

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი



**ვერიკო ჯელაძე**

ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტი  
გამოყენებითი ელექტროდინამიკა

*ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის  
მოდელებზე მცირე მანძილებისთვის და ფართომასშტაბიანი  
სცენარებისთვის*

**ს ა დ ო ქ ტ ო რ ო დ ი ს ე რ ტ ა ც ი ა**

ხელმძღვანელები:

სადოქტორო პროგრამის და სამეცნიერო ხელმძღვანელი:  
ფიზ. მათ. მეცნ. დოქტორი, ემერიტუს პროფ.

რევაზ ზარიძე

სამეცნიერო თანახელმძღვანელი:  
ფიზ. მეცნ. დოქტორი

მიხეილ პრიშვინი



უნივერსიტეტის  
გამომცემლობა

თბილისი 2015 წელი

## მადლიერება

მინდა პატივისცემა გამოვხატო და მადლობა გადავუხადო ჩემს ხელმძღვანელებს ემერიტუს პროფ. რევაზ ზარიძესა და ფიზ. მეცნ. დოქტორ მიხეილ პრიშვინს სამეცნიერო თანამშრომლობისთვის; ასევე გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიის გუნდს მათი თანადგომისათვის.

ფინანსური მხარდაჭერისათვის მადლობას ვუხდის შოთა რუსთაველის ეროვნულ სამეცნიერო ფონდს, რომლის გრანტის (#30/09 – „RF დასხივებისა და ელექტრომაგნიტური დაბინძურების შესწავლა“, 05.2013 - 05.2015) ბაზაზეც შესრულდა ჩემი სადისერტაციო ნაშრომი; აგრეთვე, მერაბ ელიაშვილსა და მეცნიერთა მსოფლიო ფედერაციას (WFS) ერთწლიანი სტიპენდიისთვის (05.2013 – 05.2014).

ვერიკო ჯელაძე  
თბილისი, 2015 წ.

## სარჩევი

<b>შესავალი.....</b>	<b>5</b>
§1.1. პრობლემის აქტუალობა და მისი თანამედროვე მდგომარეობა.....	5
§ 1.2. არსებული კვლევების მოკლე მიმოხილვა.....	8
§ 1.3. კვლევის მიზანი, სიახლე და მნიშვნელობა.....	11
§ 1.4. ამოცანის დასმა .....	13
§ 1.4. სადისერტაციო ნაშრომის მოკლე მიმოხილვა .....	14
<b>თავი I. დისერტაციაში გამოყენებული კვლევის მეთოდოლოგია.....</b>	<b>16</b>
§1.1. შესავალი.....	16
§1.2. დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდი მაქსველის განტოლებისათვის. ....	16
§ 1.3. სითბური პროცესების რიცხვითი მოდელირება FDTD მეთოდით .....	20
§ 1.4. სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება ბიო-სითბოს განტოლებაში, მოდელირებული ბიო-სითბოს განტოლება .....	21
§ 1.5. დამხმარე გამომსხიველების მეთოდი (დგმ).....	26
§1.6. I თავის დასკვნა.....	31
<b>თავი II. ელექტრომაგნიტური ზემოქმედების შესწავლა სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით ქალისა და ბავშვის მოდელებისათვის FDTD მეთოდით.....</b>	<b>33</b>
§ 2.1. შესავალი.....	33
§ 2.2. არაერთგვაროვანი მოდელების მომზადება სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისთვის .....	33
§2.3. SAR-ისა და ტემპერატურის მატების შეფასება ქალისა და ბავშვის თავის არაერთგვაროვანი მოდელებისთვის დიპოლური ანტენით დასხივებისას.....	36
§2.4. SAR-ისა და ტემპერატურის მატების შეფასება ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან მთლიან მოდელებისთვის ბრტყელი ტალღით დასხივებისას.....	40
§2.5. II თავის დასკვნა .....	43
<b>თავი III. დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით ელექტრომაგნიტური ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის ერთგვაროვან მოდელზე ფართომასშტაბიანი სცენარებისთვის, როცა გამომსხიველები მოთავსებულია ადამიანის მახლობლად.....</b>	<b>44</b>
§ 3.1. შესავალი.....	44
§ 3.2. დგმ-ის გამოყენება ფართომასშტაბიანი სცენარისთვის, როდესაც გამომსხიველები მდებარეობს ადამიანის თავთან.....	45
§ 3.3. ზედაპირის გამჭვრივალობის მოდელირება დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით (დგმ).....	48

§ 3.4. დამხმარე გამომხივებლების მეთოდითა და FDTD მეთოდის გამოყენებით მიღებული შედეგების შედარებითი ანალიზი .....	52
§ 3.5. ელექტრომაგნიტური დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარების გამოკვლევა	56
§3.6. III თავის დასკვნა .....	62
<b>თავი IV. დამხმარე გამომხივებლების მეთოდით საბაზო სადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველის ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის ერთგვაროვან მოდელზე დიდმასშტაბიანი სცენარებისთვის. ....</b>	<b>64</b>
§4.1. შესავალი.....	64
§4.2. საბაზო სადგურიდან გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველის დიფრაქციის ამოცანის ამოხსნა ოთახში მოთავსებული ადამიანის მოდელზე. ....	65
§4.3. პროგრამული პაკეტი .....	67
§4.4. ოთახის რეზონანსული თვისებების გამოკვლევა და მიღებული შედეგების ანალიზი .....	67
§4.4. IV თავის დასკვნა.....	74
<b>დისერტაციის ძირითადი შედეგები გამოტანილი დასაცავად .....</b>	<b>75</b>
<b>რეკომენდაციები მობილური კავშირით გამოწვეული საფრთხეების თავიდან ასაცილებლად.....</b>	<b>76</b>
<b>ლიტერატურა.....</b>	<b>78</b>
<b>დანართი.....</b>	<b>82</b>

## შესავალი

### §1.1. პრობლემის აქტუალობა და მისი თანამედროვე მდგომარეობა

ელექტრომაგნიტური (ემ) ველის აღმოჩენიდან სულ მცირე ხნის შემდეგ ადამიანმა დაიწყო ამ ველების ფართოდ გამოყენება ყოველდღიურ ცხოვრებაში. უკანასკნელი წლების განმავლობაში, ჩვენს ირგვლივ დაიმზირება ემ მოწყობილობების ზრდა, რომელთა რიცხვს მიეკუთვნებიან: ტელევიზორები, რადიომიმღებები, კომპიუტერები, მობილური კავშირგაბმულობის აპარატები და საბაზო სადგურები, მიკროტალღოვანი ღუმელები, რადარები, სამრეწველო, სამედიცინო, სავაჭრო დანადგარები და ა. შ. აქედან გამომდინარე, ურბანიზებულ რეგიონში მცხოვრები ადამიანი თითქმის მუდმივად იმყოფება სხვადასხვა წყაროების მიერ გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველების გავლენის ქვეშ. გარდა ამ ემ ფონისა, ასევე მნიშვნელოვანია უშუალოდ ადამიანის სიახლოვეს წარმოქმნილი ველების შესწავლა, სხვადასხვა ემ ხელსაწყოების გამოყენებისას, მათი შესაძლო მავნე ზემოქმედების თავიდან აცილების მიზნით. დღეისათვის განსაკუთრებით აქტუალურია მობილური ტელეფონების და სხვა უკაბელო კავშირის საკომუნიკაციო მოწყობილობების მიერ გამოსხივებული ემ ველების და მათი ადამიანზე შესაძლო გავლენის ეფექტების გამოკვლევა. ასევე აქტუალურია მედიცინაში, კლინიკურ გამოკვლევებში, გამოყენებული ემ ველების შესწავლა და უსაფრთხოების ნორმების დადგენა. კერძოდ, ბირთვული მაგნიტური რეზონანსის მოვლენა საფუძვლად უდევს მაგნიტური რეზონანსით ადამიანის ორგანოების სკანირებას, რაც გამოიყენება, მაგალითად, ავთვისებიანი სიმსივნეების დიაგნოსტიკისათვის.

ადამიანის სხეული და ზოგადად, ყველა ბიოლოგიური ორგანიზმი ურთიერთქმედებს რადიოსიხშირულ (RF) ელექტრომაგნიტურ ველთან და ეს ურთიერთქმედება შეიძლება განხილულ იქნას როგორც სამი პროცესის შედეგი:

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

ურთიერთქმედება ემ ველისა და ბიოლოგიურ ობიექტს შორის დამოკიდებულია გამომსხივებლის მახასიათებლებზე: სიხშირეზე, მის მდებარეობასა და ორიენტაციაზე ობიექტის მიმართ; გამოსხივებული ტალღის ფორმასა და ემ ველის ამპლიტუდურ მნიშვნელობაზე, ისევე როგორც ენერგიის შთანთქმისა და შენახვის უნარზე ბიოლოგიური ორგანიზმის მიერ. გარდა უკვე ჩამოთვლილი ფაქტორებისა, მნიშვნელოვანია დაცემული ტალღის სიგრძის ბიოლოგიური სისტემის გეომეტრიულ ზომებთან თანაფარდობა. ამიტომ მართებულია რადიოსიხშირული ემ ველის სპექტრის პირობითად სამ რეგიონად დაყოფა, რომელთა მიხედვითაც აღიწერება სხვადასხვა ფიზიკური ურთიერთქმედება დასხივების ამოცანის დროს.

1) სხეულის ზომები მცირეა ტალღის სიგრძესთან შედარებით, სიხშირეებისთვის 100 kHz - დან 10 MHz-მდე ( $\lambda > 30$  მ). ამ დროს ურთიერთქმედება ბიოლოგიურ სხეულთან სუსტია, მაგრამ მასში ველის ენერგიის შეღწევა დიდია, შესაბამისად შთანთქმა ხდება ყოველმხრივ ქსოვილების მიერ.

2) სხეულის ზომები, როგორცაა სიმაღლე და კიდურების სიგრძე, თავის ზომა და ა. შ. შეიძლება იყოს ტალღის სიგრძის რიგის, სიხშირეთა დიაპაზონში 10 MHz-დან 2 GHz-მდე ( $30 \text{ მ} > \lambda > 15 \text{ სმ}$ ). ამ სიხშირეთა დიაპაზონში ზოგიერთ სიხშირეზე დაიკვირვება რეზონანსულ მოვლენები, რის შედეგადაც სხეულის ქსოვილებში ადგილი აქვს შეღწეული ველის მკვეთრ ზრდას.

3) 2 GHz-სა და 300 GHz-ს ( $\lambda < 15 \text{ სმ}$ ) შორის ტალღის სიგრძე მცირეა სხეულის ქსოვილთან შედარებით და ურთიერთქმედება დაცემულ ველსა და სხეულს შორის ხასიათდება მცირე შეღწევით ქსოვილებში, რაც შესაბამისად გამოსახება იმ გარემოებაში, რომ დომინირებს ზედაპირული შთანთქმის ეფექტი.

ელექტრომაგნიტური ველის ენერჯის შთანთქმა განსაზღვრულია როგორც სიდიდე - შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტი (ვტ/კგ) (SAR - Specific Absorption Rate), რომელიც გვიჩვენებს დროის ერთეულში, მასის ერთეულის მიერ შთანთქმულ ენერჯიას. იმის მიხედვით, თუ რა მასაზე და როგორ არის იგი დათვლილი, SAR შეიძლება იყოს წერტილოვანი და სხვადასხვა მასაზე გასაშუალოებული. მთელი სხეულისთვის SAR-ის მნიშვნელობა შეიძლება გასაშუალოდეს ქსოვილის ყველა ტიპის მნიშვნელობის გათვალისწინებით, ან შეიძლება ლოკალიზებული მნიშვნელობების დათვლა თითოეული ორგანოს ან სხეულის ნაწილისათვის და სხვა. 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.

კვლევები აჩვენებს, რომ ემ ველით გამოწვეული ზემოქმედება შეიძლება საშიში იყოს ადამიანის ჯანმრთელობისთვის, და დღემდე, ეს ფაქტი ეჭვს არ იწვევს [1,2]. არსებობს ბევრი პუბლიკაცია, რომლებიც შეეხება მობილური ტელეფონის გამოსხივების ზეგავლენის ამა თუ იმ ასპექტს ჯანმრთელობასა და მეხსიერებაზე [3]. [4] ნაშრომში განხილულია “RF სინდრომის” პრობლემა, (დასხივების დაბალ დონეზე) როგორც ავადმყოფობა. ეს სინდრომი შეიცავს შემდეგ ნიშნებს: თავის ტკივილი, ემოციური არასტაბილურობა, გამოფიტვა, მეხსიერების დაქვეითება. ამ პრობლემებზე პასუხის გაცემა რთულია საიმედო დოზიმეტრიული მონაცემების არ არსებობის გამო. არსებული პუბლიკაციების თანახმად, შეგვიძლია გამოვყოთ ცოცხალ ორგანიზმზე ემ ველის ზემოქმედების ორი სახე - სითბური და ბიოლოგიური (არასითბური) ზემოქმედება (სითბური და არასითბური ეფექტი) [5].

სითბური ეფექტი იწვევს ქსოვილის გადახურებას ელექტრომაგნიტური ენერჯის შთანთქმის და მისი სითბურ ენერჯიაში გარდაქმნის შედეგად, რაც იწვევს ქსოვილის ტემპერატურის ზრდას. ორგანიზმში მიმდინარე მეტაბოლური და თერმორეგულარიაზაციის მექანიზმები ცდილობენ შეინარჩუნონ ნორმალური ტემპერატურა ქსოვილში და იცავენ მას გადახურებისაგან. მეორე მხრივ, როცა სხეული მოთავსებულია გარე საკმარისად მაღალი სიმძლავრის ველში, დასხივებული ველის ენერჯის შთანთქმის შედეგად, ქსოვილში ტემპერატურა შეიძლება გაიზარდოს და გადააჭარბოს უსაფრთხოების ნორმას. როგორც ცნობილია, უსაფრთხოების ნორმად მიღებულია, რომ ტემპერატურის მატება არ უნდა აღემატებოდეს  $1^{\circ}\text{C}$ -ს [5].

არასითბურ ეფექტებს მიეკუთვნება, მაგალითად, ემ ველის ზემოქმედების შედეგად გამოწვეული 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. ხშირად სითბურ და არასითბურ ეფექტებს ერთდროულად აქვთ ადგილი და ცხადია ერთმანეთზეც ახდენენ გავლენას. მიუხედავად ამისა, ისინი ხშირად ცალ-ცალკე არიან გამოკვლევების საგანი.

ელექტრომაგნიტური ველით გამოწვეული სითბური ეფექტების მნიშვნელობა ნაჩვენებია, მაგალითად, ნაშრომებში [6,7], სადაც გამოკვლეულია SAR და ტემპერატურის მატება თვალში სტიმულატორის იმპლანტაციისას და მაგნიტური რეზონანსის მეთოდით გამოკვლევისას. რამდენიმე აკადემიურ ინსტიტუტში, მათ შორის გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიაში (თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი), ჩატარებულმა კვლევებმა აჩვენა, რომ ტემპერატურის ზრდა კორელირებს SAR-ის მნიშვნელობებთან. ასევე ნაჩვენებია იქნა, რომ SAR-ის მნიშვნელობაზე მოქმედებს ტელეფონის და ხელის პოზიცია [8-18].

არასასურველი არასითბური ეფექტები უფრო ნაკლებადაა შესწავლილი თავისი სირთულის გამო. გამოკვლევები ძირითადად ექსპერიმენტულ ხასიათს ატარებს. დღეისათვის ვარაუდობენ არასითბურ ეფექტებს, რომლებიც შეიძლება გამოწვეული იყვნენ რადიოსიხშირული და მიკროტალღური გამოსხივებით: იონების კონცენტრაციის ცვლილება უჯრედის მემბრანებში, არასითბური ეფექტები პროტეინებში [19], იმუნურ სისტემებში. [20]-ში ნაჩვენებია, რომ 900 MHz სიხშირის მობილური ტელეფონით უწყვეტი დასხივებისას (დღეში 1სთ-ით, 7 დღე) ვირთხის სისხლში შეიძლება ადგილი ჰქონდეს მნიშვნელოვან ცვლილებებს, კერძოდ, ერითროციტების, ლეიკოციტების, თრომბოციტების და ჰემოგლობინის მოლეკულების რაოდენობის შემცირებას; სისხლის სიბლანტის და პლაზმის სიბლანტის სიდიდეების გაზრდას. ასევე, ბარანსკიმ და სხვ. აჩვენეს, რომ რადიოსიხშირულმა გამოსხივებამ, 5-10 მლვტ/სმ<sup>2</sup> სიმძლავრეებისათვის, შეიძლება გამოიწვიოს სისხლის უჯრედებისათვის ჰემოგლობინის მიმდებლობის შეცვლა. ბარნესმა [21] ასევე აჩვენა, რომ ზებრა თევზის ემბრიონის სიკვდილის მიზეზი შეიძლება იყოს ყოფილიყო ოსმოსური წნევის დისბალანსი, გამოწვეული 5-10 მვ/სმ ველით.

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

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 (საბაზისო) შეზღუდვები გამოხატულია სიდიდეებით, რომლებიც ახასიათებენ სხეულს და არ იზომებიან, მაგალითად SAR-ით.

მეორე ტიპის შეზღუდვები გამოხატულია სიდიდეებით, რომლებიც იზომებიან ადამიანის გარეშე, მაგალითად ელექტრული ველის ამპლიტუდის დონეები. არსებობს

თეორიები და მოსაზრებები, რომლებიც ადგენენ კავშირს ამ ორი ტიპის სიდიდეებს შორის. დღეისათვის მეტნაკლებად მეცნიერულად შესწავლილ ბიოლოგიურ ზემოქმედებად ითვლება სითბური ეფექტები და დღემდე არსებული რეკომენდაციები ძირითადად ეფუძნება სითბური ეფექტებით გამოწვეულ შეზღუდვებს. არსებული სტანდარტები არ ითვალისწინებენ ემ ველის ზემოქმედების არასითბურ ეფექტებს. ისინი გათვლილი არიან მხოლოდ სწრაფ ეფექტებზე და მხედველობაში არ იღებენ შესაძლებლობას, რომ ხანგრძლივი დასხივების განმავლობაში, მომხმარებელი შეიძლება აღმოჩნდეს საფრთხის ქვეშ. ამ ორი ფაქტორის გათვალისწინება კი რთულდება იმიტაც, რომ არ არსებობს საკმარისი ცალსახად დამადასტურებელი ემ ველის ზემოქმედების სტატისტიკა და საკმარისი ექსპერიმენტული მონაცემები.

