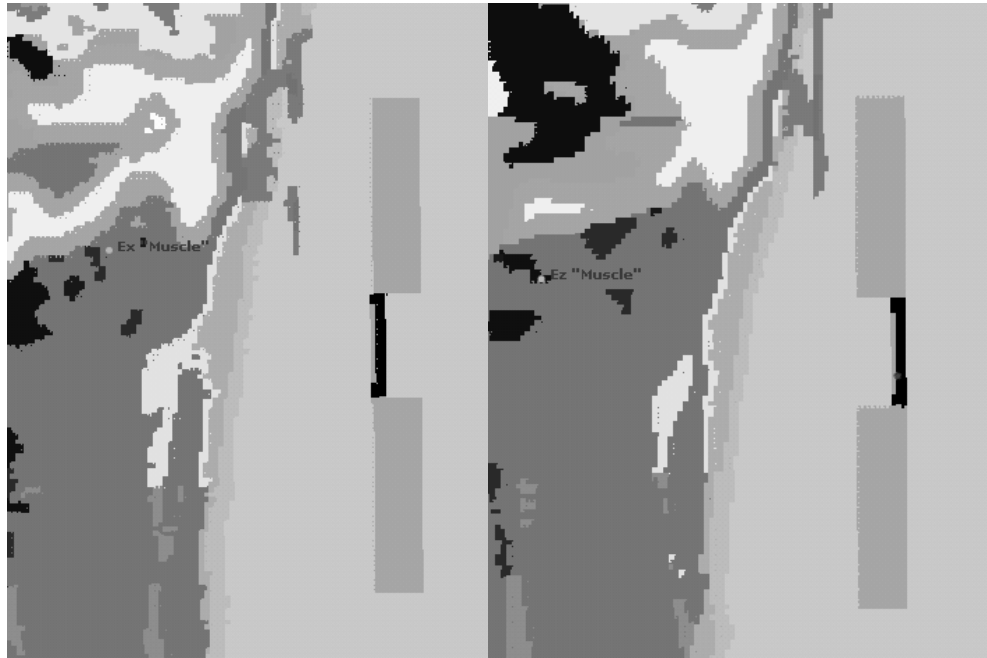
ამ თავში არის დეტალურად აღწერილი მიღებული შედეგების სტაბილურობის ანალიზი.

§ 5.2 სტაბილურობის ანალიზი მაღალ სიხშირეებზე მიღებული შედეგებისათვის

IFA ანტენისათვის მიღებული შედეგები 6000 მგჰ-ზე მოყვანილია ცხრილში 5.2.1. გამოთვლებისას გამოყენებული იყო ანტენის ორი ორიენტაცია: “ჩვეულებრივი” - სტანდარტული და “ამოტრიალებული” – შებრუნებული. ანტენის სქემატური ნახაზი ნაჩვენებია სურ. 4.7.1-ზე.

6000 მგჰც	10 მმ			20 მმ		
	1გ SAR	10გ SAR	ΔT	1გ SAR	10გ SAR	ΔT
“სტანდარტული”	24.8	4.77	3.01	11.21	2.56	1.45
“შებრუნებული”	53.1	12.66	6.37	63.88	16.97	7.78

ცხრილი 5.2.1 შედეგები, მიღებული IFA ანტენისათვის 6000 მგჰც. მონაცემები ნორმირებულია 1 ვტ სიმძლავრეზე.



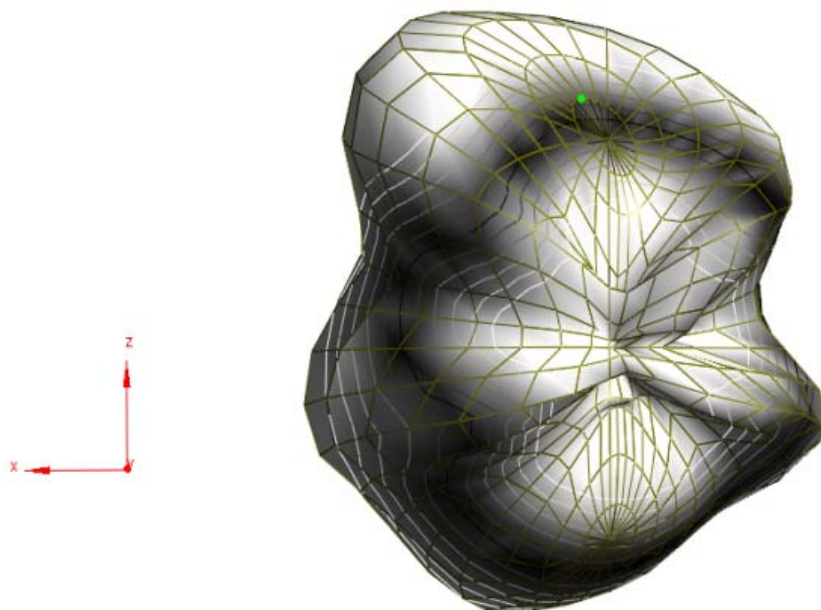
ა)

ბ)

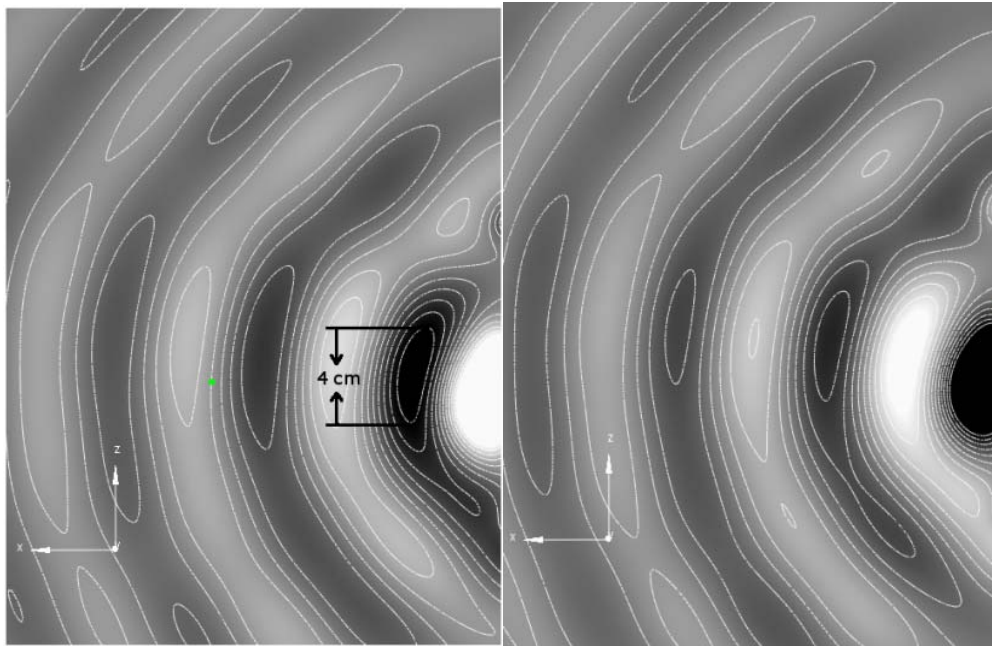
სურ. 5.2.1 ა) “შებრუნებული” ორიენტაცია, ბ) “სტანდარტული” ორიენტაცია.

20 მმ დაშორებაზე IFA ანტენა გამოიწვია უფრო მაღალი ტემპერატურის ზრდას ვიდრე იგივე ანტენა 10მმ-ზე. ასეთი შედეგი არის მოულოდნელი, რადგან ყველა სხვა გამოთვლებისათვის დისტანციის გაზრდისას ტემპერატურის ზრდის და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები მცირდებოდნენ. აღწერილი შემთხვევა იქნა დეტალურად შესწავლილი.

პირველი ფაქტორი, რომელიც არ იყო გათვალისწინებული პროექტის შედგენისას არის ანტენების გამოსხივების დიაგრამა. ახლო ველი და გამოსხივების დიაგრამები მოყვანილია სურ. 5.2.1 და სურ 5.2.3-ზე.

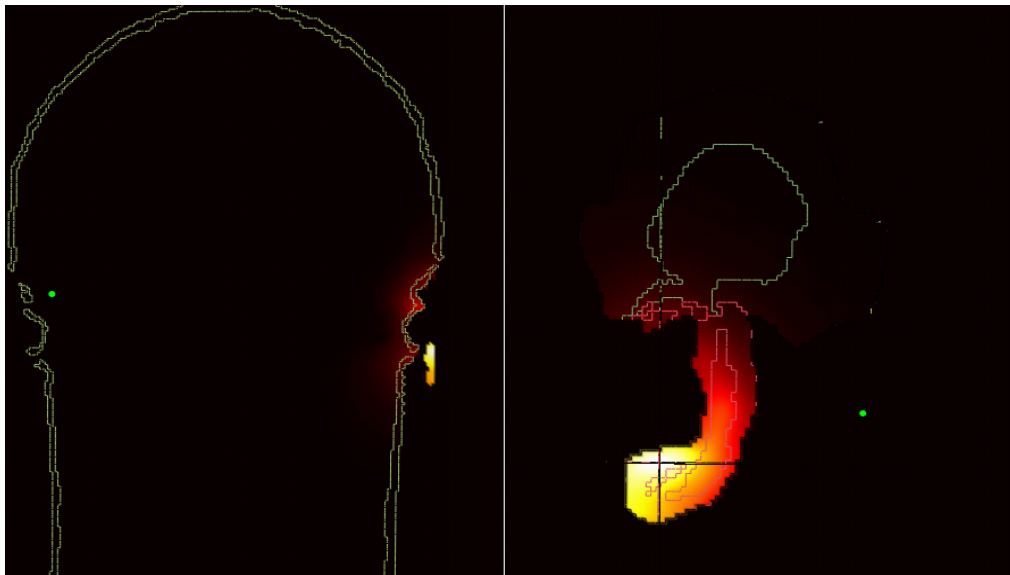


სურ. 5.2.2 ანტენის გამოსხივების დიაგრამა



სურ. 5.2.3. ახლო ველის განაწილება IFA ანტენისათვის. ანტენა არ არის ნახვენები

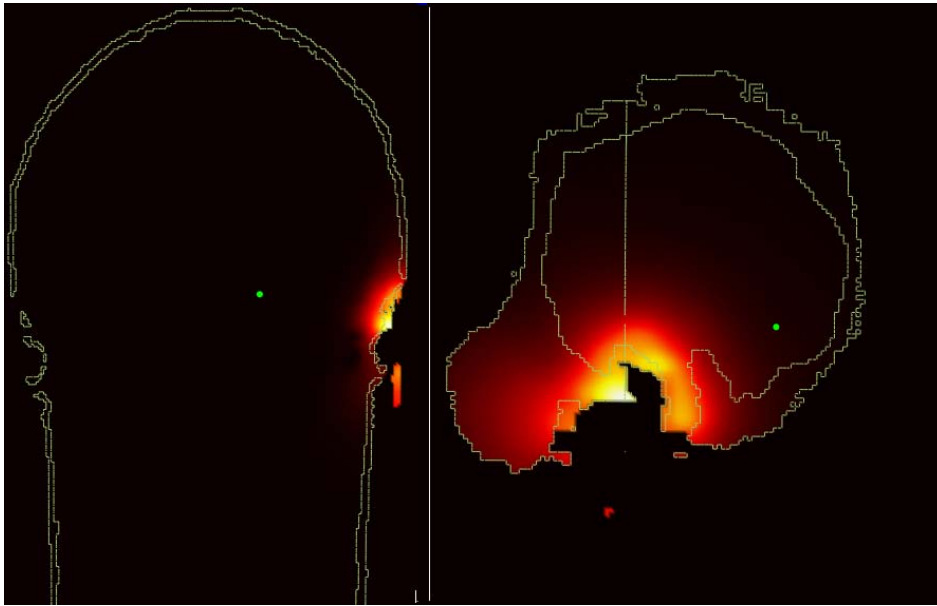
ახლო ველის განაწილება არაერთგვაროვანია. ზოგიერთი მიმართულებით ველი ვრცელდება უკეთესად, ხოლო ზოგიერთი მიმართულებით უფრო ცუდად. ნახ. 5.2.3-დან ჩანს რომ ველი კონცენტრირდება სივრცის მცირ არეში. ნახატზე შესაბამისი არის ფართობია 1×4 სმ. როდესაც სხეული მოთავსებულია დიდი ენერჯის კონცენტრაციის მქონე არეში, ტემპერატურის ზრდა არის გაცილებით დიდი.



a)

b)

სურ. 5.2.4 ტემპერატურის ნაზრდი შეცვლილი პოზიციისათვის. მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდი მდებარეობს ყურის ბიბილოში. ა) XOZ slice b) YOZ slice.



ა)

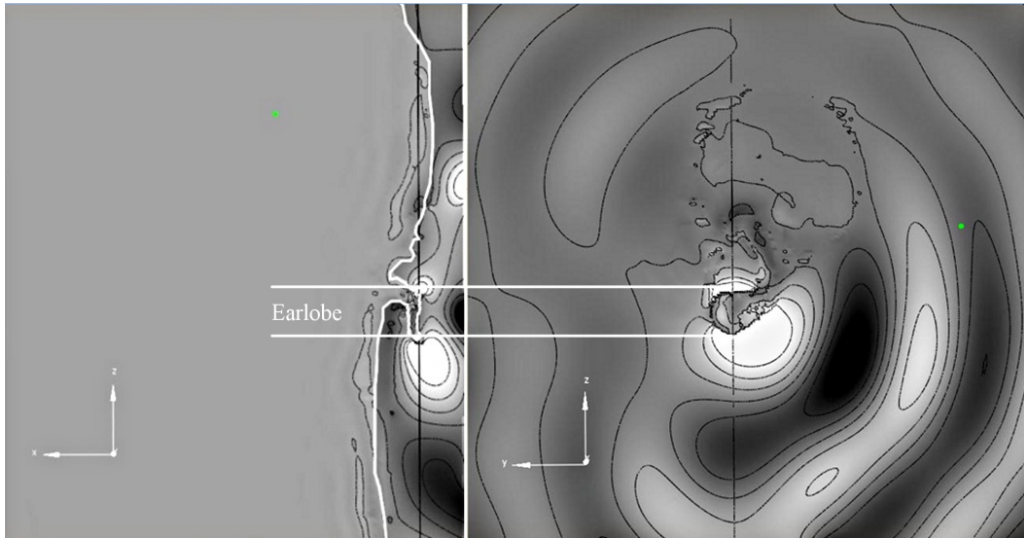
ბ)

სურ. 5.2.5 ტემპერატურის ნაზრდი ანტენის საწყისი პოზიციისათვის. მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდი მდებარეობს თავის ზედაპირზე.

ა) XOZ slice - კვეთა ბ) YOZ კვეთა.

ამავე დროს, თუ ანტენის მდებარეობა იცვლება, ასევე იცვლება ამ არის მდებარეობა და ანატომიურ მოდელში ველის მნიშვნელობები. ასეთ შემთხვევებში ანტენის მცირე წანაცვლება, მაგ. 1სმ, გამოიწვევს შედეგების მკვეთრ ცვლილებას. სურ. 5.2.4 და სურ. 5.2.5 განსხვავებული მიღებული შედეგები გამოწვეულია მაქსიმალური SAR -ის მდებარეობის შეცვლით, რადგან მოდელის სხვადასხვა წერტილში სითბური ნაკადი ზედაპირიდან განსხვავდება. ერთი შემთხვევისათვის მაქსიმალური SAR-ი და ტემპერატურის ზრდა შეიძლება იყოს ბიბილოში, ხოლო მეორესათვის კი თავის ზედაპირზე (სურ. 5.2.4, სურ 5.2.5) ასეთ შემთხვევებში ორ პროექტს შორის, რომლებსთვის SAR-ის მნიშვნელობა მკვეთრად არ განსხვავდება, ტემპერატურის მატება შეიძლება განსხვავდებოდეს 100%-ით. ასეთი სხვაობა დაიკვირვებოდა 3700 მგკ-ზეც.