რეკომენდაციები ძირითადად ეფუძნება ერთ წყაროს. ეს წყარო არის მსოფლიოს ჯანმრთელობის ორგანიზაცია (WHO - World Health Organization) [2], რომლის რეკომენდაციებიც თავის მხრივ ეფუძნება არამაიონიზირებელი რადიაციისგან დაცვის საერთაშორისო კომისიის (ICNIRP - Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) მიერ 1998 წელს გამოქვეყნებულ რეკომენდაციებს 300 GHz სიხშირემდე [7] და IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) სტანდარტებს [22].

შემუშავებულია SAR-ის დასაშვები ზღვრული მნიშვნელობები, რომელსაც უნდა შეესაბამებოდეს გასაყიდი მოწყობილობა. SAR-ის დასაშვები ნორმებია: ევროპაში – 0.08 ვტ/კგ მთელი სხეულისათვის და 2 ვტ/კგ–ზე სხეულის ცალკეული ნაწილებისთვის (თავისთვის), გამოსხივების დოზიდან გამომდინარე, რომელსაც შთანთქავს სხეულის 10 გ ქსოვილი. აშშ-ის კომუნიკაციების ფედერალური კომისიის (FCC - Federal Communications Commission) მიერ SAR-ის ნორმები გამკაცრებულია, შესაბამისად, 0.08 ვტ/კგ და 1.6 ვტ/კგ, გამოსხივების დოზიდან გამომდინარე, რომელსაც შთანთქავს სხეულის 1 გ ქსოვილი. ევროპის მიერ არსებობს დაშვება SAR-ის მნიშვნელობის გაზრდაზე 4 ვტ/კგ-მდე სხეულის ზოგიერთი ნაწილისთვის, მაგალითად, ხელებისთვის. ევროპული ნორმატივი გამოიყენება ევროპაში, იაპონიაში, კორეაში, რუსეთში და სხვა ქვეყნებში. აშშ-ის ნორმები კი აშშ-ში, კანადაში, ავსტრალიაში, ახალ ზელანდიაში და სხვა ქვეყნებში.

მობილური ტელეფონის მწარმოებლები ვალდებულნი არიან მომხმარებელს წარუდგინონ SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობა გამოწვეული კონკრეტული ტელეფონის მოდელის მუშაობით.

## § 1.2. არსებული კვლევების მოკლე მიმოხილვა

1998 წელს ჯანდაცვის მსოფლიო ორგანიზაციამ (WHO - World Health Organization) [2] მობილური კავშირგაბმულობის მოწყობილობების მწარმოებლებისგან მოითხოვა სპეციალური ფორუმის ორგანიზება (MMF - Mobile Manufacturing Forum) [1] პრობლემის გამოსაკვლევად, რომელიც დაკავშირებულია ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ადამიანზე შესაძლო ნეგატიურ ზემოქმედებასთან. ჩვენ, გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიის გუნდი, ამ კვლევებში ვმონაწილეობდით თითქმის 10 წლის მანძილზე, ორ ეტაპად [23]. ამ გამოთვლებისას, როგორც წესი, გამოიყენებოდა MRI სკანირების შედეგად ადამიანის არაერთგვაროვანი მოდელები: პირველ ეტაპზე „visible human model“ და შემდეგ კაცის, ქალის და ბავშვის



ანატომიური მოდელები. ეს მოდელები ცნობილია სახელით „Virtual Family“ [24], რომელსაც მსოფლიო მასშტაბით იყენებს მრავალი კვლევითი ჯგუფი. ქსოვილის ფიზიკური პარამეტრები [25,26] მიღებული იქნა დიდი რაოდენობა რიცხვითი გაზომვების (იხ. ლიტერატურული წყაროები [27]) შედეგად. ასეთი არაერთგვაროვანი მოდელების გამოყენებისას, ემ ველის შთანთქმის ამოცანის ამოსხნა შესაძლებელი იყო მხოლოდ დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდის გამოყენებით. ამ მიზნით, გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიაში შეიქმნა სპეციალური კომპიუტერული პროგრამული პაკეტი FDTD Lab, რომლის მეშვეობითაც განხორციელდა შესაბამისი კვლევები და გამოთვლილ იქნა ძირითადი მახასიათებლები: SAR და მაქსიმალური ტემპერატურის ნაზრდი თავის არეში [8-18].

არსებულ ლიტერატურაში საჭიროა აუცილებლად ვახსენო და მოკლედ მიმოვიხილო ლევან შოშიაშვილის [28], ალექსანდრე რაზმადისა [29] და მიხეილ პრიშვინის [30] დისერტაციები. ლ. შოშიაშვილის და ალ. რაზმადის დისერტაციების გამოკვლევების თემატიკა იყო დაკვეთილი კომპანია “მოტოროლას” და MMF/GMSA-ის კონსორციუმის მიერ და მთლიანად იყო მიძღვნილი მობილური ტელეფონების მიერ გამოსხივებული ემ ველის მომხმარებელზე ზემოქმედების გამოკვლევაზე. ლევან შოშიაშვილის დისერტაციაში ჩამოყალიბებულია დასმული ამოცანის შესწავლის რიცხვითი მეთოდების შესაძლებლობები, ანუ კომპიუტერული გამოკვლევების საშუალებები. მასში ვრცლად არის აღწერილი დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდი, დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი (MAS) და მათი ჰიბრიდული მეთოდები. აგრეთვე გამოსხივებული ემ ველის შეღწევა ისეთ რთულ გარემოში, როგორცაა ადამიანის სხეული. ლ. შოშიაშვილის ნაშრომის შესწავლის საგანი იყო დამკვეთების მიერ შემოთავაზებული ადამიანის არაერთგვაროვანი მოდელი “Visible Human Model” წარმოდგენილი 0.5 მმ-ის სიზუსტით. დისერტაციის ძირითადი მიზანი და შედეგი იყო სპეციალური პროგრამული პაკეტის FDTD Lab- ის შექმნა, რომლის დანიშნულებაა:

1. დასხივებული ემ ველის განაწილების პოვნა ადამიანის სხეულში.
2. ქსოვილში შთანთქმული ემ ველის ენერჯიის გარდაქმნა სითბურ ენერჯიაში (SAR-ის განაწილების პოვნა), და
3. ადამიანის სხეულში ემ დასხივების შედეგად გამოწვეული ტემპერატურის ცვლილების განსაზღვრა – თერმული ამოცანების ამოსხნა კომპლექსური სცენარებისათვის.

აღსანიშნავია, რომ შექმნილი პროგრამული პაკეტი FDTD Lab, ჩვენი უნივერსიტეტის, კერძოდ ლაბორატორიის საკუთრებას წარმოადგენს. მისი ხარისხი გახდა მიზეზი ჩვენი ჯგუფი აქტიურად ჩაბმულიყო საერთაშორისო კვლევებში და შემდგომი გრანტების მიღებაში. იგი აქტიურად გამოიყენებოდა და გამოიყენება დღესაც ემ დასხივების ამოცანების ამოსახსნელად.

ალექსანდრე რაზმადის დისერტაციის მთავარი მიზანი იყო ტემპერატურის ცვლილებასთან კორელაციის თვალსაზრისით SAR-ის გასაშუალოების საუკეთესო მასის შერჩევა, რადგან წერტილოვანი SAR-ის განაწილებას უმეტეს შემთხვევაში ქონდა ვიწრო პიკის სახე და სრულყოფილად არ ახასიათებდა ემ ენერჯიის შთანთქმის პროცესს ქსოვილში. სწორედ ამიტომ მის ნაშრომში განხილულია საკითხი, თუ რა სიდიდის გასაშუალოებული მასა (1გ თუ 10გ) უნდა იყოს მიღებული IEEE და საერთაშორისო სტანდარტად [13]. ამ დისერტაციის შესწავლის საგანი იყო დამკვეთების მიერ

შემოთავაზებული მობილური ტელეფონების და აგრეთვე კავშირგაბმულობაში გამოყენებული საბაზო ანტენების მიერ გამოსხივებული ემ ველის ადამიანზე ზემოქმედების შესწავლა რეალურთან ახლო სცენარებში. კონკრეტულად, როდესაც ადამიანი იმყოფება კედელთან და ბორცვის მიმდებარედ. მაგრამ უნდა აღინიშნოს რომ გამოთვლები ჩატარებულია მხოლოდ დაბალ სიხშირეებზე, არა უმეტეს 400 MHz-სა, რადგან შეზღუდული კომპიუტერული რესურსების გამო ეს საკითხი ვერ განვითარდა უფრო დიდი მასშტაბების სცენარების შესასწავლად და მაღალი სიხშირეების გასათვალისწინებლად. ა. რაზმადის დისერტაციაში ასევე 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 ქსოვილში კონვექციით.

მიხეილ პრიშვინის დისერტაციაში განხილულია, სწორედ ეს ასპექტი - სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება და FDTDLab პროგრამული პაკეტის შესაძლებლობების გაფართოება, რომელიც გულისხმობს სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებას ტრადიციულ პენეს ბიო-სითბოს განტოლებებში და მის მოდიფიცირებას. მასში შემოთავაზებულია ახალი ალგორითმი სისხლძარღვთა სტრუქტურის აგებისა და კაპილარული სისხლის დინების მოდელირების, რაც უზრუნველყოფს სითბოს გადატანას ქსოვილში კონვექციით. ეს მოდელი საშუალებას გვაძლევს დაწვრილებით შევისწავლოთ თერმული ეფექტი იმ სახით, რომელიც ახლოა ქსოვილში მიმდინარე პროცესთან, ვიდრე ტრადიციულ პენეს მოდელში. მიღებულმა გამოთვლებმა აჩვენა, რომ რომ სტატიკურ მდგომარეობაში მაქსიმალური ტემპერატურები პირობით პენეს განტოლებასთან შედარებით ფაქტიურად იგივეა. მაგრამ მაქსიმალური ტემპერატურის განაწილება და მატება ემ დასხივების განმავლობაში გამოთვლილი მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების გათვალისწინებით მცირეა [16]. ასევე ნაჩვენებია, რომ SAR-ის ზრდისას მოდიფიცირებული მოდელის გათვალისწინებით ტემპერატურის მატება ასევე მცირეა. შემოთავაზებული ალგორითმის მიხედვით აგებული არტერიული და ვენური კაპილარულ სისხლძარღვთა სისტემა, რომელიც საჭიროა არტერიიდან გამოსული სისხლი შედიოდეს ვენაში კაპილარების გავლით, დამოკიდებულია ადამიანის მოდელის დისკრეტიზაციაზე. ალგორითმის და რიცხითი მეთოდის სიზუსტის შესამოწმებლად გამოთვლები ჩატარებულია გამარტივებულ მოდელზე - კუბზე, რიცხითი და ანალიზური ამონახსნის შესადარებლად. უნდა აღინიშნოს, რომ შემოთავაზებული მიდგომა ადამიანის მოდელის შემთხვევაში, შემოწმებულია მხოლოდ მამაკაცის თავის მოდელზე 300 MHz სიხშირეზე, რაც ემ დასხივებისას თბოცვლის მექანიზმის სრულ სურათს არ აჩვენებს და დიდი რაოდენობის მონაცემთა ანალიზის საშუალებას არ იძლევა.

მ. პრიშვინის დისერტაციაში ასევე შესწავლილი იყო დამყარებული სითბური მოვლენები გამოწვეული დიპოლური, მონოპოლური, PIFA, IFA და Patch ანტენების გამოსხივების შედეგად. წარმოდგენილი იყო SAR-ისა და ტემპერატურის ნაზრდის მაქსიმალური მნიშვნელობები მამაკაცის მოდელის - „დიუკის“ თავში და ყველა განხილული ანტენა შედარებული იყო დიპოლურ ანტენასთან. ასევე განხილული იქნა მონაცემთა მდგრადობის ამოცანა და ნაჩვენები იქნა, რომ ემ დასხივების მოდელირებისას გასათვალისწინებელია რამოდენიმე ისეთი ფაქტორი, რომელიც ადრე არ ითვლებოდა მნიშვნელოვნად [31]. მაგალითად, გამოთვლების შედეგები არასტაბილურია ანტენის პარამეტრების უმნიშვნელო ცვლილებების მიმართ:

მიმართული გამოსხივების დიაგრამა გამოიწვევს ამონახსნის არასტაბილურობას ანტენის მდებარეობის მიმართ; რეზონანის შემთხვევაში მაქსიმალური ტემპერატურის მატება მკვეთრად იზრდება; ხელის არსებობა მკვეთრად ცვლის გამოსხივების დიაგრამას და ტემპერატურის ნაზრდისთვის მიღებულ მნიშვნელობებს; სწორედ ამიტომ, მომხმარებლისათვის სასარგებლოა მობილური ტელეფონის გამოყენებისას აპარატის ადგილმდებარეობის ცვლილება.

მიმოხილულ კვლევებში მიღებული შედეგები მეტად მნიშვნელოვანია ადამიანზე ამ დასხივების ზემოქმედების შესწავლის მიმართულებით.

### **§ 1.3. კვლევის მიზანი, სიახლე და მნიშვნელობა**

ემ ველის ადამიანზე ზემოქმედების პრობლემა სრულად კვლავ გადაუჭრელი რჩება, მიუხედავად მიღებული შედეგების დიდი რაოდენობისა და მათი მნიშვნელობისა. ცნობილ მონაცემებზე დაყრდნობით, შეუძლებელია გავაკეთოთ ზოგადი დასკვნები და შევადგინოთ სრულყოფილი რეკომენდაციები მობილური საკომუნიკაციო მოწყობილობების უსაფრთხო გამოყენებისათვის. არ არის გამოკვლეული მოვლენის ზოგადი ფიზიკური სურათი შემდეგი მიზეზების გამო:

1. გამოსხივების ტალღის სიგრძე თავის ზომის რიგისაა, ან მასზე დიდია (რაც შეესაბამება უკაბელო კავშირისთვის გამოიყენებულ სიხშირეს), რის გამოც, თავის არაერთგვაროვანი აგებულების დეტალიზაცია არ არის არსებითი გამოთვლებში.
2. FDTD მეთოდის გამოყენება მნიშვნელოვნად ზღუდავს კვლევის არეს, რომელიც საშუალებას იძლევა დეტალურად შევისწავლოთ მცირე არე მხოლოდ გადამცემი ანტენის და ადამიანის მოდელის გათვალისწინებით.
3. სხვადასხვა ადამიანის სხეულის ფორმა, ზომა დიდად განსხვავდება ერთმანეთისგან. ამიტომ, გამოსხივების რეალურ სცენარებში, ძნელია ზოგადი დასკვნების გაკეთება მხოლოდ ერთ კონკრეტულ ადამიანის მოდელზე დაყრდნობით.
4. საკვლევი არის შეზღუდული ზომის გამო, შეუძლებელია გავითვალისწინოთ ადამიანის გარშემო არსებული ობიექტები; გამოსხივებული ემ ველის მრავალჯერადი არეკვლა, მაგალითად, ოთახის კედლების მიერ. არ არის განხილული დიფრაქციისა და ინტერფერენციის მოვლენები მობილური ტელეფონის მომხმარებლის გარშემო არსებულ საგნებზე.

წარმოდგენილი სადისერტაციო ნაშრომი სწორედ ამ ხარვეზების აღმოფხვრას ემსახურება და წლების განმავლობაში გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიაში ემ დაბინძურების შესწავლის ფარგლებში ჩატარებული კვლევების შემდგომ გაგრძელებას წარმოადგენს. აქედან გამომდინარე, ემ დასხივების ადამიანზე ზემოქმედების ამოცანა სრულად არ არის გამოკვლეული.

წინამდებარე სადისერტაციო ნაშრომის მიზანია კომპიუტერული მოდელირების საშუალებით, ადამიანზე ემ დასხივების პროცესთან დაკავშირებული ფიზიკური მოვლენების უფრო ღრმა შესწავლა. კერძოდ, ადამიანის სხვადასხვა არაერთგვაროვანი დისკრეტული მოდელების განხილვა და მათში სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება

დასხივების მცირემასშტაბიან სცენარებში; ასევე ადამიანის გარშემო არსებული ობიექტების გათვალისწინება (კერძოდ, როცა ადამიანი იმყოფება შენობაში), დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარებში. აღნიშნული ამოცანები დაფუძნებულია კვლევაზე, რომელიც დაფინანსებულია შოთა რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერო ფონდის მიერ გრანტის #30/09 – „RF დასხივებისა და ელექტრომაგნიტური დაბინძურების შესწავლა“ ფარგლებში (15.05.2013 - 15.05.2015 წწ).

წარმოდგენილ ნაშრომში ადამიანის არაერთგვაროვან მოდელებზე კვლევა ტარდება FDTD მეთოდით, რომელიც საკმაოდ კარგ შედეგებს იძლევა. თუმცა, ფართომასშტაბიან დასხივების სცენარებში გამოყენებული მძლავრი გამოთვლითი აპარატი დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი (დგმ) საშუალებას გვაძლევს გამოვრიცხოთ ზემოთ ჩამოთვლილი ხარვეზები; განვიხილოთ ერთი ადამიანის მოდელი გასაშუალოებული პარამეტრებით და გავითვალისწინოთ მნიშვნელოვანი გარე ფაქტორები - გამოვიკვლიოთ შემთხვევა, როდესაც იგი იმყოფება არეში, რომელსაც გააჩნია ღია ნაწილი, მაგალითად, ფანჯრიან ოთახში. საუბარია, რაც შეიძლება რეალურთან მიახლოებული სცენარის განხილვაზე. უმეტესობა კედლებისა ჩვეულებრივ აშენებულია რკინაბეტონის მასალისაგან, ამიტომ მათ დიდი გავლენის მოხდენა შეუძლიათ ოთახში ემ ველის ფორმირებაზე, ზოგიერთ რეზონანსულ სიხშირეზე. ეს რეზონანსული სიხშირეები მობილური კავშირის სიხშირეთა დიაპაზონშია. ეს ნიშნავს, რომ როდესაც მომხმარებელი მობილური ტელეფონით კომუნიკაციის დროს იმყოფება შენობის შიგნით, ტელეფონით გამოსხივებული ველის ამპლიტუდა ძლიერდება კედლების მიერ მრავალჯერადი არეკვლის გამო. ამიტომ რეზონანსულმა ველმა ნაწილობრივ შთანთქმისას ადამიანში, რომელიც იმყოფება ოთახში, შეიძლება გაცილებით უარყოფითად იმოქმედოს მასზე, ვიდრე ღია სივრცეში. იმისათვის, რომ შესწავლილიყო ოთახის რეზონანსული თვისებები, საჭირო გახდა ემ ტალღებისადმი სხვადასხვა გამჭვირვალობის ოთახის ზედაპირის განხილვა. სპეციალურად ასეთი ამოცანის ამოსახსნელად, მოხდა დგმ-ის შემდგომი განვითარება და პირველად იქნა გამოყენებული სასურველი გამჭვირვალობის ოთახის კედლების დასამოდელირებლად.