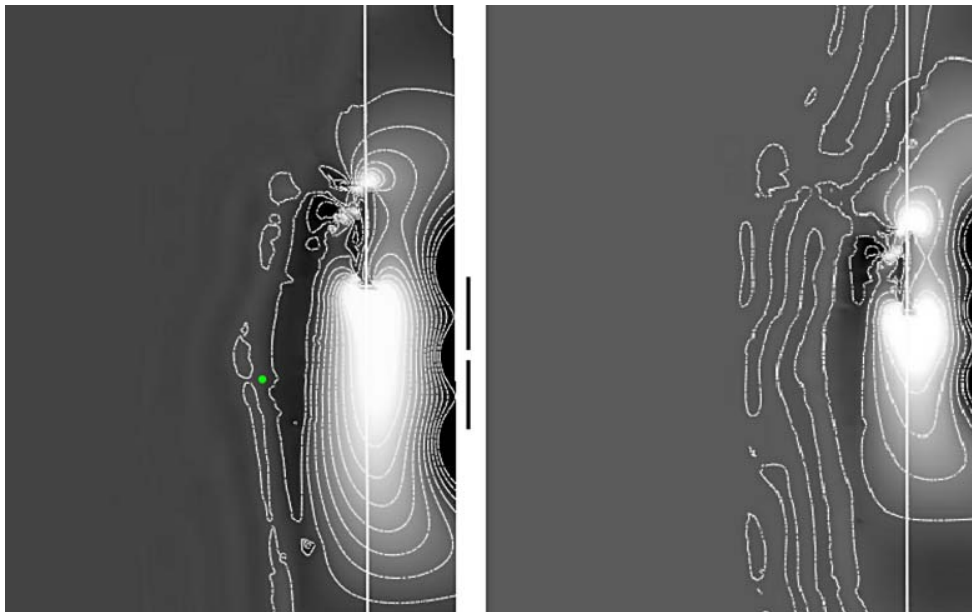
მეორე ფაქტორი, რომელიც არ იყო გათვალისწინებული გამოთვლების დროს, არის შესაძლო რეზონანსი სისტემაში “თავი-ყური-ანტენა”. აღმოჩნდა, რომ მაღალ სიხშირეებზე ტალღის ზომა თანაფარდია ანტენის და თავის მანძილისა. 6000 მგკც სიხშირეზე ტალღის სიგრძეა 5სმ. როდესაც სისტემაში ჩნდება რეზონანსი მკვეთრად იზრდება ველის მნიშვნელობები და გამოთვლების დრო. სურ. 5.2.6-ზე ნაჩვენებია, რომ ველის კონცენტრაცია ბიბილოს გარშემო არის ძალიან დიდი. შესაძლო რეზონანსი, მიმართული გამოსხივების დიაგრამა და ანტენის მდებარეობის ცვლილება გამოიწვევს ამონახსნის არასტაბილურობას. ასეთი არასტაბილურობა არსებობს არა მარტო რთული ანტენებისათვის. იგივე ცვლილები განიხილებოდა დიპოლური ანტენისათვის. ნახ. 5.2.7-დან ჩანს, თუ როგორ იცვლება ახლო ველის განაწილება დიპოლური ანტენის z ღერძის გასწვრივ 10 მმ წანაცვლების შემთხვევაში. მიღებული მაქსიმალური SAR-ის და ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები მკვეთრად განსხვავდებიან. 10გ SAR-ის მნიშვნელობა პირველი შემთხვევისათვის არის 3.61 W/kg, ხოლო მეორესთვის - 6.01 W/kg.



ა)

ბ)

სურ. 5.2.6 ახლო ველის განაწილება ა) XOZ კვეთა ბ) YOZ კვეთა



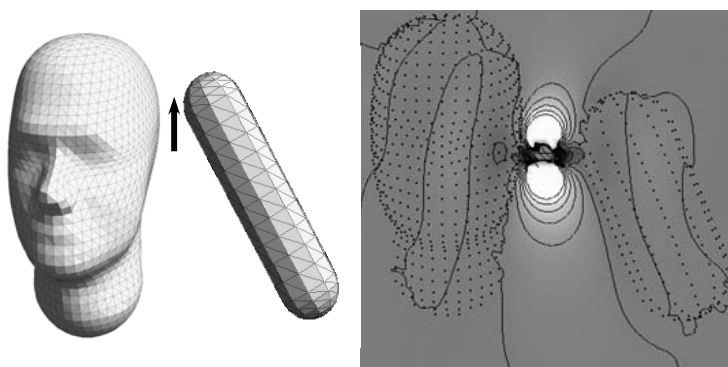
ა)

ბ)

სურ. 5.2.7. ა) ახლო ველი $\lambda/2$ დიპოლისთვის მგპ-ზე ბ) იგივე დიპოლი, წანაცვლებული 10მმ ზევით

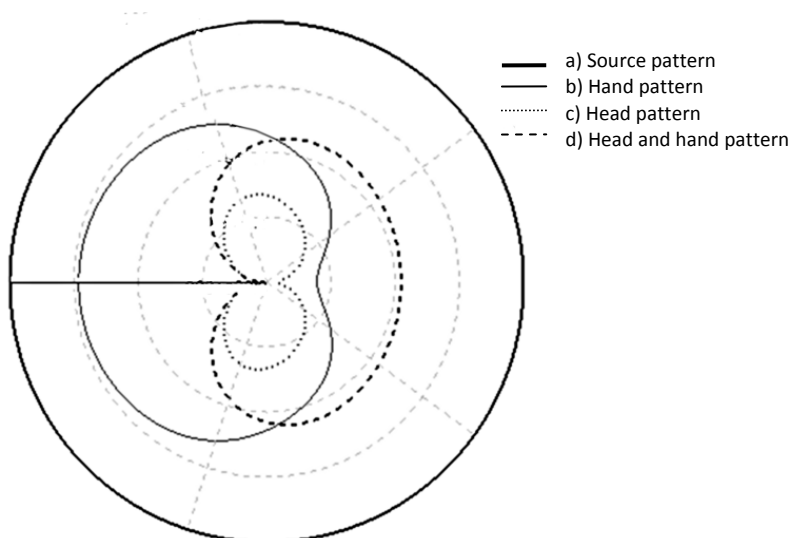
§ 5.3. ხელის არსებობის გავლენა მიღებულ შედეგებზე.

პროექტის მოთხოვნების თანახმად გამოთვლებში გამოიყენებოდა ადამიანის თავის მოდელი ხელის გაუთვალისწინებლად. ანტენები თავსდებოდა თავიდან სხვადასხვა დისტანციაზე. განხილული იქნა იდეალიზირებული თუ მოდელი. რეალურ ცხოვრებაში კი, მომხმარებელს უჭირავს მობილური ტელეფონი ხელით, რომელიც შთანთქავს ენერგიას და ცვლის გამოსხივების დიაგრამას. გამოთვლებმა აჩვენა რომ, ხელის გათვალისწინების შემთხვევაში SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები თავის მოდელში მკვეთრად მცირდება. ხელის არსებობის ზემოქმედება შესწავლილი იქნა MAS [28] მეთოდის საშუალებით, რომელიც იყო არჩეული თავისი სისწრაფის გამო.

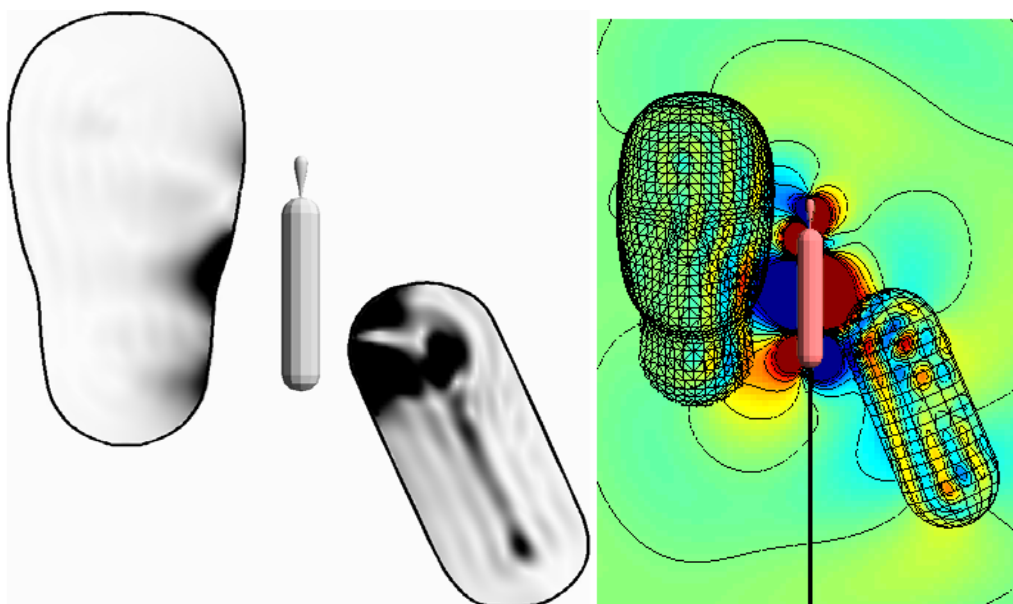


სურ. 5.3.1. თავისა და ხელის მოდელები, რომლებიც იყვნენ გამოიყენებული რიცხვით გამოთვლებში

სურ. 5.3.1-ზე მოყვანილია რიცხვით ექსპერიმენტებში გამოყენებული გეომეტრია. ისარი აღნიშნავს ანტენის მდებარეობას. MAS მეთოდის გამოყენებისათვის, თავის მოდელი არის გლუვი. სიმარტივისთვის თავი და ხელი შევსებულია კუნთის ქსოვილით.