ექსპერიმენტული გაზომვები ემ დასხივებისა ყველა კერძო შემთხვევებში ძვირი იქნებოდა და ზოგ შემთხვევაში საერთოდ შეუძლებელია. დოზიმეტრიის თვალსაზრისით, ამ შემთხვევაში კომპიუტერული მოდელირება ერთადერთი ხელმისაწვდომი საშუალებაა ადამიანზე ელექტრომაგნიტური დასხივების შესაფასებლად. მითუმეტეს, როდესაც საქმე ეხება ადამიანის სხეულს, სადაც შეუძლებელია ემ მიმღები სენსორის მოთავსება. ელექტრომაგნიტური პროცესების მოდელირების შესაძლებლობების გაფართოებას დიდი პრაქტიკული მნიშვნელობა აქვს. ყველა ჩვენთაგანს უფლება აქვს მიიღოს კითხვაზე პასუხი, არის თუ არა სახლი, სადაც ვცხოვრობთ; სკოლა, სადაც ბავშვები სწავლობენ, უსაფრთხო ელექტრომაგნიტური ფონის დაბინძურების თვალსაზრისით; დაცულია თუ არა უსაფრთხოების ნორმები მობილური ოპერატორების მიერ, როდესაც მეზობელი სახლის სახურავზე აყენებენ საბაზო სადგურების ანტენებს.

## § 1.4. ამოცანის დასმა

წარმოდგენილი სადისერტაციო ნაშრომი „ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის მოდელებზე მცირე მანძილებისთვის და ფართომასშტაბიანი სცენარებისთვის“, პირობითად შედგება ორი ნაწილისაგან.

I. ემ გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლაში ადამიანის მოდელებზე მცირე მანძილებისთვის გამოიყენება ადამიანის არაერთგვაროვანი მოდელები და ემ დასხივების მოდელირება ხდება FDTD მეთოდით. ამ შემთხვევაში, კვლევის მიზანია ემ დასხივების ზემოქმედების შეფასება ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან მოდელებზე ტრადიციული და მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებების გამოყენებით და მიღებული შედეგების შედარება. ხოლო ამოცანა მდგომარეობს შემდეგში: 1) ქალისა და ბავშვის თავის მოდელთან მოთავსებულია  $\lambda/4$  სიგრძის დიპოლური ტიპის ანტენა, 2) ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან სრულ მოდელებს ეცემა დროში ჰარმონიული ბრტყელი ტალღა და საძიებელია მისი გამოსხივების ენერჯის შთანთქმის შედეგად გამოწვეული ტემპერატურის მატების შეფასება ტრადიციული და მოდიფიცირებული (სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით) მოდელის გამოყენებით 300 MHz, 1900 MHz და 3700 MHz სიხშირეებზე. ამისათვის იხსნება ემ ველის დიფრაქციის (მაქსველის განტოლებების გამოყენებით) და ველის განაწილების დადგენა საკვლევ არეში, ხოლო შემდგომ ველის განაწილების გამოყენებით ხდება იმ შთანთქმული ენერჯის (SAR-ის პოვნა), რომელიც გადადის სითბოში. სითბური ამოცანა კი იხსნება ბიო-სითბოს გავრცელების განტოლების გამოყენებით. FDTD მეთოდის გამოყენება მოითხოვს საკმაოდ მძლავრ კომპიუტრულ რესურსს და გააჩნია საკმაოდ ხანგრძლივი თვლის დრო, ამიტომ იგი უფრო მეტად მოსახერხებელია მცირე ზომის არაერთგვაროვან გეომეტრიებზე კვლევების ჩასატარებლად. დასმული ამოცანა წარმოადგენს [30] დისერტაციის გაგრძელებას, რომელის მიმოხილვაშიც უკვე აღინიშნა, რომ სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით რიცხვითი ექსპერიმენტები ჩატარდა მხოლოდ გამატივებულ მოდელზე და მამაკაცის თავის არაერთგვაროვან მოდელზე, რაც მიღებული შედეგების სრულყოფილი ანალიზის საშუალებას არ იძლევა. შემოთავაზებულ ნაშრომში კი შესწავლილია ემ დასხივების ამოცანა ქალისა და ბავშვის როგორც თავის, ასევე სრულ მოდელებში სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას, რომელშიც საშუალებას გვაძლევს დავახასიათოთ თბოცვლის პროცესი სისხლსა და ქსოვილს შორის.

II. ე.მ. გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლა ფართომასშტაბიანი სცენარებისთვის გულისხმობს დასხივების სცენარს, როდესაც ადამიანი იმყოფება შენობაში. ამ კვლევის ამოცანაა ემ ველის დიფრაქციის ამოცანის ამოსხნა დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით (დგმ) ფანჯრიან ოთახში მოთავსებულ ადამიანის ერთგვაროვან მოდელზე, როცა ემ ველის წყარო მოთავსებულია ოთახში ადამიანის თავთან ახლოს (მობილური ტელეფონის მსგავსად) და ოთახის გარეთ (საბაზო სადგურის ანტენის გამოსხივების შემთხვევა) და საძიებელია დიფრაგირებული ველის განაწილების პოვნა ოთახის შიგნით და გარეთ, ველისა და SAR-ის განაწილების დადგენა ადამიანის მოდელისთვის 300 MHz, 450 MHz, 900 MHz და 1800 MHz სიხშირეებზე და შორი ველის დიაგრამის შეფასება. ასევე ხდება ოთახის სიხშირული მახასიათებლების აგება, რეზონანსული სიხშირეების პოვნა და ამ სიხშირეებზე SAR-ის

მკვეთრი ზრდის შეფასება, რაც შეიძლება საფრთხის შემცველი აღმოჩნდეს ადამიანისთვის. ამ კვლევაში განიხილება სხვადასხვა შემთხვევები: ოთახში ადამიანის მდებარეობის ცვლილებით და ოთახის კედლების სხვადასხვა გამჭვირვალობით. ოთახის ცვლადი გამჭვირვალობის კედლების მოდელირება დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდით კვლევის სიახლეს და დასმული ამოცანის მიზანს წარმოადგენს.

#### **§ 1.4. სადისერტაციო ნაშრომის მოკლე მიმოხილვა**

წარმოდგენილი სადისერტაციო ნაშრომი შედგება შესავალის, ოთხი თავისა თავისი დასკვნებით და რეკომენდაციებისგან, რომელიც მოყვანილია კვლევის ძირითადი შედეგების სახით. ახლავს გამოყენებული ლიტერატურა და დანართი.

სადისერტაციო ნაშრომის **შესავალში** მოცემულია პრობლემის აქტუალობა და მისი თანამედროვე მდგომარეობა, არსებული ლიტერატურის მიმოხილვა, ნაშრომის მიზანი, სიახლე და მნიშვნელობა და ამოცანის დასმა.

**პირველ თავში** მოყვანილია კვლევაში გამოყენებული მეთოდოლოგია. აღწერილია დროით არეში სასრული სხვაობების მეთოდი ელექტრომაგნიტური და სითბური ამოცანებისათვის, სისხლის მიმოქცევის მოდელირება და მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების მიღება სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისთვის და ასევე აღწერილია დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი დიფრაქციის ამოცანების ამოსახსნელად.

**მეორე თავში** შესწავლილია სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით ემ ველით დასხივებისას ძირითადი პარამეტრების შესაძლო ცვლილება. განხილულია ემ დასხივების ამოცანა არაერთგვაროვან ადამიანის მოდელებზე (კერძოდ, ქალისა და ბავშვის მოდელებზე) მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით, რომელიც ითვალისწინებს სისხლის მიმოქცევას და ასევე ტრადიციული პენეს ბიო-სითბოს განტოლებით. ამ ორი მიდგომით დათვლილია უშუალოდ ადამიანის ქსოვილის მიერ შთანთქმული ენერჯია (SAR) და ამ შთანთქმით გამოწვეული ქსოვილის ტემპერატურის მატება შემთხვევებისთვის, როცა ემ ველის წყაროს წარმოადგენს დიპოლური ანტენა და ბრტყელი ტალღა 300 MHz, 1900 MHz და 3700 MHz სიხშირეებზე. მოყვანილია მიღებული შედეგების ანალიზი.

**მესამე თავში** წარმოდგენილია ემ დასხივების ამოცანა ფართომასშტაბიანი სცენარების შემთხვევაში, როდესაც ფანჯრიან ოთახში მოთავსებულია ადამიანის ერთგვაროვანი მოდელი და მის თავთან ახლოს მდებარეობს ემ ველის გამომსხივებელი, მობილური ტელეფონის მსგავსად. ამ თავში შემოტანილია ახალი მიდგომა, რომელიც გულისხმობს დგმ-ის გამოყენებას ცვლადი გამჭვირვალობის ოთახის კედლების დასამოდელოებლად. მოყვანილია FDTD მეთოდისა და დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდების შედარება რამდენიმე შემთხვევისათვის და ნაჩვენებია კარგი თანხვედრა მათ შორის. განხილულია სხვადასხვა ემ დასხივების სცენარი ოთახში ადამიანის მდებარეობის, კედლების გამჭვირვალობის ცვლილებით და დათვლილია ახლო ველის განაწილება ოთახის შიგნით და გარეთ, ასევე ადამიანის მოდელის შიგნით. ასევე

დათვლილია შორი ველის დიაგრამა და შესწავლია ოთახის რეზონანსული თვისებები. ნაპოვნია SAR-ის განაწილებაც ადამიანის მოდელის თავში სხვადასხვა სიხშირეზე.

**მეოთხე თავში** განხილულია მობილური კავშირგაბმულობის საბაზო სადგურის მიერ გამოსხივებული ემ ველის დიფრაქციის ამოცანა ასევე ფართომასშტაბიანი სცენარის შემთხვევაში, ოთახში მოთავსებულ ადამიანზე. ამ შემთხვევაშიც განხილულია სხვადასხვა დასხივების სცენარი ოთახში ადამიანის მდებარეობის, კედლების სხვადასხვა გამჭვირვალობის ცვლილებით და დათვლილია ახლო ველის განაწილება ოთახის შიგნით და გარეთ, ასევე ადამიანის მოდელის შიგნით. აგებულია ოთახის სიხშირული მახასიათებლები და შესწავლილია მისი რეზონანსული თვისებები. დათვლილია შორი ველის დიაგრამა და ყველა შემთხვევისთვის ნაპოვნია SAR-ის განაწილება ადამიანის მოდელის თავში.

დისერტაციის ბოლო ნაწილში მოყვანილია ზოგიერთი რეკომენდაცია მობილური ტელეფონის შესაძლო მავნე ზემოქმედებისგან თავის დასაცავად, რომელიც დაფუძნებულია როგორც ამ ნაშრომში მიღებულ შედეგებზე და ასევე გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიო-ინჟინერიის ლაბორატორიაში უკვე არსებული გამოკვლევებით. დისერტაციას ახლავს დანართიც, სადაც წარმოდგენილია დიდმასშტაბიანი სცენარების დგმ-ზე დაფუძნებული პროგრამული კოდის მნიშვნელოვანი მონაკვეთი.

## თავი I. დისერტაციაში გამოყენებული კვლევის მეთოდოლოგია

### §1.1. შესავალი

როგორც ცნობილია, ზოგადად დიფრაქციის ამოცანა მდგომარეობს შემდეგში:  $\epsilon$ ,  $\mu$  დიელექტრიკული და მაგნიტური შეღწევადობის მქონე გარემოში მოთავსებულია  $S$  ზედაპირით შემოსაზღვრული სხეული და აგრეთვე ცნობილია მასზე დაცემული ელექტრომაგნიტური ტალღა  $U^i$ ; საჭიროა სივრცის ნებისმიერ წერტილში განვსაზღვროთ ელექტრომაგნიტური ველის  $\vec{E}, \vec{H}$  ვექტორები, რომლებიც აკმაყოფილებენ მაქსველის განტოლებებს და გამოსხივების პირობას უსასრულობაში; ეს ვექტორები აგრეთვე უნდა აკმაყოფილებდნენ სასაზღვრო პირობას გამბნევი სხეულის ზედაპირზე. ასეთი ტიპის ამოცანების ამოხსნის მეთოდები მრავალნაირია, მაგრამ იმისდა მიხედვით, თუ როგორია სხეულის სტრუქტურა, გეომეტრია ეფექტურია ერთი კონკრეტული მეთოდის გამოყენება.

წინამდებარე დისერტაციაში დასმული ამოცანათა კლასი იმდენად ფართოა რომ მხოლოდ ერთი მეთოდი არ იძლევა მათი სრულად და ოპტიმალურად ამოხსნის საშუალებას. დიფრაქციის ამოცანის ამოსახსნელად და დროში არასტაციონალური პროცესების შესასწავლად ისეთ არაერთგვაროვან, რთული ფორმის სხეულზე, როგორცაა ადამიანის სხეული, ვიყენებთ დროით არეში სასრული სხვაობების (FDTD) მეთოდს. ეს მეთოდი მოითხოვს საკვლევი არის დისკრეტიზებას და დროის ყოველ მომენტში მიმდინარე პროცესი განიხილება ერთდროულად საკვლევი ბადის ყველა უჯრედში. ამასთან, რაც უფრო დიდი სიზუსტით გვინდა ამოცანის ამოხსნა, ბადის დისკრედიზაციის ზომა მით უფრო მცირდება. ამიტომ FDTD მეთოდის გამოყენებისას შეზღუდულები ვართ განსახილველი არის დიდი ზომებისას, რაც საჭიროებს გამოთვლის საკმაოდ დიდ დროს და მძლავრ კომპიუტერულ რესურსს.

ხოლო ერთგვაროვანი და უბან-უბან ერთგვაროვანი მოცულობითი სხეულების შემთხვევაში დროში ჰარმონიული პროცესებისათვის აღსაწერად, რომელიც განხილულია დისერტაციის III და IV თავებში, უმჯობესია გამოყენებულ იქნას დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი (დგმ). ასევე ეს მეთოდი, FDTD მეთოდისგან განსხვავებით, მოსახერხებელია დიდმასშტაბიანი დასხივების სცენარების შესასწავლად, რომელიც მოიცავს მაგალითად შემთხვევას: როცა ადამიანი იმყოფება ოთახში, მის ახლოს მდებარეობს ე.მ. გამომსხივებელი და ვიხილავთ დიფრაქციის ამოცანას ასეთ სისტემაზე; დგმ ასევე საშუალებას იძლევა შევაფასოთ გამოთვლის ცდომილება, რაც FDTD მეთოდით შეუძლებელია.

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

დროით არეში სასრული სხვაობების მეთოდი (FDTD) [32] წარმოადგენს მაქსველის განტოლებების დისკრეტიზაციას ცენტრალური სხვაობების მეთოდით.



ამოცანა არის (2.1.1) განტოლებების დისკრეტიზაცია კომპიუტერული მოდელირებისათვის.

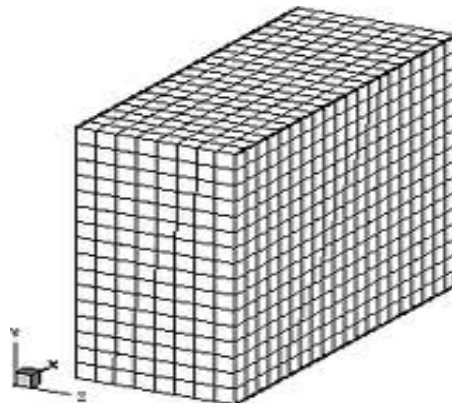
$$\begin{aligned} \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} &= -\nabla \times \vec{E} - \vec{M}; \quad \nabla \cdot \vec{D} = 0 \\ \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} &= \nabla \times \vec{H} - \vec{J}; \quad \nabla \cdot \vec{B} = 0 \end{aligned} \quad (1.2.1)$$

სადაც  $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$  და  $\vec{B} = \mu \vec{H}$ ;  $\epsilon$  - დიელექტრიკული შეღწევადობა,  $\mu$  - მაგნიტური ამთვისებლობა, რომლებიც მოიცემა შემდეგი სახით:  $\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$  და  $\mu = \mu_r \mu_0$ , სადაც  $\epsilon_r$  და  $\mu_r$  არის ფარდობითი, ხოლო  $\epsilon_0$  და  $\mu_0$  თავისუფალი სივრცისთვის ( $8,854 \cdot 10^{-12}$  f/m და  $4\pi \cdot 10^{-7}$  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  $\sigma$  და  $\sigma^*$  ელექტრიკული გამტარებლობა(სიმ/მ) და მაგნიტური დანაკარგები(ომი/მ). თუ ამ ფორმულებს შევითანთ (1.2.1)-ში და გადავწერთ მათ ინტეგრალური სახით მივიღებთ:

$$\oint_{C'} \vec{E} d\vec{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \iint_{S'} \vec{B} d\vec{s} - \iint_{S'} (\vec{M}_s + \sigma^* \vec{H}) d\vec{s} \quad (1.2.2)$$

$$\oint_{C'} \vec{H} d\vec{l} = \frac{\partial}{\partial t} \iint_{S'} \vec{D} d\vec{s} + \iint_{S'} (\vec{J}_s + \sigma \vec{E}) d\vec{s} \quad (1.2.3)$$

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: ვახდენთ (1.2.2-1.2.3) განტოლებების დისკრეტიზირებას სამგანზომილებიან ბადეზე (სურ. 1.2.1).



სურ. 1.2.1 სამგანზომილებიანი ბადე, სადაც ხდება განტოლებების დისკრეტიზაცია

განვსაზღვროთ მთავარი ბადე  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$  ზომის ბიჯის არჩევით. ფუნქცია  $f(x, y, z, t)$  გამოსახული ამ ბადის კიდეებში განსაზღვრულია დისკრეტულ კოორდინატთა სივრცეში როგორც:

$$f(x, y, z, t) = f(i \Delta x, j \Delta y, k \Delta z, n \Delta t) = f_{i,j,k}^n \quad (1.2.4)$$

ასეთი აღნიშვნები გვექნება ველების ყველა კომპონენტისა და ნივთიერების პარამეტრებისთვის.  $i, j, k$  - წარმოადგენენ სივრცულ  $(x, y, z)$  ინდექსებს,  $n$  დროით ინდექსს,  $N_x, N_y, N_z$  კვანძების რაოდენობა სივრცულ ბადეზე.

$$\begin{aligned} \Delta x_i &= x_{i+1} - x_i; i = 1, N_x - 1; \\ \Delta y_j &= y_{j+1} - y_j; j = 1, N_y - 1; \\ \Delta z_k &= z_{k+1} - z_k; k = 1, N_z - 1; \end{aligned} \quad (1.2.5)$$

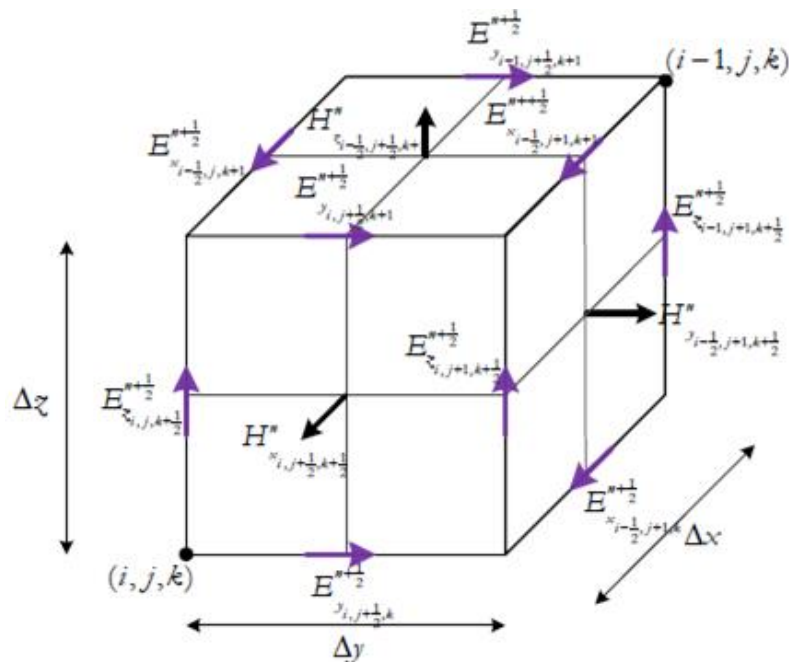
ელემენტარული უჯრედის ცენტრის კოორდინატები იქნება:

$$x_{i+1/2} = x_i + \Delta x_i / 2; y_{j+1/2} = y_j + \Delta y_j / 2; z_{k+1/2} = z_k + \Delta z_k / 2; \quad (1.2.6)$$

ხოლო ცენტრებს შორის მანძილი:

$$\Delta h_i = (\Delta x_i + \Delta x_{i-1}) / 2; \Delta h_j = (\Delta y_j + \Delta y_{j-1}) / 2; \Delta h_k = (\Delta z_k + \Delta z_{k-1}) / 2; \quad (1.2.7)$$

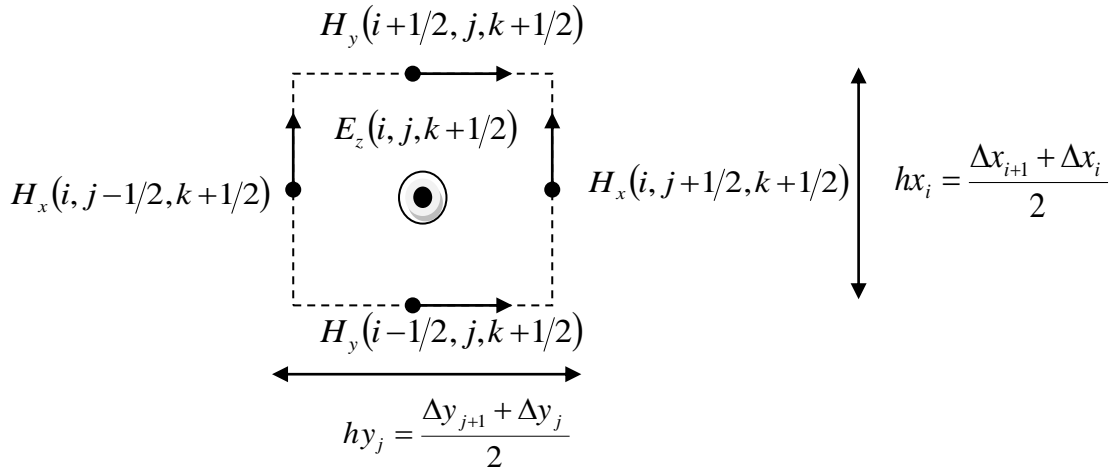
სურ. 1.2.2-ზე მოცემულია  $\vec{E}$  და  $\vec{H}$  ველების კომპონენტების განაწილება სამგანზომილებიან ბადეზე. ველები ალგორითმის თანახმად ნაწილდება ასე:  $\vec{E}$  ველები მოცემულია უჯრედის წიბოების ცენტრებში, ხოლო  $\vec{H}$  ველები კი უჯრედის წახნაგების ცენტრებში.



სურ. 1.2.2 E და H ველები

სურ. 1.2.2-დან Z ღერძის მართობი შუალედური ბადის ამოღებით მივიღებთ ქვემოთ მოცემულ სურათს, სადაც ველის  $E_z$  კომპონენტაა მოცემული.

ყოველი “უჯრედისთვის” ველის  $E_z$  კომპონენტის განახლება ხდება მისი მეზობელი ველების კომპონენტებით, აღებული დროის  $\frac{1}{2}$  ბიჯით უკან და შესაბამისი კომპონენტის საშუალებით წინა ბიჯზე. შემდეგ ვზრდით დროს დროითი ბიჯის ნახევარით და შესაბამისად ხდება  $\vec{H}$  ველის კომპონენტების განახლება.



$$\left( H_y\left(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}\right) - H_y\left(i-\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}\right) \right) \cdot hy_j + \left( H_x\left(i, j-\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}\right) - H_x\left(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}\right) \right) \cdot hx_i =$$

$$\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[ \frac{E_z^{n+1}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) - E_z^n\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right)}{\Delta t} \right] \cdot hx_i \cdot hy_j + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[ \frac{E_z^{n+1}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) + E_z^n\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right)}{2} \right] \cdot hx_i \cdot hy_j \quad (1.2.8)$$

საიდა

ნაც  $E_z^{n+1}$  - თვის მივიღებთ:

$$E_z^{n+1}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) = \left( \frac{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} - \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}}\Delta t} \right) \cdot E_z^n\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) + \left( \frac{2\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}}\Delta t} \right) \cdot$$

$$\left[ \frac{1}{hx_i} \left( H_y\left(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}\right) - H_y\left(i-\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}\right) \right) + \frac{1}{hy_j} \left( H_x\left(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}\right) - H_x\left(i, j-\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}\right) \right) \right] \quad (1.2.9)$$

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 გამოკვლევის საშუალებას იძლევა. დროითი ბიჯი გამოითვლება კურანტის პირობიდან:  $\Delta t \leq \frac{\delta}{c\sqrt{3}}$ , სადაც  $\delta$  მინიმალური სივრცითი ბიჯია ბადეზე.

სასრული სხვაობების მეთოდი ერთადერთი რიცხვითი მეთოდია, რომელიც გამოიყენება რთულ ანატომიურ მოდელებზე ე.მ. დასხვივების მოდელირებისას. ის

გვაძლევს საშუალებას ელექტრომაგნიტური და თერმული ამოცანების მოდელირებისას გამოყენებულ იქნას ერთიდაიგივე დისკრეტული ბადე.

სასრული სხვაობების მეთოდის ერთერთი ნაკლი არის ის, რომ არ არსებობს ამონახსნის სიზუსტის შეფასების მეთოდიკა. იმ ფაქტს, რომ ამოცანა არის სწორედ ამოხსნილი მიუთითებს მხოლოდ კრებადობის არსებობა.

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

### § 1.3. სითბური პროცესების რიცხვითი მოდელირება FDTD მეთოდით

სითბური პროცესების რიცხვითი მოდელირება დაფუძნებულია პენეს ბიო-სითბოს (1.3.1) განტოლებაზე. ამ განტოლების მოდელირება (1.3.2) სასაზღვრო პირობით მაქსველის განტოლებების მოდელირების ანალოგიურია.

$$\rho \cdot C \frac{\partial T}{\partial t} = \vec{\nabla} K \vec{\nabla} T + \rho \cdot SAR + A_0 - B \cdot (T - T_b) \quad (1.3.1)$$

$$K \frac{\partial T}{\partial n} = -h(T - T_a) \quad (1.3.2)$$

სადაც  $SAR$  შთანთქმის კუთრი სიჩქარეა,  $A_0$  - მეტაბოლური კოეფიციენტი, ხოლო  $T_b$  - სისხლის ტემპერატურა.

სითბური განტოლების (1.3.1) მოდელირებისას იგივე სივრცული ბადე გამოიყენება, რაც გვაქვს მაქსველის განტოლებების შემთხვევაში. ვიყენებთ ნივთიერებებს, რომლებიც მოცემულია უჯრედის ცენტრებში. ვწერთ სითბური ბალანსის განტოლებას:

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot C \frac{\partial T}{\partial t} dV = - \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iint_S \vec{G} d\vec{s} + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot SAR * dV + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V A_0 * dV - \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V B \cdot (T - T_b) * dV \quad (1.3.3)$$

სადაც  $V$  ელემენტარული უჯრედის მოცულობაა,  $S$  - ზედაპირი, ხოლო  $\vec{G} = -K \vec{\nabla} T$  არის სითბოს ნაკადი მოცემული უჯრედის ზედაპირზე. ნაკადების ენაზე განტოლებების მოდელირება მეტად მოხერხებულია სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების მოდელირებისათვის. მაგალითად ვინაიდან (1.3.2) 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. (1.3.3) დისკრეტიზება საბოლოოდ გვაძლევს:

$$\begin{aligned}
T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^{n+1} &= T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^n + (G_{x,i,j,k}^n - G_{x,i+1,j,k}^n) \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} \\
&+ (x \rightarrow y \& x \rightarrow z \text{ terms}) \\
&- \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} B_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} (T_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}^n - T_b) \\
&+ \frac{\Delta t}{C_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}} (\rho_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \cdot SAR_{i+1/2, j+1/2, k+1/2} \\
&+ A_{0_{i+1/2, j+1/2, k+1/2}})
\end{aligned} \tag{1.3.4}$$

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

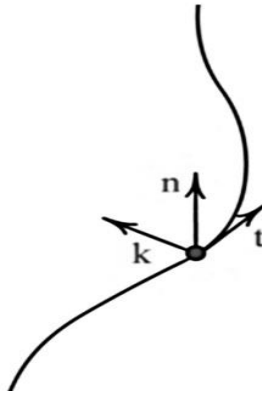
პირობების შემთხვევაში შესაბამისი ნაკადის ფორმულა იცვლება (1.3.1) დისკრეტიზაციით. (1.3.2) ფორმულაში კოეფიციენტების ცვლილებით ადვილად შეიძლება სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების (კონვექცია, მუდმივი ტემპერატურა, ადიაბატური სასაზღვრო პირობა) მოდელირება.

#### § 1.4. სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება ბიო-სითბოს განტოლებაში, მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლება

პენეს ბიო-სითბოს განტოლებაში (1.3.1) სისხლის ტემპერატურა  $T_b$  სივრცით და დროით მუდმივია, მთელ გამოსაკვლევ არეში; ამის გამო აღნიშნული განტოლება არ აღწერს სისხლის მოძრაობას და მისი მიერ სითბოს გადატანის პროცესს. იმისათვის, რომ გათვალისწინებული ყოფილიყო ქსოვილში სისხლის დინებით გამოწვეული სითბოს გადატანა, საჭირო გახდა სისხლის მიმოქცევის მოდელირება და ტრადიციული პენეს ბიო-სითბოს განტოლების (1.3.1) მოდიფიცირება.

სისხლის მიმოქცევის მოდელირება იყოფა ორ ამოცანად: შედარებით ფართო სისხლძარღვების აგება და სისხლის დინების ვექტორების აგება განსახილველი არის თითოეული წერტილისათვის [30].

სისხლძარღვების აგება ხდება საწყისი ფუძე წერტილების და მეორეული განშტოებების გამოყენებით. მსგავსი რიგის განშტოებები იზრდება ერთდროულად. კიდურა მოძრავ წერტილს სისხლძარღვში ეწოდება რეპერული წერტილი. რეპერული წერტილის ტრაექტორიის ასაგებად გამოიყენება მრუდის ბუნებრივი პარამეტრიზაცია (სურ. 1.4.1).



სურ 1.4.1. რეპერული წერტილის ტრაექტორია

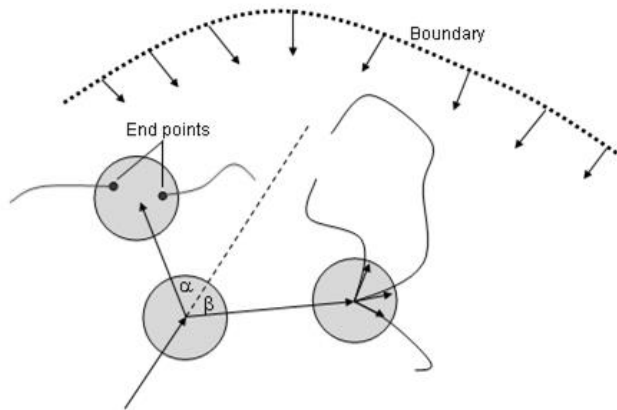
როგორც დიფერენციალური გეომეტრიიდანაა ცნობილი, თითოეული მრუდი შეიძლება წარმოდგენილ იქნას ბუნებრივი პარამეტრიზაციის საშუალებით (1.4.1), ე.ი. მრუდი სრულად აღიწერება სიმრუდისა და გრეხა დამოკიდებულებით ტრაექტორის  $t$  პარამეტრზე:

$$\vec{k} = \vec{k}(t) \quad \text{და} \quad \vec{n} = \vec{n}(t) \quad (1.4.1)$$

თავდაპირველად ვენური და არტერიული ქსელის აგებისას ტანგენციალური ვექტორი უტოლდება საწყისი წანაცვლების მიმართულებას (რომელიც არის საწყისი პარამეტრი) და ძირითადი ვექტორების სხვა წყვილი: სიმრუდე და გრეხა ირჩევა შემთხვევითად რომლის სიგრძე იცვლება 0-სა და ბიჯის  $L$  სიგრძეს შორის. შემდეგ აღნიშნული (1.4.1) დამოკიდებულებები 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 (1.4.1)-ის მიხედვით და ამ მიმართულებით წანაცვლება. როდესაც (1.4.1) დამოკიდებულებები შემთხვევითი ფუნქციებია, შექმნილი სისხლძარღვების განაწილება მსგავსია ბუნებრივი სისხლძარღვების ქსელის.

განსახილველ არეში სისხლძარღვების ქსელის ზრდის შეზღუდვისათვის და დაბოლოებების ერთგვაროვანი განაწილების მისაღებად, (1.4.1) დამოკიდებულებებზე დაყრდნობით, შემოტანილია დამატებითი ვექტორული განმზიდავი ველი, რომელიც მოქმედებს ტანგენციალურ ვექტორზე და ცვლის სისხლძარღვის ტრაექტორიას (სურ. 1.4.2). ყოველი ზედაპირის წერტილი ქმნის ველს მისი მოქმედების  $R1$  რადიუსის შიგნით ხოლო ყოველი სისხლძარღვის წერტილი -  $R2$  რადიუსის შიგნით. ტანგენციალური ვექტორის ახალი მიმართულება სისხლძარღვის წანაცვლებისას დროის ყოველ მომენტში არის სუპერპოზიცია მისი შემთხვევითი ცვლილებისა ((1.4.1) 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.

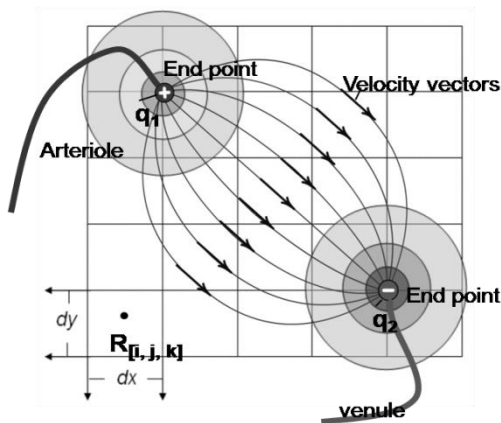
ყოველი დაბოლოება შესაბამისად წარმოქმნის მიზიდვის ველს, რომელიც იზიდავს განშტოებულ სისხლძარღვებს თავისი მოქმედების არეში. სისხლძარღვების დიამეტრები გამოითვლება მურეის კანონის მიხედვით [33].



სურ. 1.4.2 ზრდადი სისხლძარღვები ბრუნდება სასაზღვრო წერტილების მიერ.

სისხლძარღვთა ქსელის აგების ალგორითმი აკმაყოფილებს შემდეგ მოთხოვნებს: სისხლძარღვები არ უნდა გავიდნენ განსახილველი არის გარეთ; სისხლძარღვები ერთმანეთს არ უნდა გადაკვეთდნენ; სისხლძარღვთა დაბოლოებები უნდა იქნას განაწილებული ერთგვაროვნად ქსოვილში და იმ სიმკვრივით, რომელიც დამახასიათებელია მოცემული ქსოვილისთვის.

დისკრეტული სასხლძარღვთა ქსელის აგების შემდეგ, შემდეგი ნაბიჯია სისხლის სიჩქარეთა ვექტორული ველის დათვლა, იმის გათვალისწინებით, რომ მაღალი არტერიული და დაბალი ვენური წნევები განსაზღვრავს სისხლის კაპილარულ დინებას ქსოვილის ყველა წერტილში (სურ 1.4.3). ამისათვის კეთდება ანალოგია, არტერიების დაბოლოებები (საიდანაც სისხლი გამოედინება) განიხილება როგორც დადებით მუხტები; ხოლო ვენური დაბოლოებები (სადაც სისხლი შეედინება) როგორც უარყოფითი მუხტები და ხდება მათ მიერ შექმნილ ვექტორული ველის დათვლა მოცემულ მოდელში; არტერიული და ვენური დაბოლოებებთან სისხლის ნაკადის სიმძლავრეების ალგებრული ჯამი 0-ის ტოლი უნდა იყოს, რათა ძალწირები ჩაიკეტოს.



სურ. 1.4.3 სისხლის სიჩქარის ვექტორები ორი წყაროს შემთხვევაში.

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.

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.

გარდა ამისა, სისხლის დინების არე არტერიებიდან ვენებამდე შემოსაზღვრული უნდა იყოს ორგანოს ზედაპირით. ეს ჰიდროდინამიკური პრობლემა ნებისმიერი ტიპის გეომეტრიისათვის შეიძლება გადაიჭრას FDTD მეთოდით. ჩვენ ვთვლით რომ სისხლის დინება არის ლამინარული. შესაბამისი დიფერენციალური განტოლებაა:

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} = \Delta \vec{V} \quad (1.4.2)$$

როცა (1.4.2)-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. შედეგად 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.