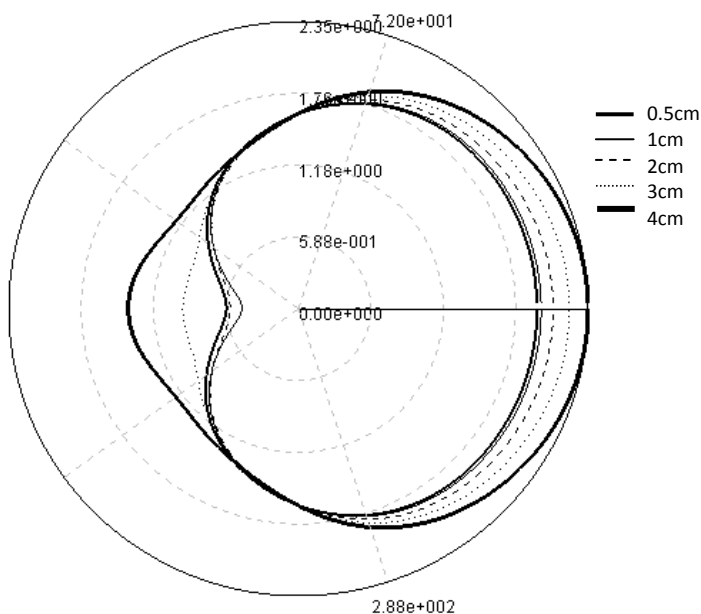


სურ. 5.3.2 გამოსხივების დიაგრამა სხვადასხვა შემთხვევისათვის. სურათიდან ჩანს, როგორ განსხვავდება გამოსხივების დიაგრამა სხვადასხვა მოდელებისათვის



სურ. 5.3.3. SAR-ის განაწილება თავში და ხელში

სურ 5.3.2.-დან ჩანს როგორ განსხვავდება გამოსხივების დიაგრამა სხვადასხვა მოდელებისათვის. თავი შთანქავს ენერგიას და ცვლის გამოსხივების დიაგრამას თავისკენ აღწევს ნაკლები ენერგია და თავში გამოწვეული ტემპერატურის მატებია მცირდება.



სურ. 5.3.4. გამოსხივების დიაგრამა დიპოლური ანტენის რამოდენიმე დაშორებისათვის

იმისთვის, რომ გამოთვლები ჩატარდეს უფრო რეალობასთან ახლო შემთხვევისათვის, საჭიროა მოდელში თავთან ერთად ხელის გამოყენებაც. სურ.

5.3.4 ნაჩვენებია როგორ იცვლება გამოსხივების დიაგრამა ანტენასა და დიპოლს შორის მანძილის ცვლილებისას. ყველა მანძილზე დიაგრამა ერთნაირია, ხოლო 4სმ-ის შემთვევაში განსხვავებულია. არაა გამორიცხული, რომ 4-სმ დაშორების მანძილზე მოცემული სისტემისათვის ეს მანძილი შეიძლება იყოს რეზონანსული.

§ 5.4 მე-5 თავის დასკვნა

მესუთე თავში ნაჩვენებია, რომ ემ დასხივების მოდელირებისას გასათვალისწინებელია რამოდენიმე ისეთი ფაქტორი, რომელიც ადრე არ ითვლებოდა მნიშვნელოვნად [35].

1. ნაჩვენებია, რომ გამოთვლების ამონახსნი არასტაბილურია საწყისი პარამეტრების უმნიშვნელო ცვლილებების მიმართ.
2. მიმართული გამოსხივების დიაგრამა გამოიწვევს ამონახსნის არასტაბილურობას ანტენის მდებარეობის მიმართ.
3. რეზონანის შემთხვევაში მაქსიმალური ტემპერატურის მატება მკვეთრად იზრდება.
4. რეზონანსი შეიმჩნეოდა 6000 მკპ-ზე. სხვა სიხშირეებზე არასტაბილურობის ძირითადი მიზეზი იყო ანტენის მდებარეობის ცვლილება
5. ხელის არსებობა მკვეთრად ცვლის გამოსხივების დიაგრამას და ტემპერატურის ნაზრდისთვის მიღებულ მნიშვნელობებს.
6. მომხმარებლისათვის სასარგებლოა მობილური ტელეფონის გამოყენებისას აპარატის ადგილმდებარეობის ცვლილება.

დისერტაციის ძირითადი შედეგები გამოტანილი დასაცავად და დასკვნა:

პირველ თავში განხილულია პრობლემის თანამედროვე მდგომარეობა და აქტუალურობა და ასევე არსებული ლიტერატურის მიმოხილვა.

მეორე თავში განხილულ იქნა დისერტაციაში გამოყენებული მათემატიკური მეთოდები. შემოთავაზებული მიდგომა საშუალებას იძლევა როგორც სითბური, ასევე ემ. ამოცანის ამოხსნისათვის, იმავე სივრცულ ბაღეზე და ადვილად ხდება სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების გათვალისწინება სითბურ ამოცანაში.

მესამე თავში აღწერილია სისხლის მიმოქცევის მოდელირების ახალი მიდგომა. სიახლე შემოთავაზებული მოდელისა შედგება სისხლძარღვთა სტრუქტურის აგებისა და გამოანგარიშების ალგორითმისაგან კაპილარული სისხლის დინებისათვის, სითბოს გადატანისას ქსოვილში კონვექციით. მოდიფიცირებული (3.6.1) განტოლება საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ სხვა სითბური ეფექტი იმ სახით, რომელიც ახლოა არსებულ ქსოვილთან, ვიდრე პენეს მოდელში. (3.6.1) და (3.6.5) განტოლებათა სისტემა რჩება წრფივი, ასე რომ ტემპერატურის მატება შეიძლება დანორმირდეს სხვა SAR-ის მნიშვნელობებისათვის. მიღებული შედეგებიდან ჩანს, რომ სტატიკურ მდგომარეობაში მაქსიმალური ტემპერატურები პენეს განტოლებასთან შედარებით ფაქტიურად იგივეა. მაგრამ ტემპერატურა და ტემპერატურის მატება ემ დასხივების განმავლობაში გამოთვლილი მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების გათვალისწინებით მცირეა. გარდა ამისა ნაჩვენებია, რომ SAR ზრდისას მოდიფიცირებული მოდელის გათვალისწინებით ტემპერატურის მატება ასევე მცირეა.

მეოთხე თავში შესწავლილია სითბური ეფექტები დიპოლური, მონოპოლური, PIFA და Patch და Patch ანტენებისათვის ყველა აღნიშნულ სიხშირეზე. წარმოდგენილი იყო მაქსიმალური შთანთქმის კუთრი სითბო (SAR) და წარმოქმნილი ტემპერატურის ნაზრდი დიუკის თავში. ყველა განხილული ანტენა შედარებულია დიპოლურ ანტენებთან. ანტენის მდებარეობა რჩებოდა უცვლელად გამოთვლების განმავლობაში. შესაბამის სიხშირეზე გამოიყენებოდა სინუსოიდალური ტალღის სიგნალი. მაშასადამე, SAR-ისა და შესაბამისად, ტემპერატურის ნაზრდის მიღებული მაქსიმალური მნიშვნელობები შეესაბამებიან დროში უსასრულ დასხივებას.