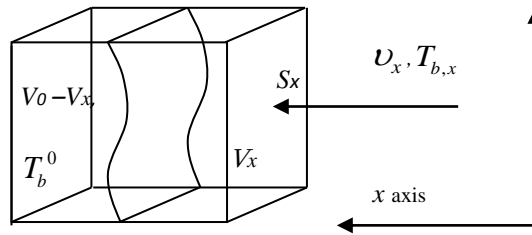
ბიო-სითბოს გავრცელების განტოლების მოდიფიცირება კი ხდება შემდეგნაირად:

გამოვიყოთ დისკრეტული ბადეს 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 (1.4.3) განტოლებას, სადაც ტემპერატურა  $T_b(\vec{r}, t)$  არის რადიუს ვექტორის და დროს ფუნქცია,

$$c_p \rho \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho SAR + A(\vec{r}, t) - B \left( T(\vec{r}, t) - T_b(\vec{r}, t) \right) \quad (1.4.3)$$



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



სურ. 1.4.4 სქემატური 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 1.4.4). 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  $dQ_0 + dQ_x = 0$ .  $T_b^{new}$ -თი აღვნიშნოთ ტემპერატურა, რომელიც თერმული წონასწორობის მიღწევისას დამყარდება უჯრედში. შეგვიძლია დავწეროთ  $dQ \sim V(T^{new} - T_b^0)$  და  $dQ_0 \sim (V_0 - V_x)(T_b^{new} - T_b^0)$ . სითბური ბალანსის განტოლებაში ჩასმით მივიღებთ:

$$V_x(T_b^{new} - T_{b,x}^0) + (V_0 - V_x)(T_b^{new} - T_b^0) = 0 \quad (1.4.4)$$

გამარტივების შემდეგ მივიღებთ:

$$T_b^{new} = T_b^0 + \frac{\Delta t}{\Delta x_0} v_x (T_{b,x}^0 - T_b^0) \quad (1.4.5)$$

იმის გათვალისწინებით რომ სისხლს შეუძლია შესვლა უჯრედში სამივე მხრიდან განტოლება (1.4.5) გადაიწერება შემდეგი სახით:

$$T_b^{new}(\vec{r}, t) = T_b^0 + \Delta t \sum \frac{v_i}{\Delta x_i} (T_{b,x_i}^0 - T_b^0) \quad (1.4.6)$$

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

საბოლოოდ მიიღება შემდეგი სისტემა:

$$\left\{ \begin{array}{l} T_b^{new}(\vec{r}, t) = T_b^0 + \Delta t \sum \frac{v_i}{\Delta x_i} (T_{b, x_i}^0 - T_b^0), r \notin Sources, \\ \Delta t < \frac{V_{min}}{v_{max} S_i} \\ T_b(\vec{r}, t) = const, r \in Sources \end{array} \right. \quad (1.4.7)$$

$v_{max}$  - 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 ბადეს: ერთს ქსოვილის ტემპერატურის სიდიდისთვის და მეორეს, სისხლის ტემპერატურის სიდიდისთვის.

ამრიგად, (1.4.7) -ის გამოყენებით დათვლილი სისხლის ტემპერატურა უკვე ვექტორული სიდიდეა და მისი გათვალისწინებით პენეს ბიო-სითბოს განტოლებაში შესძლებელია სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინება.

### § 1.5. დამხმარე გამომსხვივებლების მეთოდი (დგმ)

დამხმარე გამომსხვივებლების მეთოდი წარმოადგენს კარგად შემუშავებულ რიცხვით მეთოდს, რომელიც საშუალებას იძლევა წინასწარ არჩეული სიზუსტით ამოიხსნას ელექტრომაგნიტური ტალღის დიფრაქციის ამოცანა რთული ფორმის მქონე სხეულებზე.

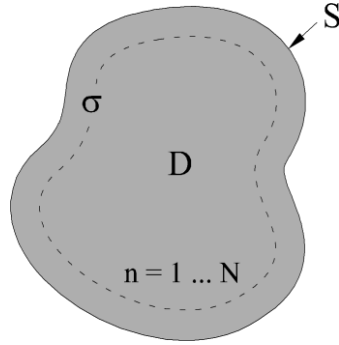
დავუშვათ გვაქვს იდეალურად გამტარი  $S$  ზედაპირით შემოსაზღვრული  $D$  არე (ნახ. 1.5.1). დროში ჰარმონიული დაცემული ველისთვის (დროზე დამოკიდებულებაში იგულისხმებ  $e^{-i\omega t}$  სახის დამოკიდებულება) ამოცანა დაიყვანება ჰელმჰოლცის განტოლების ამოხსნის პოვნაზე:

$$\Delta U^s(\vec{r}) + k^2 U^s(\vec{r}) = 0, \quad (1.5.1)$$

რომელიც აკმაყოფილებს შემდეგ სასაზღვრო პირობას:

$$W\{U^s(\vec{r}) - U^i(\vec{r})\} = 0, \quad M(\vec{r}) \in S \quad (1.5.2)$$

სადაც  $U^i(\vec{r})$  და  $U^s(\vec{r})$  შესაბამისად დაცემული და გაბნეული ელექტრომაგნიტური ველებია, ხოლო  $W$  - სასაზღვრო პირობის ოპერატორი, რომელიც დამოკიდებულია  $S$  ზედაპირის თვისებებზე. [34] შრომის თანახმად, აღნიშნული ზედაპირის მიერ გაბნეული ველის წარმოსადგენად,  $D$  არის შიგნით ვათავსებთ დამხმარე ზედაპირს, რომელზეც თანაბრადაა განაწილებული წერტილების სიმრავლე  $\{\vec{r}_n\}_{n=1}^{\infty} \in \sigma$  (სურ. 1.5.1).



სურ. 1.5.1 იდეალურად გამბზევ სხეულზე დიფრაქციის ამოცანის გეომეტრია

ვთქვათ, ფუნქციები წარმოადგენენ ჰელმჰოლცის განტოლების ფუნდამენტურ ამოხსნებს, რომელთა საშუალებითაც აღიწერება გაბნეული ველი. მათი ფიზიკური აზრია – ელემენტარული გამომსხვივებლების ველი. ასეთი ფუნქციებია:

$$\text{ორგანზომილებიან შემთხვევაში: } U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) = H_0^{(1)}\left(k\sqrt{(x_n - x)^2 + (y_n - y)^2}\right) \quad (1.5.3)$$

$$\text{სამგანზომილებიან შემთხვევაში: } U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) = \frac{e^{ik|\vec{r}_n - \vec{r}|}}{|\vec{r}_n - \vec{r}|} \quad (1.5.4)$$

სადაც  $|\vec{r}_n - \vec{r}| = \sqrt{(x_n - x)^2 + (y_n - y)^2 + (z_n - z)^2}$ ;  $M(x_n, y_n, z_n) \in \sigma$ ;  $\vec{r}$  დაკვირვების წერტილის რადიუს-ვექტორია,  $M(\vec{r}) = M(x, y, z)$ .

შრომებში [34,35] ვ. კუპრადემ დაამტკიცა, რომ:

ჰელმჰოლცის განტოლების ფუნდამენტურ ამოხსნების  $\{U(|\vec{r}_n - \vec{r}|)\}_{n=1}^{\infty}$  ფუნქციათა სისტემა, რომელიც აღწერს ველის მახასიათებლებს (ელექტრულს, მაგნიტურს ან ველის პოტენციალს)  $S$  ზედაპირზე, წარმოადგენს სრულ და წრფივად დამოუკიდებელ სისტემას,  $L_2$  ( $S$  ზედაპირზე განსაზღვრულ კვადრატით ინტეგრირებად ფუნქციათა სივრცეში) ფუნქციათა სივრცეში; რაც ნიშნავს, რომ  $S$  ზედაპირზე განსაზღვრულ ნებისმიერი კვადრატით ინტეგრირებადი  $U^i(x, y, z)$  ფუნქციისათვის და ნებისმიერი  $\varepsilon > 0$  რიცხვისთვის არსებობს ისეთი  $N$  და  $j_n$  კოეფიციენტები, რომ:

$$\int_s \left| \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) - U^i(x, y, z) \right|^2 ds < \varepsilon(N)$$

ანუ, აღნიშნული სისტემის სასრული რაოდენობის ფუნქციას  $S$  ზედაპირზე შეუძლია აღწეროს გაბნეული ველის მახასიათებელი ყველა შესაძლო ფუნქცია წინასწარ მოცემული სიზუსტით. ამოხსნა კი გამოისახება ფუნდამენტური ამონახსნების წრფივი კომბინაციით შესაბამისი კოეფიციენტების გათვალისწინებით:

$$\int_s \left| W \left[ \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) - U^i(x, y, z) \right] \right|^2 ds < \varepsilon(N)$$

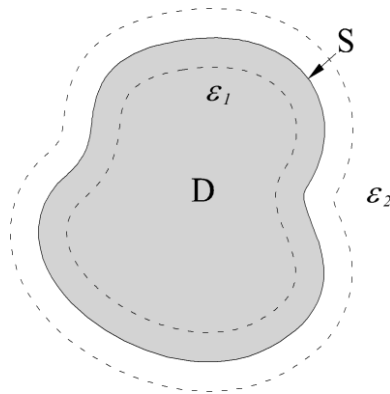
სადაც  $\varepsilon(N)$  მოცემული სიზუსტეა, რომელიც ზოგადად დამოკიდებულია წერტილთა რაოდენობაზე, ანუ ამ სიზუსტით:

$$U^i(x, y, z)|_S \approx \sum_{n=1}^N j_n U_n(|\vec{r}_n - \vec{r}|) \Big|_S \quad (1.5.5)$$

მაშინ დასმული სასაზღვრო ამოცანის მიახლოებითი ამოხსნა:

$$\tilde{U}^s(x, y, z) = \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) \quad (1.5.6)$$

$D$  არის გარეთ მიისწრაფვის ნამდვილი  $U^s(x, y, z)$  ამოხსნისაკენ, როცა  $N \rightarrow \infty$ . სწორედ ამაში მდგომარეობს ვ. კუპრადის მიერ შემოთავაზებული დამხმარე გამომსახვებლების მეთოდის შინაარსი.



სურ. 1.5.2 დიელექტრიკულ სხეულზე დიფრაქციის ამოცანის გეომეტრია

დიელექტრიკული გამბნევის შემთხვევაში, როცა სხეულის გარეთ გაბნეულ ველთან ერთად საჭიროა სხეულის შიგნით არსებული ველის განსაზღვრაც, აუცილებელია ავირჩიოთ ორი დამხმარე ზედაპირი, გამბნევი სხეულის შიგნით და გარეთ (სურ. 1.5.2). დამხმარე გამომსახვებლები, რომლებიც მოთავსებულნი არიან სხეულის შიგნით არსებულ დამხმარე ზედაპირზე, ისევე როგორც იდეალურად გამტარი სხეულის შემთხვევაში, განსაზღვრავენ ველს სხეულის გარეთ, ხოლო გარეთ მოთავსებული გამომსახვებლები განსაზღვრავენ ველს დიელექტრიკის შიგნით. თითოეულ ამ ზედაპირებზე მოთავსებულია  $N$  რაოდენობის დამხმარე გამომსახვებელი, რომელთა ვექტორ პოტენციალები წარმოდგენილია ჰელმჰოლცის განტოლების ფუნდამენტური ამოხსნებით:  $U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|)$ , სადაც  $\varepsilon$  და  $\mu$  შესაბამისად სხეულის დიელექტრიკული და მაგნიტური შეღწევადობაა,  $\vec{r}_n$  იმ წერტილის რადიუს ვექტორია, სადაც მოთავსებულია დამხმარე გამომსახვებელი, ხოლო  $\vec{r}$  დაკვირვების წერტილის რადიუს ვექტორია. უცნობი ელექტრული და მაგნიტური ველები ამ დამხმარე გამომსახვებლების საშუალებით გამოისახება როგორც ჯამი უცნობი კოეფიციენტებით:

$$E(\vec{r}) = \hat{w}_e \left\{ \sum_{n=1}^N a_n U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right\} \quad (1.5.7)$$

$$H(\vec{r}) = \hat{w}_h \left\{ \sum_{n=1}^N a_n U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right\} \quad (1.5.8)$$

სადაც  $\hat{w}_e$  და  $\hat{w}_h$  ვექტორ-პოტენციალის მნიშვნელობების შესაბამისი უცნობი ელექტრული და მაგნიტური ველების გამოსათვლელი ოპერატორებია.

თუ გამბნევ სხეულს ეცემა  $U^{inc}(\vec{r})$  ტალღა, სასაზღვრო პირობები შეიძლება ჩაიწეროს შემდეგნაირად:

$$\begin{cases} \left[ \hat{W}_e \left[ \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{out} U(k\sqrt{\varepsilon_1\mu_1}|\vec{r}_n - \vec{r}|) - \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{in} U(k\sqrt{\varepsilon_2\mu_2}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right] \right]_S = E_{\tau}^{inc}(\vec{r})|_S \\ \left[ \hat{W}_h \left[ \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{out} U(k\sqrt{\varepsilon_1\mu_1}|\vec{r}_n - \vec{r}|) - \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{in} U(k\sqrt{\varepsilon_2\mu_2}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right] \right]_S = H_{\tau}^{inc}(\vec{r})|_S \end{cases} \quad (1.5.9)$$

სადაც  $\hat{W}_e$  და  $\hat{W}_h$  სასაზღვრო პირობის ოპერატორებია,  $a_n^{in}$  და  $a_n^{out}$  შესაბამისად დიელექტრიკის შიგნით და გარეთ განლაგებული დამხმარე გამომსხიველების კოეფიციენტებია, ხოლო  $E_{\tau}^{inc}(\vec{r})$  და  $H_{\tau}^{inc}(\vec{r})$  დაცემული ველის ტანგენციალური მდგენელებია  $S$  ზედაპირზე. თუ  $S$  ზედაპირზე არჩეულია  $N$  კოლოკაციის წერტილი, რომელშიც მოითხოვება სასაზღვრო პირობის შესრულება, მაშინ (1.5.9) წარმოადგენს უცნობი კოეფიციენტების მიმართ წრფივ განტოლებათა სისტემას. ამ სისტემის ამოხსნით განისაზღვრება  $a_n^{in}$  და  $a_n^{out}$  კოეფიციენტები, და უცნობი გაბნეული ველი შეიძლება გამოითვლოს (1.5.7) და (1.5.8) ფორმულების საშუალებით. ისევე როგორც წინა შემთხვევაში, დამხმარე გამომსხიველების მეთოდში (1.5.7) და (1.5.8) მიახლოებითი ამოხსნა მისწრაფვის ჭეშმარიტისკენ დამხმარე გამომსხიველების და შესაბამისად კოლოკაციის წერტილების რაოდენობის გაზრდით.

ველის წარმოსადგენად ფუნქციის არჩევის შემდეგ საჭიროა ავირჩიოთ გაშლის კოეფიციენტების განსაზღვრის ოპტიმალური მეთოდი. ამ მიზნით გამოკვლეული იყო სხვადასხვა მეთოდი: ორთოგონალიზაციის მეთოდი, უმცირესი კვადრატების მეთოდი, კოლოკაციის მეთოდი და სხვა. გამოკვლევებმა უჩვენეს, რომ გაშლის კოეფიციენტების განსაზღვრისათვის ყველაზე ოპტიმალურია კოლოკაციის მეთოდი, რომლის თანახმადაც სასაზღვრო პირობის შესრულება მოითხოვება გამბნევი სხეულის ზედაპირზე სასრულო რაოდენობის კოლოკაციის წერტილებში.

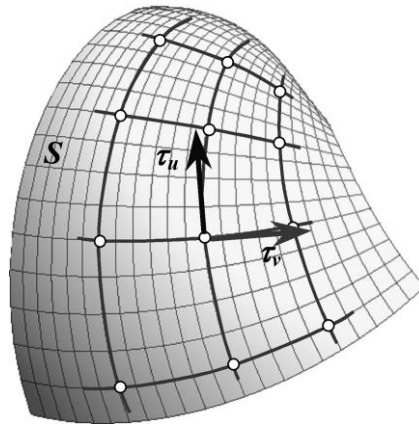
სხვა მეთოდებისგან განსხვავებით კოლოკაციის მეთოდი საშუალებას გვაძლევს: დავიყვანოთ ამოცანის ამოხსნა წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემის ამოხსნაზე, რომელიც მოითხოვს მინიმალურ გამოთვლის დროს; თუმცა არ შეგვიძლია ამოხსნათ დიფრაქციის ამოცანები ნებისმიერად რთული ფორმის ზედაპირზე. განსახილველი ზედაპირი უნდა იყოს გლუვი, არ უნდა გააჩნდეს კიდეები, რათა შეგვეძლოს დამხმარე ზედაპირის წანაცვლება მის შინგით და გაბნეული ველის ანალიზური გაგრძელება.

დიფრაქციის სამგანზომილებიან ამოცანებში დგმ ალგორითმის გამოყენებისას დამხმარე გამომხიველების ვექტორ-პოტენციალებად ვირჩევთ ელემენტარული ელექტული დიპოლის ელექტრომაგნიტური ველის ფუნქციებს, რომლებიც წარმოადგენენ ჰელმჰოლცის განტოლების ფუნდამენტურ ამონახსნს [36]:

$$\vec{E}(\vec{R}_n) = \frac{1}{4\pi\epsilon} e^{-i\omega t} \left\{ \frac{1}{R_n^3} (3\vec{R}_n^o(\vec{R}_n^o, \vec{p}) - \vec{p}) - \frac{ik}{R_n^2} (3\vec{R}_n^o(\vec{R}_n^o, \vec{p}) - \vec{p}) - \frac{k^2}{R_n} [\vec{R}_n^o[\vec{R}_n^o, \vec{p}]] \right\}$$

$$\vec{H}(\vec{R}_n) = -\frac{i\omega}{4\pi} e^{-i\omega t} \left( \frac{1}{R_n^2} - \frac{ik}{R_n} \right) [\vec{p}, \vec{R}_n^o], \quad \vec{R}_n^o = \text{grad}(R_n),$$

სადაც  $\vec{p}$  ელემენტარული ელექტრული დიპოლის დიპოლური მომენტი,  $\vec{R}_n$  დიპოლიდან დაკვირვების წერტილამდე რადიუს-ვექტორია.



სურ. 1.5.3 კოლოკაციის წერტილები და ზედაპირის ტანგენციალური ვექტორები

გამზნევი სხეულის ზედაპირზე დაცემული ტალღის შედეგად ინდუცირებული დენების განსასაზღვრად საზოგადოდ სასაზღვრო პირობები იწერება კოლოკაციის  $N$  რაოდენობის წერტილში. თვითთუელ წერტილში პირობები ჩაიწერება ზედაპირის ორი  $\vec{\tau}_u$  და  $\vec{\tau}_v$  ტანგენციალური მიმართულებით, რომლებიც ამ წერტილებში ქმნიან ბაზისურ წყვილებს (სურ. 1.5.3). დამხმარე ზედაპირებზე, კოლოკაციის წერტილების გასწვრივ მოთავსებული  $\vec{\tau}_u$  და  $\vec{\tau}_v$  ვექტორების პარალელური ელემენტარული ელექტრული დიპოლები შესაბამისად აღწერენ ზედაპირზე ინდუცირებული დენის  $\vec{\tau}_u$  და  $\vec{\tau}_v$  მდგენელებს.

ამრიგად, თუ გამზნევი სხეულის ზედაპირი წარმოადგენს იდეალურად გამტარ ზედაპირს, დგმ ალგორითმის თანახმად ზედაპირის შიგნით ვათავსებთ დამხმარე ზედაპირს, რომელზეც კოლოკაციის  $\vec{r}_i$  ( $i=1\dots M$ ) წერტილების გასწვრივ მოთავსებულია  $\vec{p}_u^i$  და  $\vec{p}_v^i$  დიპოლური მომენტის მქონე ელემენტარული ელექტრული დიპოლების წყვილები. სასაზღვრო პირობა ზედაპირის კოლოკაციის წერტილებში მოითხოვება ელექტრული ველის  $\vec{\tau}_u$  და  $\vec{\tau}_v$  ტანგენციალური მდგენელებისათვის.

$$\begin{cases} \vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i + \vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i = -\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i \\ \vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i + \vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i = -\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i \end{cases}, j, i = 1 \dots N, \quad (1.5.10)$$

სადაც  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i)$  და  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i)$  შესაბამისად  $\vec{p}_u^i$  და  $\vec{p}_v^i$  დამხმარე გამომსხიველების მიერ  $\vec{r}_i$  კოლოკაციის წერტილში შექმნილი ელექტრული ველის მნიშვნელობებია, ხოლო  $\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i)$  დაცემული ელექტრული ველის მნიშვნელობაა  $\vec{r}_i$  წერტილში. (1.5.10) წარმოადგენს  $2N \times 2N$  განზომილებიან წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემას დამხმარე გამომსხიველების უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდების მიმართ.

თუ გამზნევი სხეულის ზედაპირი წარმოადგენს დიელექტრიკული გარემოების გამყოფ საზღვარს, დგმ ალგორითმის თანახმად ზედაპირის შიგნით და გარეთ ვათავსებთ დამხმარე ზედაპირებს. სასაზღვრო პირობა ზედაპირის კოლოკაციის წერტილებში მოითხოვება ელექტრული და მაგნიტური ველის  $\vec{\tau}_u$  და  $\vec{\tau}_v$  ტანგენციალური მგდენელებისათვის:

$$\begin{cases} \vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i + \vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i = \vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i \\ \vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i + \vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i = \vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i \\ \vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i + \vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i = \vec{H}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v^i \\ \vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i + \vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i = \vec{H}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u^i \end{cases} \quad (1.5.11)$$

$$j, i = 1 \dots N,$$

სადაც  $\vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i)$  და  $\vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i)$  არის გარე დამხმარე ზედაპირზე მოთავსებული გამომსხიველების მიერ შექმნილი ელექტრული და მაგნიტური ველი სხეულის შიგნით, ხოლო  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i)$  და  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i)$  შიდა დამხმარე ზედაპირზე მოთავსებული გამომსხიველების მიერ შექმნილი ელექტრული და მაგნიტური ველი სხეულის გარეთ. (1.5.11) დიელექტრიკული სხეულის შემთხვევაში წარმოადგენს  $4N \times 4N$  განზომილებიან წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემას დამხმარე გამომსხიველების უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდების მიმართ.

ამრიგად, ამოცანა დაიყვანება (1.5.10) ან (1.5.11) წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემის ამოხსნაზე. შესაბამისად, დიფრაქციული ველი სივრცის მოცემულ არეში განისაზღვრება ამ არის გარეთ მოთავსებული დამხმარე წყაროებით.

## §1.6. I თავის დასკვნა

ამრიგად, პირველ თავში განხილულ იქნა გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიაში ადამიანზე ემ ზემოქმედების შესასწავლად და რიცხითი ექსპერიმენტების ჩასატარებლად გამოყენებული ძირითადი რიცხითი მათემატიკური მეთოდები: FDTD მეთოდი და დამხმარე გამომსხიველების მეთოდი.

როგორც მეთოდების აღწერიდან ჩანს, რთული არაერთგვაროვანი ობიექტების და არასტაციონალური პროცესების შესწავლისას უმჯობესია FDTD მეთოდის გამოყენება.

§1.1, §1.2, §1.3 პარაგრაფებში შემოთავაზებული მიდგომა საშუალებას იძლევა როგორც სითბური პროცესების, ასევე ემ ველის დიფრაქციის ამოცანა ამოიხსნას ერთი და იგივე სივრცულ ბადეზე და ადვილად ხდება სხვადასხვა სასაზღვრო პირობების გათვალისწინება ბიო-სითბოს განტოლებაში. §1.4 პარაგრაფში კი განხილულია არტერიული და ვენური სისხლძარღვთა ქსელის აგების და უწყვეტი კაპილარული სისხლის დინების მოდელის შექმნის ალგორითმი. აღნიშნული მოდელი შეიქმნა ბიო-სითბოს განტოლებაში სისხლის მიმოქცევის გასათვალისწინებლად, რომელიც გულისხმობს თბოცვლას ქსოვილსა და სისხლს შორის. როგორც მისმა გამოყენებამ აჩვენა, ასეთი ალგორითმი კარგად აღწერს სისხლის დინების რეალურ მოვლენას.

მიუხედავად იმისა, რომ FDTD მეთოდის გამოყენებით შეგვიძლია საკმაოდ კარგი შედეგების მიღება, დიდმასშტაბიანი სცენარების შემთხვევაში ასეთი მიდგომა ერთ-ერთი რთული ამოცანაა, რადგან მოითხოვს მძლავრ გამოთვლით რესურსებს. უპირატესობა დგმ-ისა სხვა დროითი არის მეთოდებთან შედარებით ისაა, რომ დიდი მასშტაბის სცენარის პრობლემები (მაგ: ემ ზემოქმედების შესწავლა შენობაში მყოფ ადამიანზე) შეიძლება გამოკვლეულ იქნას ჩვეულებრივი კომპიუტერის გამოყენებით. იგი წარმოადგენს მძლავრ მათემატიკურ იარაღს მიმდინარე ელექტრომაგნიტური პრობლემების ამოსახსნელად. ფართომასშტაბიანი სცენარებისათვის გამოთვლების ჩასატარებლად დამხმარე გამომსახივებლების მეთოდი ბევრად უკეთესია, ვიდრე დროით არეში სასრულ სხვაობათა მეთოდი.

ერთგვაროვანი და უბან-უბან ერთგვაროვანი გლუვი მოცულობითი სხეულების შემთხვევაში დამყარებული ჰარმონიული პროცესებისათვის, ასევე დიდმასშტაბიანი სცენარების განხილვისას მიზანშეწონილია დგმ-ის გამოყენება, რადგან თავისუფალი სივრცე არ საჭიროებს დისკრეტიზაციას. იგი ასევე საშუალებას გვაძლევს შევაფასოთ გამოთვლის ცდომილება სასაზღვრო პირობების შესრულების სიზუსტით. მიუხედავად იმისა, რომ გამოყენებითი ელექტროდინამიკისა და რადიოტექნიკის ლაბორატორიაში დგმ წლების მანძილზე აქტიურად გამოიყენება სხვადასხვა სახის დიფრაქციის ამოცანების ამოსახსნელად, წარმოდგენილ დისერტაციაში ეფექტურად გამოყენება პირველად ჰპოვა ნახევრად გამჭვირვალე ზედაპირების დამოდელირებაში. ეს ალგორითმი დაწვრილებითაა არწერილი III თავში.



## თავი II. ელექტრომაგნიტური ზემოქმედების შესწავლა სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით ქალისა და ბავშვის მოდელებისათვის FDTD მეთოდით

### § 2.1. შესავალი

როგორც აღნიშნულ იქნა II თავის §1.4 პარაგრაფში, პენეს კონვექციური ბიო-სითბოს განტოლება (1.3.1) [37] არ ითვალისწინებს სისხლის მიმოქცევას. ნაშრომის ამ ნაწილის მიზანია ჩავატაროთ შედარებითი ანალიზი ელექტრომაგნიტური დასხივების განმავლობაში ტემპერატურასა და ტემპერატურის მატებას შორის, რომელიც დათვლილია პენეს კონვენქიური ბიო-სითბოს განტოლების და მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების (2.1.1) [38] გამოყენებით, ანუ სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით, რომლის მიღება აღწერილ იქნა სადისერტაციო ნაშრომის II თავში.

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

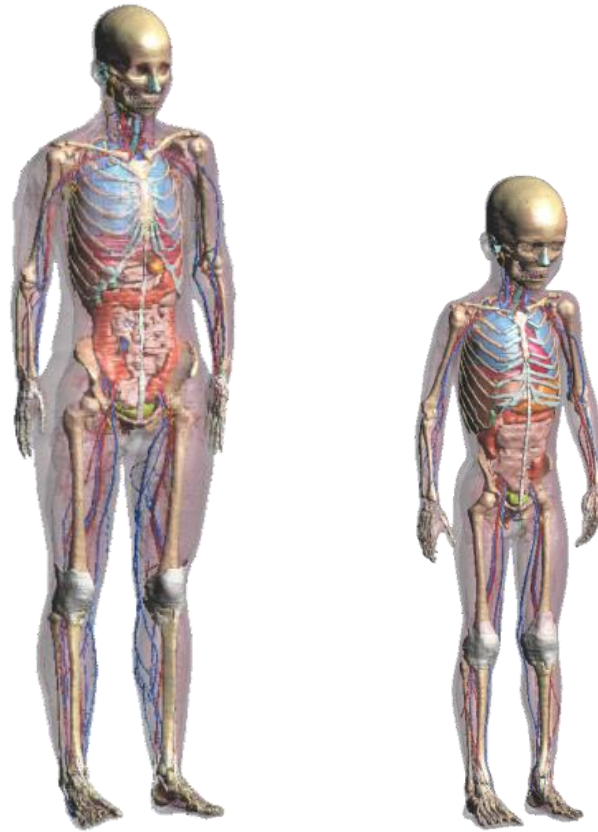
$$\left\{ \begin{array}{l} T_b^{new}(\vec{r}, t) = T_b^0 + \Delta t \sum \frac{v_i}{\Delta x_i} (T_{b,x_i}^0 - T_b^0), r \notin Sources, \\ \Delta t < \frac{V_{min}}{v_{max} S_i} \\ T_b(\vec{r}, t) = const, r \in Sources \end{array} \right. \quad (2.1.1)$$

მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლების გამოყენება მოითხოვს სისხლძარღვების ქსელის აგებას და სისხლის დინების ვექტორული ველის დათვლას განსახილველ მოდელში (II თავში განხილული ალგორითმის საფუძველზე).

აღნიშნული კვლევა რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერო ფონდის # 30/09 გრანტის ამოცანას წარმოადგენს.

### § 2.2. არაერთგვაროვანი მოდელის მომზადება სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისთვის

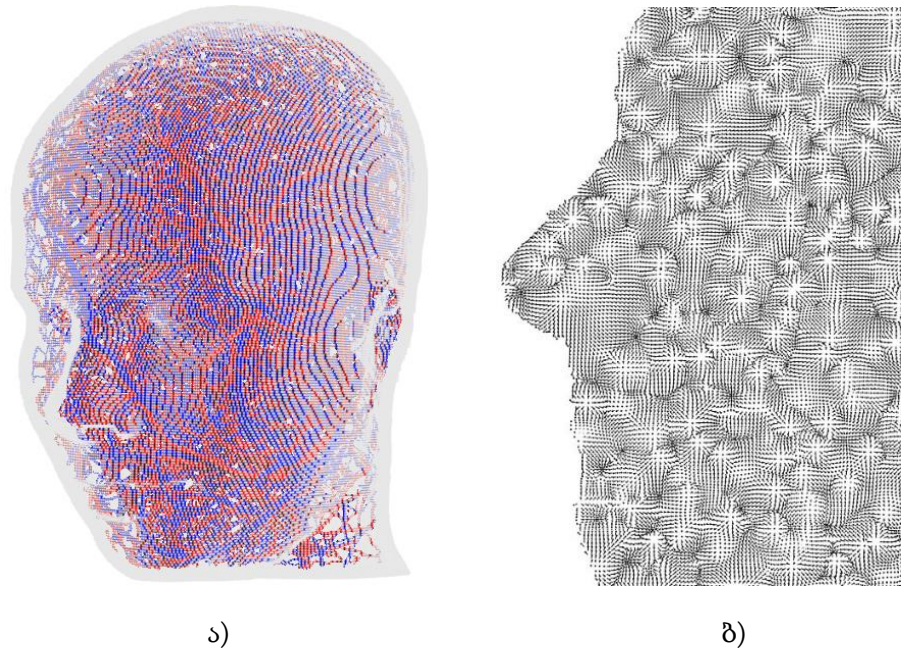
რიცხვითი გამოთვლებისათვის გამოყენებულ იქნა 6 წლის ბავშვის და 26 წლის ქალის სამგანზომილებიანი დისკრეტული მოდელები (სურ. 2.2.1) „Virtual Population“ [39]-დან. ქალის მოდელის სახელია „Ella“, ბავშვის მოდელის კი „Thelonius“. ეს მოდელები შეიცავს 70-ზე მეტი სახის ქსოვილს, რომელთა ფიზიკური თვისებები ცნობილია. სიხშირეზე დამოკიდებული ქსოვილის პარამეტრები დიფრაქციის ემ ამოცანის ამოსახსნელად აღებულ იქნა [25]-დან, ხოლო ქსოვილის თერმული პარამეტრები სითბური ამოცანის ამოსხნისათვის (2.2.1 განტოლების საფუძველზე) გამოყენებულ იქნა [26]-დან.



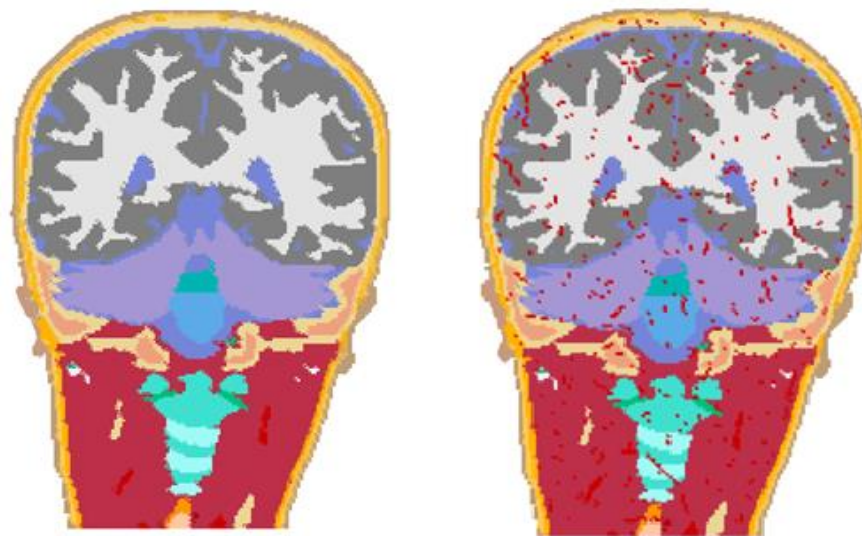
ადამიანის მოდელები [სახელი]	სქესი	წლოვანება [წელი]	სიმაღლე [მ]	წონა [კგ]	BMI [კგ/მ <sup>2</sup> ]	ქსოვილების რაოდენობა
<u>Ella</u>	მდედრ.	26	1.63	58.7	22.0	76
<u>Thelonious</u>	მამრ.	6	1.17	19.3	14.0	75

სურ. 2.2.1 ქალის „Ella“ და ბავშვის “Thelonious” სამგანზომილებიანი მოდელები.

იმისათვის, რომ გამოგვეყენებინა მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლება (2.2.1), მოვამზადეთ ქალისა და ბავშვის მოდელები რიცხვითი გამოთვლებისათვის. ქალისა და ბავშვის მოდელებში აიგო არტერიული და ვენური სისხლძარღვთა ქსელი და მოხდა სისხლის დინების ვექტორული ველის დათვლა, რომელიც წარმოადგენს კაპილარული სისხლის დინების აბსტრაქციას. მაგალითისთვის, სურ. 2.2.1-ზე, ბავშვის თავის მოდელის შემთხვევაში, ნაჩვენებია აგებული სისხლძარღვთა სისტემა და სისხლის კაპილარული დინება. ხოლო სურ. 2.2.2-ზე მოცემულია სამგანზომილებიანი დისკრეტული თავის მოდელი უკვე დამატებული არტერიული და ვენური სისხლძარღვებით. სისხლძარღვები არ კვეთს ერთმანეთს და განსახილველი არის საზღვარს, ხოლო სისხლის კაპილარული დინება უწყვეტია და ლამინარული.

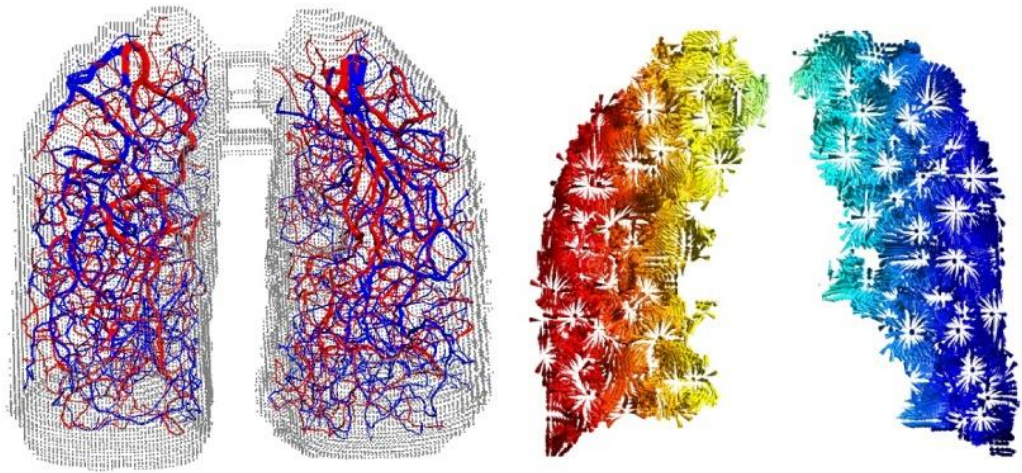


სურ. 2.2.1. ა) არტერიული და ვენური სისხლძარღვთა ქსელი ბ) კაპილარული სისხლის დინება, „თელონიუსის“ თავის ერთიანი მოდელისთვის.