ჩამოვყალიბეთ MMF WP8 პროექტის ფარგლებში მიღებული შედეგების ძირითადი დასკვნები [34]

1. ტემპერატურის ნაზრდის უმცირესი მნიშვნელობები შეიმჩნევა 900 და 1900 მგჰც სიხშირეებზე. (იხ. სურ. 4.3.2, 4.3.4)
2. ყველა ანტენისათვის განხილული იყო ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობა მდებარეობდა $0.1^{\circ}\text{C} - 7.78^{\circ}\text{C}$ შუალედში. ის შემთხვევები, როდესაც მიღებული იყო ტემპერატურის ნაზრდის მაღალი

- მნიშვნელობები შესწავლილ იქნა ცალ-ცალკე. 6000 მგ/კ სისშირეზე ტაღლის სიგრძე 5 სმ-ია. ამ სისშირეზე მანძილი ანტენასა და ყურს, ანტენასა და თავს შორის არის რეზონანსული. ასეთ შემთხვევებში შედეგად მიიღება ტემპერატურის ნაზრდის ნორმაზე უფრო მაღალი მნიშვნელობები.
3. დაბალ სისშირეებზე შეღწევის სიღრმე საკმაოდ დიდია, შედეგად შეიმჩნეოდა ელექტრომაგნიტური ველის ფოკუსირება, რომელიც კონცენტრირებული იყო მოდელის ერთ-ერთ ლოკალურ წერტილში. (იხ. სურ. 4.3.7). ასეთი “ცხელი წერტილები” შეიმჩნევა ტვინშიც. დეტალურმა ანალიზმა აჩვენა, რომ მათი მდებარეობები იცვლება ანტენის გადაადგილებით. მათი ზომები და მდებარეობა დამოკიდებულია თავის ზედაპირის სიმრუდეზე. დიდ ინტერესს წარმოადგენს ასევე ფოკუსირების ეფექტის შესწავლა ბავშვის მოდელზე.
 4. ყველა განხილული შემთხვევისათვის შეიმჩნევა კარგი კორელაცია 10გ SAR –სა და ტემპერატურის ნაზრდს შორის (იხ. სურ. 4.3.8 და სურ. 4.5.1).
 5. ასიმეტრიული გამოსხივების დიაგრამის გამო მონოპოლურმა ანტენებმა გამოიწვიეს უფრო მაღალი ტემპერატურის მატების მნიშვნელობა, დიპოლურ ანტენებთან შედარებით. მიუხედავად ამისა ისინი არიან ძალიან ახლოს ერთმანეთთან ადამიანზე ზემოქმედების თვალსაზრისით. ტემპერატურის მატება კი განსაზღვრულია უმეტესწილად ანტენის მდებარეობით.
 6. ბრტყელი ანტენების შემთხვევებში (Patch, PIFA და IFA ანტენები) “შებრუნებული” ორიენტაციის დროს შეიმჩნევა უფრო მაღალი ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობები, ვიდრე სტანტარული ორიენტაციის შემთხვევაში.
 7. ნაჩვენებია, რომ, გამოსხივების შედეგად გამოწვეული ტემპერატურის მატების მიმართ, “შებრუნებული” ორიენტაციის მქონე ბრტყელი ანტენები მსგავსია დიპოლური ანტენებისა.
 8. ტემპერატურის ნაზრდის ლოკალური მაქსიმუმი შეიმჩნევა 2450 მგ/კ სისშირეზე. ამ სისშირეზე შეღწევადობის სიღრმე უფრო დიდია, ვიდრე 3700 მგ/კ-ზე და მის ზევით. ამის მიზეზი შეიძლება იყოს ამ სისშირეზე მიკროტალღურ დუმილებში აღებული ოპერატიული სისშირე. რადგან ცნობილია, რომ მაღალი დიელექტრიკული შეღწევადობისა და გამტარებლობის არსებობა ცვლის გამოსხივების დიაგრამას და დიელექტრიკი შთანთქავს გამოსხივებული ენერჯის უფრო დიდ ნაწილს.
 9. გამოთვლებმა აჩვენა, რომ ხელის არსებობა ზეგავლენას ახდენს გამოსხივების დიაგრამაზე. ხელი შთანთქავს ელექტრომაგნიტური ველის ენერჯიას მის გასწვრივ, რის შედეგადაც ტემპერატურის ნაზრდის მნიშვნელობა ადამიანის თავის მოდელში მკვეთრად მცირდება.
 10. მანამ სანამ ჩატარდება მნიშვნელოვანი კვლევა, რომელშიც შესწავლილი იქნება ანტენის დასხივება ადამიანის მოდელზე, საჭიროა გამოკვლეული იყოს შედეგების დამოკიდებულება ანტენის მდებარეობაზე და მისი გამოსხივების დიაგრამაზე.
 11. IFA ანტენისათვის 20 მმ მანძილზე შეიმჩნევა რეზონანსის მოვლენა, რაც განაპირობებს მოულოდნელად ტემპერატურის მკვეთრ ზრდას.
 12. IFA ანტენისათვის მიიღება ტემპერატურის ნაზრდის უფრო მაღალი მნიშვნელობები, ვიდრე Patch და PIFA ანტენებისათვის. IFA ანტენისათვის რეზონანსი შეიმჩნევა 20 მმ დაშორების მანძილზე.
 13. 6000 მგ/კ სისშირეზე მიღებული შედეგები არასტაბილურია ანტენის ადგილმდებარეობის მიმართ. შემავალი პარამეტრების მცირე შეცვლითაც

შესაძლოა მნიშვნელოვნად შეიცვალოს მიღებული ტემპერატურის განაწილება.

მესუთე თავში ნაჩვენებია, რომ ე.მ დასხივების მოდელირებისას გასათვალისწინებელია რამოდენიმე ისეთი ფაქტორი, რომელიც ადრე არ ითვლებოდა მნიშვნელოვნად. სტაბილურობის ანალიზის ძირითადი დასკვნებია [35]:

1. ნაჩვენებია, რომ გამოთვლების ამონახსნი არასტაბილურია საწყისი პარამეტრების უმნიშვნელო ცვლილების მიმართ.
2. მიმართული გამოსხივების დიაგრამა გამოიწვევს ამონახსნის არასტაბილურობას ანტენის მდებარეობის მიმართ.
3. რეზონანის შემთხვევაში მაქსიმალური ტემპერატურის მატება მკვეთრად იზრდება.
4. რეზონანსი შეიმჩნეოდა 6000 მგჰც-ზე. სხვა სიხშირეებზე არასტაბილურობის ძირითადი მიზეზი იყო ანტენის მდებარეობის ცვლილება
5. ხელის არსებობა მკვეთრად ცვლის გამოსხივების დიაგრამას და ტემპერატურის ნაზრდის მიღებულ მნიშვნელობებს.
6. მომხმარებლისათვის სასარგებლოა მობილური ტელეფონის გამოყენებისას აპარატის ადგილმდებარეობის ცვლილება.

ჩატარებულმა კვლევამ ცალსახად დაადასტურა, რომ თანამედროვე საერთაშორისო უსაფრთხოების სტანდარტების მიმართ შესაბამისობაში მყოფი მობილური ტელეფონებით სარგებლობისას თერმული გადახურების მიერ გამოწვეული უარყოფითი ეფექტები საფრთხეს არ ქმნის.

გამოყენებული ლიტერატურა

- [1]H. H. Pennes, Journal of Applied Physiology, vol. 1, pp. 93-102, 1948
- [2]Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S and PiuZZi E 2003 Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10–900-MHz range IEEE Trans. Biomed. Eng. 50 295–304.
- [3]A.G. Johnson Liakouris, “Radiofrequency (RF) sickness in the Lilienfeld study: an effect of modulated microwaves”, *Arch. Environm. Health*, vol. 53, no. 3, pp. 236-238, May/June 1998
- [4]**Mikheil Prishvin**, Revaz Zaridze, Giorgi Bit-Babik, Antonio Faraone. Improved numerical modelling of heat transfer in human tissue exposed to RF energy. In print “Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine” DOI : 10.1007/s13246-010-0041-5
- [5]Kotte A, van Leeuwen G, de Bree J, van der Koijk J, Crezee H and Lagendijk J 1996 A description of discrete vessel segments in thermal modeling of tissues Phys. Med. Biol. 41 865–84.
- [6]Akimasa Hirata and Osamu Fujiwara, Modeling time variation of blood temperature in a bioheat equation and its application to temperature analysis due to RF exposure. Phys. Med. Biol. 54 (2009) N189–N196.
- [7]Mooibroek and Lagendijk, IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 38, no. 5, May 1991
- [8]V. Flyckt et. al, Phys. Med. Biol. 52, 2007
- [9]O.P. Gandhi, Q.X.Li, “temperature rise for the human head for cellular thelephones and for peak SRs prescribed in safety guidelines”, IEEE Trans. Microwave Theory and Technology, vol 49, N9 sept 2001, pp1607-1613
- [10]T. Samaras, P. Pegli, N.Kuster, “Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry”, Phys. Med. Biol. 45(2000)1-14
- [11]J.Wang, O. Fujiawara, “FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones”, IEEE Trans. Microwave Theory and Technology, vol 47, N8 Aug. 1999, pp1525-1534
- [12]P.Bernardi, M.Cavagnaro, S.Pisa, E.PiuZZi, ”Specific absorbtion Rate and Temperature increases in the head of Cellular-Phone user”, IEEE Trans. Microwave Theory and Technology, vol 48, N7, July. 2000, pp1118-1126
- [13]Hirata et al: “Temperature increase in the human head due to dipole antenna”, IEEE Trans on Electromagnetic Compatibility, vol 45, N1, feb.2003
- [14]P.Bernardi, M.Cavagnaro, S.Pisa, E.PiuZZi,, “Specific absorbtion rate an temperature evaluation in a subject exposes in Far-Fiels of Radio-Frequency Sources Operating in the 10-900-Mhz Range”, IEEE Trans. On Biomed. Eng. Vol. 50, N3, March 2003, pp. 295-304.

- [15] Li JX, Niu ZQ (1990) Introduction to the bioelectromagnetics (in Chinese). Press of Sian University of Electronic Science and Technology, Sian
- [16] ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to timevarying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, vol. 74, April 1998, pp. 494-522.
- [17] Salles AAA de (1999) Biological effects of microwave and RF. SBMO/IEEE MIT-S IMOC'99 Proceedings 51–55
- [18] Barnes FS (1977) Model for some nonthermal effect of radio and microwave fields on biological membranes. *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques* MTT-25, 742–746
- [19] ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to timevarying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, vol. 74, April 1998, pp. 494-522
- [20] ლ. შოშიაშვილი, 2006 თსუ. ცოცხალ ორგანიზმზე ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების მოდელირება
- [21] Alexander Razmadze "Investigation of Electromagnetic Field Exposure of Human Body". 2009 Tbilisi State University.
- [22] The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations Andreas Christ et al 2010 *Phys. Med. Biol.* 55 N23-N38
- [23] N. Kuster. IT'IS Foundation. <http://www.itis.ethz.ch/>.
- [24] H. H. Pennes, *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, pp. 93-102, 1948
- [25] Mooibroek and Lagendijk, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 5, May 1991
- [26] C. Buccella, V. De Santis, M. Feliziani, "Prediction of Temperature Increase in Human Eyes Due to RF Sources," *IEEE Transac. on EMC*, v.49, No 4, November 2007, pp. 825-833.
- [27] Mikhail Prishvin, Liana Manukyan, Revaz Zaridze. "Vascular Structure Model for Improved Numerical Simulation of Heat Transfer in Human Tissue", 20-th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility, January 12-16 2009, Zurich, Switzerland, Page(s): 261-264.
- [28] **R. Zaridze, G. Bit-Babik, K. Tavzarashvili, N. Uzunoglu, D. Economou. "Wave Field Singularity Aspects Large-Size Scatterers and Inverse Problems." *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 50, No. 1, January 2002, p. 50-58.**
- [29] A. Tikhonov, A. Samarski "Equations of Mathematical Physics" p. 459, Moscow 1966 (in Russian)

- [30] L. Shoshiashvili, A. Razmadze, N. Jejelava, R. Zaridze, L.G. Bit-Babik, A. Faraone. Validation of numerical bioheat FDTD model. Proceedings of XIth International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2006), October 11-13, 2006, Tbilisi, Georgia. pp. 201-204.
- [31] Bijamov, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Software for the electro-thermal simulation of the human exposed to the mobile antenna radiation", Proceedings of VIII-th International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2003), Lviv, Ukraine, September 23-25, 2003, pp.173-176. <http://www.ewh.ieee.org/soc/cpmt/ukraine/>
- [32] . R. Zaridze, N. Gritsenko, G. Kajaia, E. Nikolaeva, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, A. Bijamov, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Electro-Thermal Computational Suit for Investigation of RF Power Absorption and Associated Temperature Change in Human Body", 2005 IEEE AP-S International Symposium and USNC/URSI National Radio Science Meeting, July 3-8, 2005, Washington DC, USA. p. 175-178
- [33] L. Shoshiashvili, A. Razmadze, N. Jejelava, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone. "Validation of numerical bioheat FDTD model". Proceedings of XI-th International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2006), October 11-13, 2006, Tbilisi, Georgia. pp. 201-204.
- [34] M. Prishvin, L. Bibilashvili, R. Zaridze. Developing a Thermal Exemptions Rationale for Low-Power Transmitters. Accepted to JAE (Journal Of Applied Electromagnetism),
- [35] M. Prishvin, L. Bibilashvili, V. Tabatadze, R. Zaridze, Supplementary Analysis of RF Exposure Simulations of Low-Power Transmitters.

დანართი I სისხლზარღვების აგების გამოთვლითი კოდის პრინციპული მონაკვეთები

ყველა ერთი და იგივე დონის სისხლძარღვი იზრდება ერთდროულად მანამ, სანამ შეჩერების პირობა არ შესრულდება.

პროგრამის ნაწილი სადაც ხდება **სისხლძარღვთა სისტემის ჩამოყალიბება (ზრდა), მოცემულია შემდეგი სახით:**

```
while(cond)
{
    bool temp=false;
    int i=0;
    for(int j=0;j<CGeometry::getInstance()->
branches.size();j++)
    {
        if(CGeometry::getInstance()->branches[j]->
halted==STOP_NONE)
            {
                CGeometry::getInstance()->
branches[j]-> growByPoint();
                temp=true;
            }
    }
    cond=temp;
}
```

ფუნქცია **growByPoint()** გაზრდის მიმდინარე სისხლძარღვს ერთი ბიჯით

```
if(halted==STOP_NONE) //თუ სისხლძარღვის ზრდა არ არის შეჩერებული
{
    dvector temp;
    if(iCurLength==0) // თუ ვიყოფებით განშტოების წერტილში, მაშინ ეს
მიმდინარე წერტილი უნდა დაემატოს ფესვების სიას
        points.push_back(reper.position);
    temp=reper.move();

    CGeometry::getInstance()->points.push_back(temp);
    CSuperGrid::getInstance()->accept(temp);

    points.push_back(temp);
    iCurLength++;
    ending=temp;
    if((iNumOfPts==(iLength-1)) || halted==STOP_END)
```

```

    {
        if(halted!=STOP_END) halted=STOP_HALT;
        if(iCurLevel<=MAX_LEVELS&& iChildes>0)
        {
            for(int j=0;j < iChildes;j++)
            {
                CBranch* newChild=new
                CBranch(ending,iCurLevel+1,reper.calcReper(),
                type,this);
                CGeometry::getInstance()->
                branches.push_back(newChild);
                this->children.push_back(newChild);
            }
        }
        else
        {
            CGeometry::getInstance()->
            endings.push_back(ending);
            halted=STOP_HALT;
        }
    }
    iNumOfPts++;
}
return result;
}

```

როდესაც რეპერული წერტილი წაინაცვლებს ერთი ბიჯით, მიღებული წერტილი დაემატება სისხლძარღვთა წერტილების სიას, ან დაბოლოებების სიას თუ მისი ზრდა შეჩერებულია.

რეპერული წერტილის კლასის (**CReper**) რეალიზაცია:
 //კონსტრუქტორი

```

CReper::CReper(dvector _pos)
{
    position=_pos;
    init();
}
//მეორე კონსტრუქტორი
CReper::CReper(double _x,double _y, double _z)
{
    position=dvector(_x,_y,_z);
    init();
}

```

```

//ინიციალიზაციის ფუნქცია
void CReper::init()
{
    k=1.5;
    kapa=1.12;
    tau=dvector(0,-1,0);
    niu=dvector(1,0,0);
    beta=tau^niu;
    halted=STOP_NONE;
}

//სიმრუდის გამოთვლის ფუნქცია
double CReper::calcK()
{
    int minus=1;
    double mrand=rand();
    mrand/=RAND_MAX;
    if(RAND&&mrand<0.5) minus=-1;
    return (mrand-0.5)*k;
}

//გრესის გამოთვლის ფუნქცია
double CReper::calcKapa()
{
    int minus=1;
    double mrand=rand();
    mrand/=RAND_MAX;
    if(RAND&&mrand<0.5) minus=-1;
    return minus*(mrand-0.5)*kapa;
    //return kapa;
}

//ზრდის ფუნქცია
dvector CReper::move(void)
{
    double DSS=DS;
    dvector oldTau;
    dvector oldNiu;
    double k_=calcK();
    oldTau=tau;
    oldNiu=niu;

    niu=-tau*k_+beta*calcKapa()+niu;
    tau=k_*oldNiu+tau;
}