სურ. 2.2.2 სამგანზომილებიანი თავის მოდელის კვეთები, არტერიული და ვენური სისხლძარღვებით და მის გარეშე.

სისხლძარღვთა ქსელის აგების პროცედურა შეიძლება შესრულდეს მხოლოდ შერჩეულ ქსოვილში, ან მთელი სხეულისთვის. ამ სტატიაში წარმოდგენილი გამოთვლებისთვის მოდელი უნდა იყოს ერთიანი. ეს ნიშნავს, რომ მხოლოდ ჩაკეტილი გეომეტრია (მსგავსად ღვიძლისა და ფილტვებისა) იქნა გამოყენებული სისხლძარღვთა ქსელის ასაგებად. მაგალითად, სისხლძარღვები (მოცულობაში) და კაპილარული ქსელი (ერთერთ კვეთაში) აგებული ფილტვებისთვის, რომელიც წარმოდგენილია სურ. 2.2.3-ზე.



სურ. 2.2.3. სისხლძარღვთა ქსელი და სისხლის დინების სიჩქარეთა ვექტორები დათვლილი ადამიანის ფილტვების მოდელისთვის.

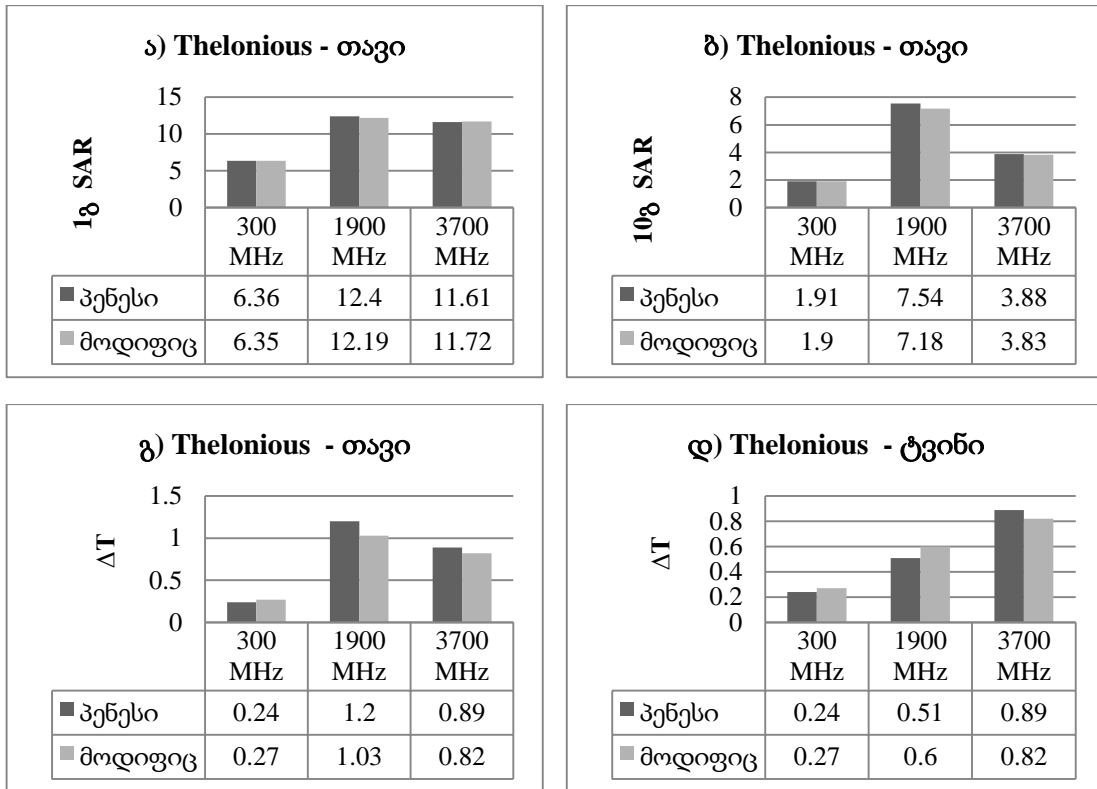
გამოთვლები ჩატარდა FDTD მეთოდის გამოყენებით. ტემპერატურის ნაზრდი ქსოვილში გამოწვეული ემ დასხივებით, შეფასებულ იქნა ემ და თერმული სოლვერის FDTDLab-ის გამოყენებით, რომელიც შექმნილია თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტში [31,40]. როგორც ნაჩვენებია იქნა [38]-ში თერმული სოლვერი კვლავ დაიტესტა გამარტივებული შემთხვევისათვის.

შესწავლილ იქნა ორი სახის დასხივების სცენარი: როცა ემ ველის წყაროს წარმოადგენს დიპოლური ანტენა ქალისა და ბავშვის თავის მოდელებზე ემ დასხივების ზემოქმედების გამოსაკვლევადა; ხოლო მთლიან მოდელებზე ემ ზემოქმედება შეისწავლება ბრტყელი ტალღით დასხივებისას. გამოსხივების დაბალ სიხშირეებზე ნაჯერობის კრიტერიუმად 20 dB იქნა გამოყენებული, მაშინ როცა მაღალ სიხშირეებზე ის იყო 40 dB. ასე რომ, შედეგად ტემპერატურის ნაზრდის პიკები შეესაბამებოდა უსასრულო დროში დასხივებას. ამ ფაქტორებმა მოგვცა იდეალიზებული მოდელი, რომელმაც საშუალება მოგვცა შეგვესწავლა ყველაზე უარესი (ყველაზე მაღალი ტემპერატურის მატება) შესაძლო დასხივების სცენარი, რომელსაც არასოდეს ექნება ადგილი რეალურ ცხოვრებაში.

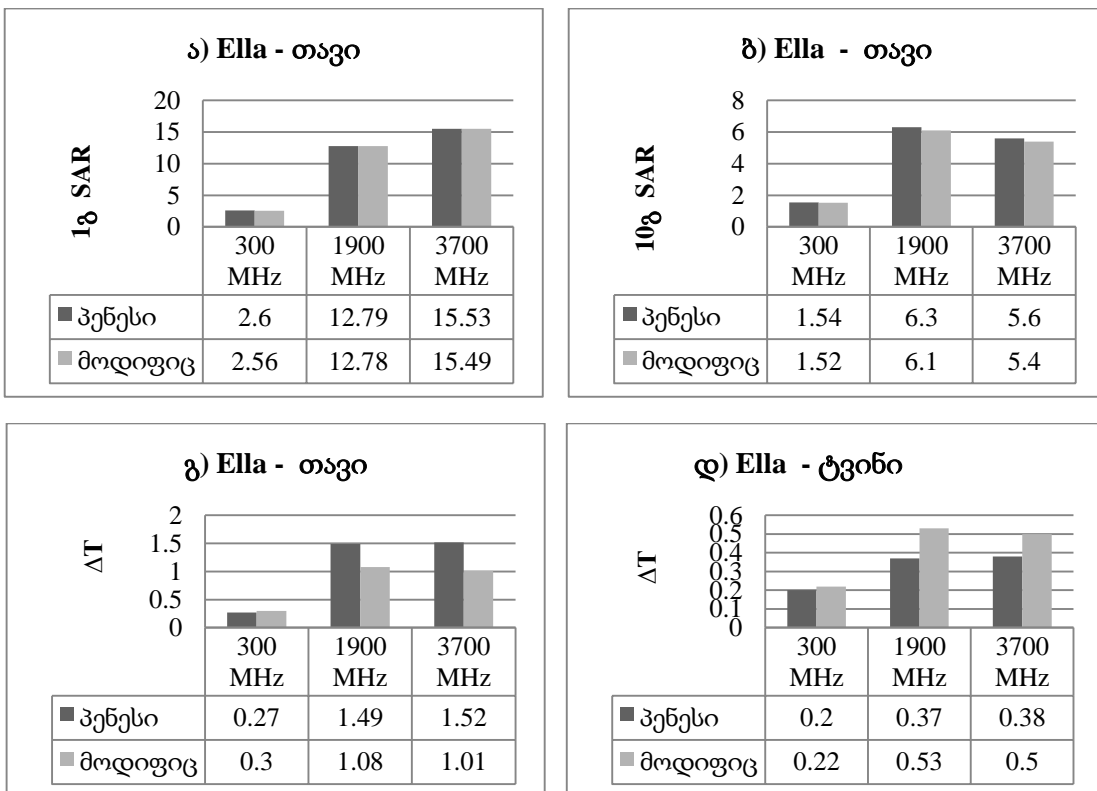
### §2.3. SAR-ისა და ტემპერატურის მატების შეფასება ქალისა და ბავშვის თავის არაერთგვაროვანი მოდელებისთვის დიპოლური ანტენით დასხივებისას

გამოთვლები ჩატარდა 300MHz, 1900MHz და 3700MHz სიხშირეებზე დიპოლური ანტენის გამოყენებით, რომელიც მოთავსებულია 10მმ მანძილზე ქალისა და ბავშვის თავის მოდელებიდან. ეს სიხშირეები შეირჩა მათი ყოველდღიურ ცხოვრებაში გამოყენებიდან გამომდინარე, 300MHz რადიო კომუნიკაციისთვის, 1900MHz GSM ქსელისა და 3700MHz სხვა უკაბელო კომუნიკაციებისთვის და მომავლის მოწყობილობებისთვის.

რიცხვითი გამოთვლების შედეგები, დათვლილი პენეს ბიო-სითბოს განტოლებით (პენეს მოდელი) და მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით (მოდიფიცირებული მოდელი), წარმოდგენილია სურ. 2.3.1 –ზე და სურ. 2.3.2-ზე.



სურ. 2.3.1. 1g SAR (ა), 10g SAR(ბ), ტემპერატურის მატება ზავშვის თავის მოდელისთვის (გ) და ტემპერატურის მატება ტვინში (დ), 300MHz, 1900MHz and 3700MHz სიხშირეებზე.

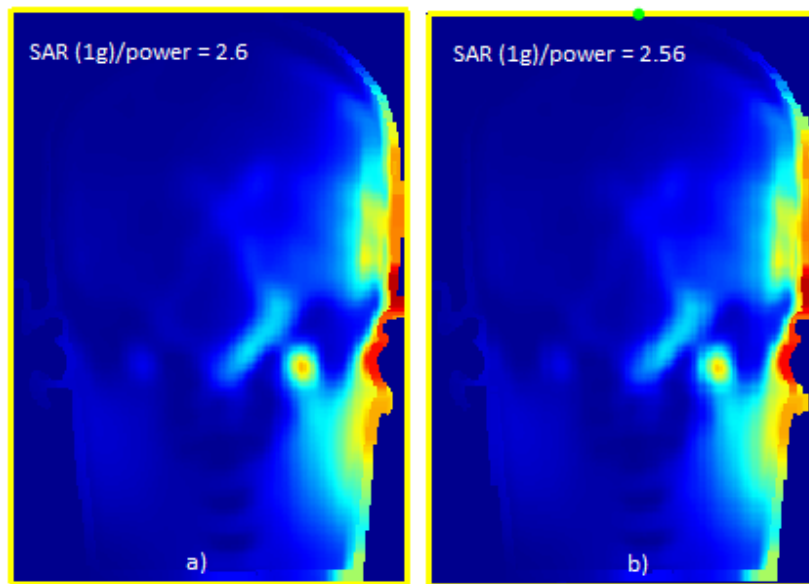


სურ. 2.3.2 1g SAR (ა), 10g SAR(ბ), ტემპერატურის მატება ქალის თავის მოდელისთვის (გ) და ტემპერატურის მატება ტვინში (დ), 300MHz, 1900MHz and 3700MHz სიხშირეებზე.

SAR-ის მნიშვნელობები ნორმირებულია დიპოლური ანტენის გამოსხივების სიმძლავრეზე.

როგორც ვხედავთ, უმეტეს შემთხვევაში შედეგები კონვექციური პენეს მოდელისთვის და მოდიფიცირებული მოდელისთვის ერთმანეთთან კარგ თანხვედრაშია, მათ შორის სხვაობა კი ცდომილების ფარგლებშია.

თუმცა სურ. 2.3.2 (გ)-დან ჩანს, რომ ტემპერატურის მატების პიკები ქალის თავის მოდელისთვის, მიღებული მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით, ანუ სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას 30%-ით უფრო მცირეა. ეს ფაქტი ადვილად აიხსნება ლოკალური ტემპერატურის მატების სივრცეში გადანაწილებით, რომელიც გამოწვეულია სისხლის დინებით. ზოგ შემთხვევაში, მაგალითად, ბავშვის და ქალის თავის მოდელში 300 MHz-ზე ტემპერატურის მატება მოდიფიცირებული მოდელისთვის უფრო დიდია. ეს გვიჩვენებს, რომ შედეგად ტემპერატურის მატება დამოკიდებულია მის განსაკუთრებულ მდებარეობაზე და სისხლის დინების ვექტორული ველის წყაროებისა და ჩასადენების მდებარეობაზე. თუ ტემპერატურის მატება ლოკალიზებულია ჩასადენის ახლოს, სისხლის ტემპერატურა იქნება უფრო მაღალი, ასე რომ სისხლი გადაიტანს ნაკლებ სითბოს ამ რეგიონიდან. მიუხედავად ამისა, ჩვენ ნათლად ვხედავთ ტენდენციას ამ სურათებიდან. უნდა შეინიშნოს, რომ სხვაობა ამ ორ მოდელს შორის ცდომილების ფარგლებშია. 1გ და 10გ SAR-ის სიდიდეები, ასევე ახლოსაა მოდიფიცირებული და ტრადიციული მოდელებისათვის. ვიზუალურად დათვლილი SAR-ის განაწილების მნიშვნელობები იდენტურია (სურ.2.3.3).

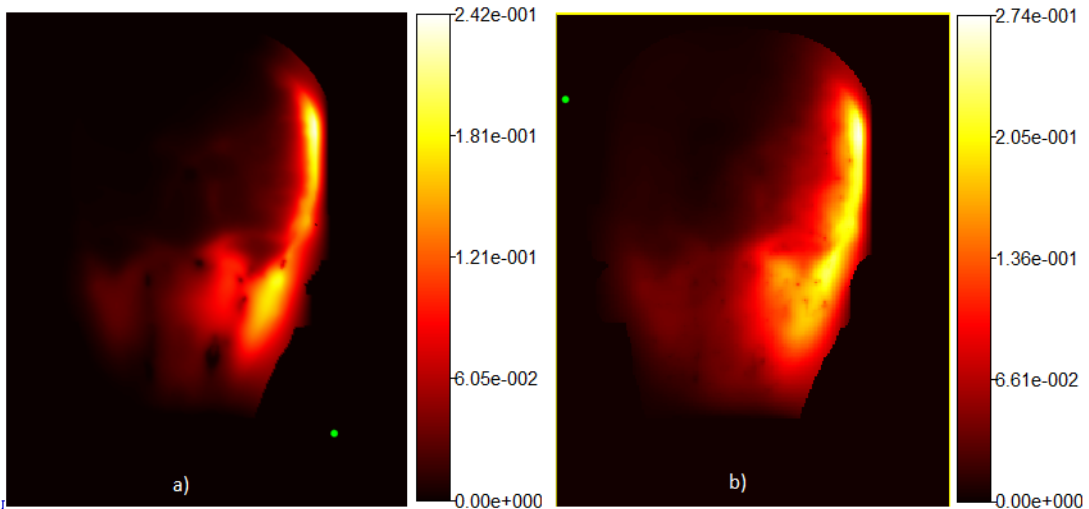


სურ. 2.3.3 1გ SAR ქალის თავის მოდელისთვის 300MHz-ზე, ა) პენეს მოდელისთვის, ბ) მოდიფიცირებული მოდელისთვის.

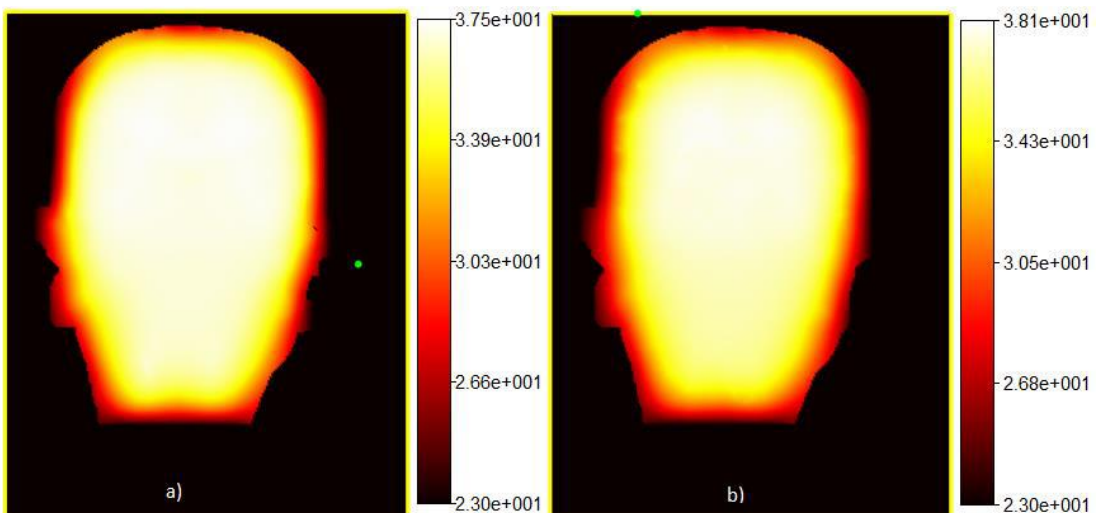
ტემპერატურის მატება დათვლილი 300MHz-ზე წარმოდგენილია სურ.2.3.4 (ა,ბ)-ზე პენეს და მოდიფიცირებული მოდელებისთვის, შესაბამისად. სურ. 2.3.4 (ბ)-ზე კარგად ჩანს, სისხლის მიერ სითბოს გადატანა-გადანაწილების ეფექტი. ამით დადასტურდა მოსალოდნელი ეფექტი, რომლის შედეგად ტემპერატურის მატება თავის შიდა ქსოვილებისთვის, მაგალითად ტვინისთვის, სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას

უფრო მეტია (შედეგები სურ. 2.3.1 (დ) და სურ. 2.3.2 (დ)-ზე). ეს შედეგი მნიშვნელოვანია მიმართულებისთვის, რადგან კვლევისას ძირითადი აქცენტი კეთდება პიკურ ტემპერატურის მატების მნიშვნელობებზე, რომლებიც უმეტეს შემთხვევაში დაიმზირება სხეულის ზედაპირზე.