```

```

    tau=tau/abs(tau);
    niu=niu/abs(niu);
    beta=tau^niu;

    //////////////////////////////////////

    recalcDirections(ROT_SELF|ROT_GEO); //

    //////////////////////////////////////

    position=position+DSS*tau;
    //std::cout << "*";
    return position;
}
// შემთხვევითი კუთხით მოტრიალება
CReper CReper::rotate()
{
    double fi,psi,ksi;
    fi=0.4*M_PI_2*rand()/RAND_MAX;
    psi=0.4*M_PI_2*rand()/RAND_MAX;
    ksi=0.4*M_PI_2*rand()/RAND_MAX;
    return rotate(fi,psi,ksi);
}
//განსაძღვრული კუთხეებით მოტრიალება

CReper CReper::rotate(double fi, double psi, double ksi)
{
    dvector tau2,niu2,beta2;

    niu2=(cos(fi)*cos(psi)-sin(fi)*sin(psi)*cos(ksi))*niu+
        (sin(fi)*cos(psi) + cos(fi)*sin(psi)*cos(ksi))*tau+
        (sin(psi)*sin(ksi))*beta;
    tau2=- (cos(fi)*sin(psi)+sin(fi)*cos(psi)*cos(ksi))*niu-
        (sin(fi)*sin(psi)-cos(fi)*cos(psi)*cos(ksi))*tau+
        (cos(psi)*sin(ksi))*beta;
    beta2=(sin(fi)*sin(ksi))*niu - (cos(fi)*sin(ksi))*tau +
    cos(ksi)*beta;

    return CReper(tau2,niu2,beta2,position);
}
// მოტრიალება და ახალი შემთხვევითი წერტილის დაბრუნება
CReper CReper::calcReper()

```

```

{
    CReper _reper;
    if(FREE)
        return rotate();
    return _reper;
}
//ვექტორის მოტრიალება მოცემული ღეზის გასწვრივ

dvector CReper::rotateVector(dvector vec,dvector axis, double
angle)
{
    dvector zv=vec^axis;
    if(abs(zv)==0) return vec;
    return dvector(0,0,0);
}
// ახალი დათვლილი მიმართულების გამოთვლა არსებული ვექტორული ველის
გათვალისწინებით

void    CReper::recalcDirections(int rotType)
{
    dvector field=calcField(position,rotType);
    dvector psi=tau+field;
    dvector n=tau^psi;
    tau=tau+field;
    double length=abs(tau);
    if(length>0)
        tau=tau/length;
    double alfa=acos((psi*tau)/(abs(psi)*abs(tau)));
    if(alfa!=alfa)
        alfa=0;
    CBasis::rotateReper(this->niu,this->beta,this->tau,n,alfa);
}
//ვექტორული ველის დათვლა

dvector CReper::calcField(dvector point,int rotType)
{
    dvector sum=dvector(0,0,0);

    if(rotType&ROT_SELF)
    {
        sum=CSuperGrid::getInstance()->
        calcField(point,ROT_SELF);
    }
}

```

```

    if(rotType&ROT_GEO)
    {
        sum=sum+CSuperGrid::getInstance()->
            calcField(point,ROT_GEO);
    }
    return sum;
}

// სვაროს მიერ შექმნილი ველი
dvector CReper::calcSourceField(dvector point,dvector source,int
source_type)
{
    int mult=SRC_GEO;
    if(source_type==SRC_GEO)
        mult=MULT_GEO;
    if(source_type==SRC_SELF)
        mult=MULT_SELF;
    if(source_type==SRC_ENDS)
        mult=MULT_ENDS;

    dvector R=point - source;
    double length=abs(R);
    if(length<mult*DS&&length>0)
        R=(1/abs(R))*R;
    else
        R=dvector(0,0,0);
    return R;
}

```

CSuperGrid კლასის ძირითადი ფუნქციების რეალიზაცია

//მოცემული ტიპის ველის გამოთვლა მოცემულ წერტილში

```

dvector CSuperGrid::calcField(dvector point, int rot_type)
{
    dvector sum;
    if(rot_type&ROT_SELF&&points.size(>0)
    {
        for(int i=0;i<points.size();i++)
        {
            double r = abs(point-points[i]);
            if(r>0&&r<DS*MULT_SELF)
                sum=sum+
calcSourceField(point,points[i],SRC_SELF);
        }
    }
}

```

```

if(rot_type&ROT_GEO&&geometry.size(>0)
{
    for(int i=0;i<geometry.size();i++)
    {
        double r = abs(point-geometry[i]);
        if(r>0&&r<DS*MULT_GEO)
            sum=sum+
calcSourceField(point,geometry[i],SRC_GEO);
    }
}
return sum;
}

```

//წყაროს ველის გამოთვლა მოცემულ წერტილში

```

dvector CSuperGrid::calcSourceField(dvector point,dvector
source,int source_type)
{
    double mult;
    double length;
    switch(source_type)
    {
        case SRC_GEO: //სასაზღვრო წერტილების მიერ შექმნილი ველი
            mult=MULT_GEO;
            length=GEO_STRENGTH;
            break;
        case SRC_SELF: //ველი, შექმნილი სისხლძარღვთა მიერ
            mult=MULT_SELF;
            length=VELOCITY_STRENGTH;
            break;
        case SRC_ENDS: // ველი, შექმნილი დაბოლოებების მიერ
            mult=MULT_ENDS;
            break;
        default:
            mult=SRC_GEO;
            break;
    }
    dvector R=point - source;
    double len=abs(R);
    if(length>0)
        R=R/len;
    return length*R;
}

```

დანართი II სისხლის დინების ვექტორული ველის აგების ალგორითმის გამოთვლითი კოდის ძირითადი მონაკვეთები

(3.5.1) გამოსათვლელად გამოიყენება შემდეგი რიცხვითი კოდი

```
void CNumericalGrid::Run()  
{  
    bool stop=false;  
    while(!stop)  
    {  
        stop= Step();  
        CheckStability();  
    }  
}
```

//სანამ სტაბილურობის კრიტერიუმი არ დამაკმაყოფილდება, ხდება ვექტორული ველის იტერატიული გამოთვლა.

```
bool CNumericalGrid::Step()  
{
```

```
    float cur=0;  
    float max=0;  
    float avg=0;  
    float n_ofPts=(float) area->nx*area->ny*area->nz;  
    int ii,jj,kk;  
    bool stop=false;
```

```
    for(int i=minimax->start_x;i<minimax->end_x;i++)  
        for(int j=minimax->start_y;j<minimax->end_y;j++)  
            for(int k=minimax->start_z;k<minimax->end_z;k++)  
            {
```

```
                //სამმაგი ციკლი, რომელშიც ხდება ველის დათვლა ყველა უჯრედისათვის
```

```
                if(cells[i][j][k]!=0&&sources[i][j][k]==0)  
                    newVelocity[i][j][k]=currentVelocity[i][j][k] +  
                    dt*CalcVelocity(i,j,k);
```

```
                //თუ წერტილში არ არის სიცარიელე, და იგი არ მიექუთვნება წყაროებს
```

```
                if(IsBoundary(i,j,k))  
                    KillNormalComponents(i,j,k);
```

```
                //სასაზღვრო წერტილებისათვის ნულდება სიჩქარის ნორმალური კომპონენტა
```



```

        cur=abs(currentVelocity[i][j][k]);
        if(cur>max)
            max=cur;
        if(cur != cur)
            cur=0;
        avg+=cur/n_ofPts; //საშუალო მნიშვნელობის გამოთვლა
        maxVelocity=max;

    _time++;

if(_time%10==0)
{
    float mult=avg<average?10:-1;
    stop=mult*(average-avg) < Config::StabilityCriterium*avg;
    average=avg;
    //ყოველ მეათე ბიჯზე შემოწმდეს სტაბილურობის კრიტერიუმი
}
    swapPointers(); //სასრული სხვაობების დროის მიმდინარე და მომოვალი
დროის მომენტ მიმთითებლების შეცვლა
return stop;
}

```

ვექტორული ველის გამოთვლა ფუნქცია

```

fvector CNumericalGrid::CalcVelocity(int i, int j, int k)
{
    fvector velocity;
    velocity=Derive(currentVelocity,i,j,k,2);
    return velocity;
}

```

// წარმოებულის გამოთვლის ფუნქცია, შესავალზე იღებს ბადის მიმთითებელს, კოორდინატებს და წარმოებულის რიგს

```

float CNumericalGrid::Derive(float*** cells, int_ijk, int level)
{
    CheckIndices(i, j, k);
    float value = 0;
    switch (level)
    {
    case 1: //პირველი რიგის წარმოებულო
        value =
            (cells[i + 1][j][k] + cells[i - 1][j][k]) / (2 * area->dx)+
            (cells[i][j + 1][k] + cells[i][j - 1][k]) / (2 * area->dy)+
            (cells[i][j][k + 1] + cells[i][j][k - 1]) / (2 * area->dz);
    }
}

```

```

        break;
    case 2: //მეორე რიგის წარმოებული
        value =
        (cells[i-1][j][k] + cells[i + 1][j][k]) / (area->dx * area->dx)+
        (cells[i][j-1][k] + cells[i][j + 1][k]) / (area->dy * area->dy)+
        (cells[i][j][k-1] + cells[i][j][k + 1]) / (area->dz * area->dz)

            - 2 * cells[i][j][k] / (area->dx * area->dx)
            - 2 * cells[i][j][k] / (area->dy * area->dy)
            - 2 * cells[i][j][k] / (area->dz * area->dz);
        break;
    }
    return value;
}

```

დანართი III სითბური სოლვერის გამოთვლითი კოდის პრინციპული მონაკვეთები

განტოლების (3.6.4 და 3.6.5) იტერატიული დათვლა ხდება კოდის ნაწილში:

```
void CGrid::run()
{
    while(simulationTime>0)
    {
        step(_gridArea);
    }
}
// ბიჯის ფუნქცია, რომელიც გამოიძახება იტერატიულად ტემპერატურის
// დასათვლელად
void CGrid::step(CArea *area)
{
    globalConvection=0;
    if(strictDt==0) //თუ დროითი ბიჯი არ არის მითითებული, ხდება მისი
გამოთვლა ნივთიერებების სითბური თვისებების მიხედვით
        dt=matsminimax.calcDt();

    for (int i=area->start_x;i<=area->end_x;i++)
        for(int j=area->start_y;j<=area->end_y;j++)
            for(int k=area->start_z;k<area->end_z;k++)
            {
                //ციკლი გარბის ბადის ყველა წერტილს
                if(cells[i][j][k]!=0)
                {
                    // თუ წერტილში არსებობს ნივთიერება
                    dT=calcHeat(i,j,k);

                    if(boundary[i][j][k]>0)
                    {
// საზღვარზე ვითვლით სასაძღვრო პირობით განსაზღვრულ ტემპერატურას
                        BoundaryExchange(i,j,k);
                    }
                    else
                    {
                        cellsNew[i][j][k]=
                            cellsCurrent[i][j][k]+dT;
                    }
                }
            }
    simulationTime-=dt;
    time++;
}
```

```

        swapPointers();
    }

```

ფუნქციაში **calcHeat** ხდება ტემპერატურის გამოთვლა დროის მომდევნო მომენტისათვის

```

float CGrid::calcHeat(int i, int j, int k)
{
    dT=0;
    TChange chage=TChange();
    dConvection=0;

    if(cells[i][j][k]>1) //we are inside
    {
        if(sarMult!=0) //თუ არსებობს სითბოს წყარო
            RoSAR=getRo(ijk)*getSar(ijk)*sarMult;
        T0=getT0(ijk);
        TbNew=calcTb(ijk); //სისხლის ტემპერატურის გამოთვლა
        bTb=0; //სისხლის მიმოქცევის წევრო
        CRo=getCRo(ijk);
        b=getB(ijk);
        calcDDs(ijk); //წარმოებულების მდგენელების გამოთვლა
        if(CRo!=0)
        {
            bTb=b*(T0-TbNew)*dt/(CRo);
            dT=(dt/(CRo))*
            (calcKTsum(ijk)+getK(ijk)*calcT2sum(ijk)+RoSAR +
            getAO(ijk)) - bTb ; //ტემპერატურის ცვლილების გამოთვლა
        }
    }
    if(bloodFlowEnabled==1) // თუ სისხლის მიმოქცევა ჩართულია
    {
        matsminimax.acceptBdT(bdT);
        if(abs(bloodField->getV(ijk))==0)
        {
            // თუ მოცემული წერტილი მიექუთვნება წყაროებს
            bloodNew[i][j][k]=initBloodTemp;
        }
        else
        {
            bloodNew[i][j][k]= TbNew + (CRo/4180000)*bTb ;
        }
    }
}
return dT;

```

```

}
სასლული სხვაობების გამოთვლა ყველა ფუნქციისათვის და მიმადტულისათვის
void CGrid::calcDDs(int_ijk)
{
    dpKx=Dp(&CGrid::getK,ijk,XX);
    dpKy=Dp(&CGrid::getK,ijk,YY);
    dpKz=Dp(&CGrid::getK,ijk,ZZ);
    dmKx=Dm(&CGrid::getK,ijk,XX);
    dmKy=Dm(&CGrid::getK,ijk,YY);
    dmKz=Dm(&CGrid::getK,ijk,ZZ);

    dpTx=Dp(&CGrid::getT0,ijk,XX);
    dpTy=Dp(&CGrid::getT0,ijk,YY);
    dpTz=Dp(&CGrid::getT0,ijk,ZZ);
    dmTx=Dm(&CGrid::getT0,ijk,XX);
    dmTy=Dm(&CGrid::getT0,ijk,YY);
    dmTz=Dm(&CGrid::getT0,ijk,ZZ);
}

```

უჯრედში შემოსული სისხლის ტემპერატურის (4.5.6) გამოთვლა

```

float CGrid::calcTb(int_ijk)
{
    if(bloodFlowEnabled==1)
    {
        float newTemp=getTb0(i,j,k);
        float volume=0;
        float totalVolume=0;
        float velocity=0;
        int index=0;
        BTChange btchange=BTChange();

        velocity=getVi(ijk,0); //X კომპონენტისათვის
        volume=dt*getSi(0)*abs(velocity)*velocityMult;
        if(velocity>0)
            index=-1;
        else
            index=1;
        newTemp+=(1/gridArea.v0)*(volume*(getTb0(i+index,j,k)-
getTb0(ijk)));

        //////////////////////////////////////
        velocity=getVi(ijk,1); //Y კომპონენტისათვის
        volume=dt*getSi(1)*abs(velocity)*velocityMult;

```

```

        if(velocity>0)
            index=-1;
        else
            index=1;
        newTemp+=(1/gridArea.v0)*(volume*(getTb0(i,j+index,k)-
getTb0(ijk)));
        velocity=getVi(ijk,2); //Z კომპონენტისათვის
        volume=dt*getSi(2)*abs(velocity)*velocityMult;
        if(velocity>0)
            index=-1;
        else
            index=1;
        newTemp+=(1/gridArea.v0)*(volume*(getTb0(i,j,k+index)-
getTb0(ijk)));
        return newTemp;
    }
    else
        return initBloodTemp;
}

```

```
float CGrid::calcT2sum(int i, int j, int k)
```

```

{
    float val=0;
    val+=(dpTx-dmTx)/gridArea.dx2;
    val+=(dpTy-dmTy)/gridArea.dy2;
    val+=(dpTz-dmTz)/gridArea.dz2;
    return val;
}

```

```
float CGrid::calcKTsum(int_ijk)
```

```

{
    float val=0;

    val+=(dpTx+dmTx)*(dpKx+dmKx)/(2*gridArea.dx);
    val+=(dpTy+dmTy)*(dpKy+dmKy)/(2*gridArea.dy);
    val+=(dpTz+dmTz)*(dpKz+dmKz)/(2*gridArea.dz);

    return val;
}

```

უნქციები, რომლების დასახელება იწლება "get"-ი აბრუნებენ მნიშვნელობებს, ამ ფუნქციებში გამოთვლა არ ხდება.

CArea კლასის პროტოტიპი. ამ კლასში აღწერილი რიცხვითი ბადეს კოორდინატები.

```
class CArea
{
```

```

public:
    int start_x,end_x,start_y,end_y,start_z,end_z;
    float min_x, min_y, min_z, max_x, max_y, max_z;
    float delta, dx, dy, dz,dx2,dy2,dz2;
    float v0;
    int nx, ny, nz;
public:
    CArea(void);
    CArea(int end_x,int end_y,int end_z);
    CArea(int start_x, int start_y, int start_z,int end_x,int
end_y,int end_z);
    CArea(float min_x, float min_y, float min_z, float max_x,
float max_y, float max_z, float delta);
public:
    fvector getPoint(int i, int j, int k);};

```