სტატისტიკური მდგომარეობის ტემპერატურის განაწილება წარმოდგენილია სურ. 2.3.5-ზე. შედეგად, ტემპერატურის პიკი მოდიფიცირებული მოდელისთვის უფრო მაღალია, დაახლოებით  $1^{\circ}\text{C}$ , ტემპერატურა ყველა შიდა ფენაში ასევე უფრო მაღალია, და ეს შეესაბამება ანალოგიურ შედეგებს [41]-ში. ეს ფაქტი ადვილად აიხსნება მაღალი საშუალო  $T_b$  სისხლის ტემპერატურით განხილულ მოცულობაში. რაც უფრო ნაკლებია სხვაობა სისხლის ტემპერატურასა და უჯრედის ტემპერატურას შორის მოცემული მოცულობისთვის, მით უფრო მცირე უნდა იყოს თბოცვლა ამ დროს.



სურ. 2.3.4. ტემპერატურის მატების განაწილება ზავშვის თავის მოდელისთვის 300MHz-ზე, ა) პენეს მოდელისთვის, ბ) მოდიფიცირებული მოდელისთვის.



სურ. 2.3.5 ტემპერატურის განაწილება ზავშვის თავის მოდელისთვის 300MHz-ზე სტატისტიკურ მდგომარეობაში, ა) პენეს მოდელისთვის, ბ) მოდიფიცირებული მოდელისთვის.

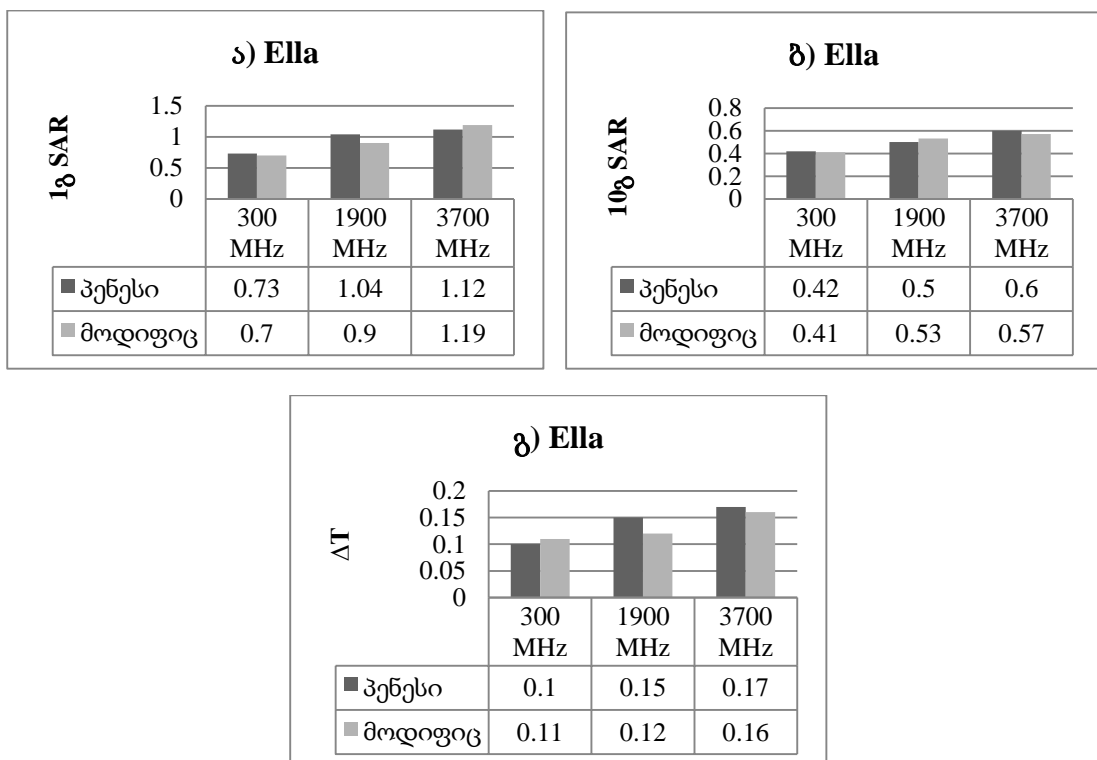
მიღებული შედეგების ჩანს, რომ SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები უფრო მაღალია თელონიუსისთვის (ბავშვი), ვიდრე ელლასთვის (ქალი). ორივე მოდელისთვის კი SAR-ის მნიშვნელობების და ტემპერატურის მატების პიკები უფრო დაბალია დაბალი სიხშირებისთვის და უფრო მაღალია მაღალი სიხშირებისთვის სხეული ზედაპირულ ფენაში. ეს აიხსნება შეღწევის სიღრმით, რომელის უფრო მაღალია დაბალ სიხშირეებზე და ენერჯია გადანაწილდება უფრო დიდ მოცულობაში, მაშინ როცა მაღალ სიხშირეებზე ის უმეტესად შთაინთქმება თხელ ზედაპირულ ფენაში.

მოცემულ პარაგრაფში მიღებული შედეგები გამოქვეყნებულია [42] შრომაში.

#### §2.4. SAR-ისა და ტემპერატურის მატების შეფასება ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან მთლიან მოდელისთვის ბრტყელი ტალღით დასხივებისას

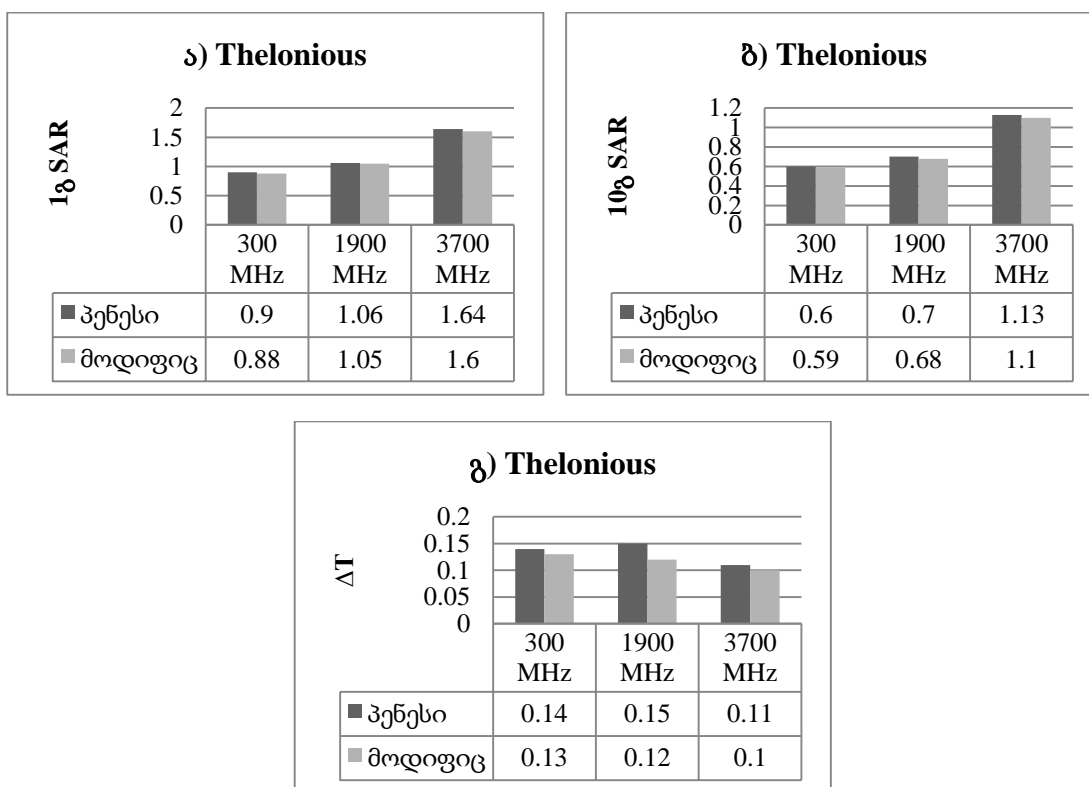
სადისერტაციო ნაშრომის წინამდებარე პარაგრაფის მიზანია SAR-ისა და ტემპერატურის მატების შეფასება ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვანი, მთლიანი მოდელისათვის, დაცემული ბრტყელი ტალღის შემთხვევაში, 300MHz, 1900MHz and 3700MHz სიხშირეებზე.

გამოთვლები ჩატარდა 3მმ დისკრეტიზაციის ქალისა და ბავშვის მთლიან მოდელებზე, როგორც პენეს ბიო-სითბოს განტოლების გამოყენებით, ასევე მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით. ბრტყელი ტალღა აღნიშულ მოდელებს ეცემოდა წინა მხრიდან. 1გ და 10გ-ზე გასაშუალოებული SAR-ის მნიშვნელობები ნორმირებულ იქნა 1 mW/cm<sup>2</sup> სიმძლავრის ბრტყელი ტალღის ენერჯიის ნაკადის სიმკვრივეზე. შედეგები კი წარმოდგენილია ქვემოთ.



სურ. 2.4.1. 1გ SAR(ა), 10გ SAR(ბ) და ტემპერატურის მატება ქალის მთლიანი მოდელისთვის(გ) 300MHz, 1900MHz and 3700MHz სიხშირეებზე.





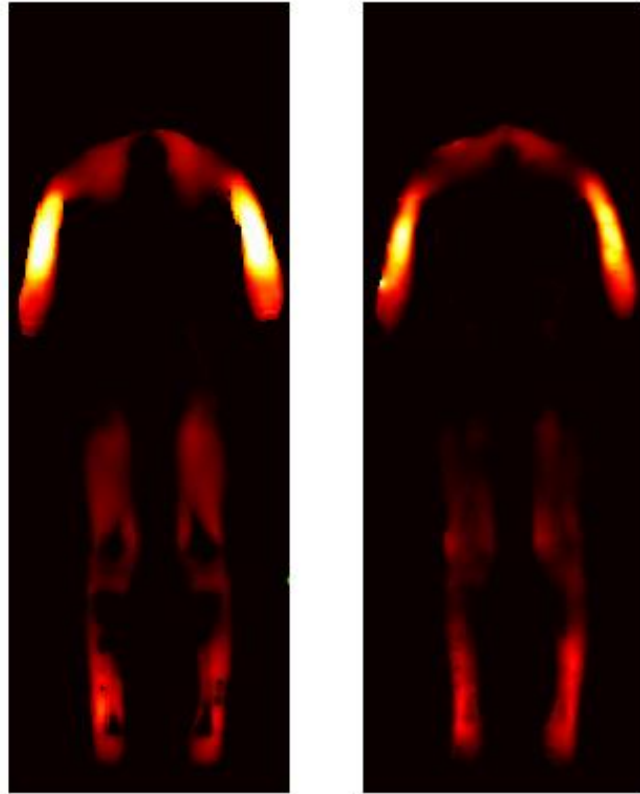
სურ. 2.4.2. 1g SAR(ა), 10g SAR(ბ) და ტემპერატურის მატება ბავშვის მთლიანი მოდელისთვის(გ) 300MHz, 1900MHz and 3700MHz სიხშირეებზე.

სურ. 2.4.1-ზე მოცემულია SAR-ისა და ტემპერატურის მატების მაქსიმალური მნიშვნელობები, ქალის მთლიანი მოდელისთვის, პენესა და მოდიფიცირებული მოდელებისათვის, რომლებიც კარგ თანხვედრაშია ერთმანეთთან, მათ შორის სხვაობა კი ცდომილების ფარგლებშია. იგივე ითქმის ბავშვის მთლიანი მოდელისთვის მიღებულ შედეგებზეც (სურ. 2.4.2). თუმცა SAR-ისა და ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები ბავშვის მოდელისთვის უფრო მაღალია, ვიდრე ქალის მოდელისთვის. უნდა აღინიშნოს, რომ ეს სიდიდეები ორივე მოდელისთვის, საკმარისად დაბალია და გაცილებით ნაკლებია უსაფრთხოების ნორმებზე.

თუ SAR-ს დავანორმირებთ  $10\text{mW/cm}^2$  სიმძლავრის ბრტყელი ტალღის ენერჯის ნაკადის სიმკვრივეზე მაშინ, სურ. 2.4.1 და სურ. 2.4.2-ზე წარმოდგენილი მნიშვნელობები 10-ჯერ უფრო მაღალი იქნება.

ვიზუალურად ტემპერატურის მატება მთლიანი სხეულისთვის წარმოდგენილია სურ. 2.4.3, ბავშვის მთლიანი მოდელისთვის.

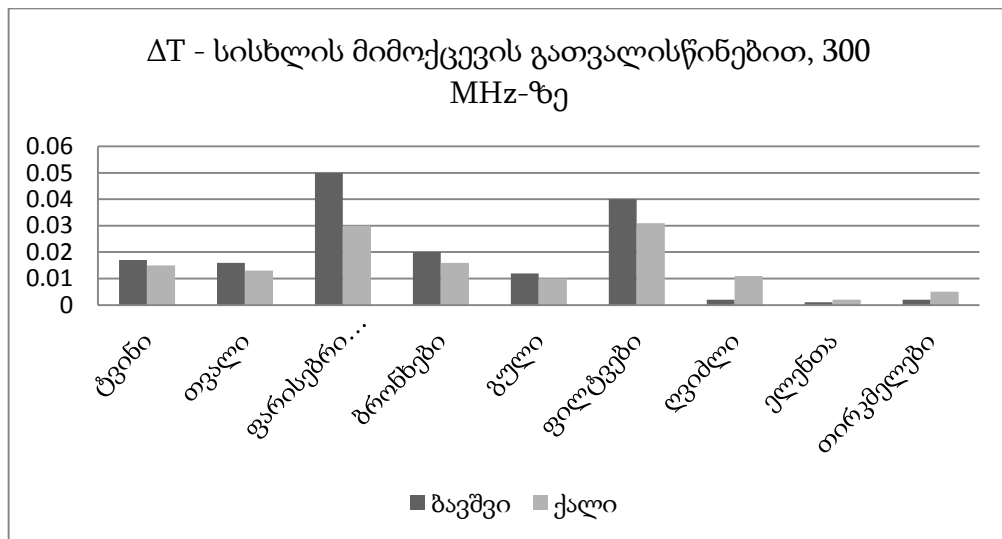
გარდა, ტემპერატურის მატების მაქსიმალური მნიშვნელობებისა მთლიანი სხეულისათვის, რომლებიც ძირითადად კანის ქსოვილზე დაიკვირვება, სითბური ამოცანის ამომხსნელი საშუალებას გვაძლევს შევაფასოთ ტემპერატურის მატება თითოეული ქსოვილისთვის, ორგანოსთვის.



ა)

ბ)

სურ. 2.4.3 ტემპერატურის მატების განაწილება ბავშვის მთლიანი მოდელისთვის 300MHz-ზე, ა) პენეს მოდელისთვის, ბ) მოდიფიცირებული მოდელისთვის.



სურ. 2.4.4 ტემპერატურის მატება ქალისა და ბავშვის მთავარ ორგანოებში 300MHz-ზე, დათვლილი მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით.

სურ. 2.4.4-ზე ქალისა და ბავშვის ძირითადი ორგანოებისთვის წარმოდგენილია ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები, რომელიც დათვლილია 300 MHz სიხშირეზე მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებით, ანუ სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებით. როგორც ვხედავთ, ეს მნიშვნელობები, საკმარისად დაბალია,

ტემპერატურის მატების მაქსიმალურ მნიშვნელობაზე მთლიანი სხეულისათვის, რაც კარგ თანხვედრაშია [43] შრომაში მიღებულ შედეგებთან.

თუმცა, უნდა აღინიშნოს, რომ თუ ემ ველის წყაროს წარმოადგენს არა ბრტყელი ტალღა, არამედ მობილური ტელეფონის ანტენა, რომელიც შეიძლება ახლოს იყოს სხეულის რომელიმე ნაწილთან, როგორც SAR-ის, ასევე ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები ახლოს მდებარე ორგანოს ქსოვილში იქნება გაცილებით მაღალი, განსაკუთრებით დაბალ სიხშირეებზე.

ემ ველის სხეულში შეღწევის სიღრმის სიხშირეზე დამოკიდებულებიდან გამომდინარე, ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები კიდევ უფრო დაბალი იქნება 1900 MHz და 3700 MHz უფრო მაღალი სიხშირეებისთვის.

## §2.5. II თავის დასკვნა

შესწავლილ იქნა რამდენიმე დასხივების სცენარი ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან მოდელებზე ტრადიციული პენეს და მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლებების გამოყენებით. ნაჩვენები იქნა, რომ SAR-ისა და ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები მოდიფიცირებული მოდელებისთვის ძალიან ახლოსაა კონვექციური პენეს განტოლებით მიღებულ შედეგებთან, მათ შორის სხვაობა კი ცდომილების ფარგლებშია. იმ შემთხვევაში, როცა სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინების გამო, ტემპერატურის მატების მაქსიმუმების სივრცეში წანაცვლება-გადანაწილების ეფექტი თამაშობს მნიშვნელოვან როლს, ტემპერატურის მატების პიკები 30%-ით უფრო დაბალია მოდიფიცირებული მოდელებისთვის, მაგალითად, ქალის მოდელის შემთხვევაში. ამით აისხნება ის, რომ ტემპერატურის მატება შიდა ქსოვილებში (ტვინის ქსოვილებში) უფრო მაღალია აღნიშნული ეფექტის გამო.

ამრიგად, მოდიფიცირებული ბიო-სითბოს განტოლება საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ თერმული ეფექტი იმ სახით, რომელიც უფრო რეალურად ასახავს ადამიანის ქსოვილში მიმდინარე პროცესებს.

SAR-ის მნიშვნელობები, მოდიფიცირებული და ორიგინალი მოდელებისთვის, ასევე კარგ თანხვედრაშია. SAR-ის მნიშვნელობებისა და ტემპერატურის მატების პიკები უფრო დაბალია დაბალი სიხშირეებისთვის და უფრო მაღალია მაღალი სიხშირეებისთვის, თუმცა SAR-ისა და ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები ტვინის ქსოვილებში უფრო მაღალია დაბალ სიხშირეებზე. რადგან, რადიოსიხშირული ემ ველის შეღწევის სიღრმე ადამიანის ქსოვილებში მცირდება სიხშირის ზრდასთან ერთად. ასე რომ, ენერგია რომელსაც იგი შეიტანს სხეულში ხდება თანდათან შემოსაზღვრული და კონცენტრირებული სხეულის ზედაპირზე. ქსოვილებში ველის შეღწევის სიღრმე, აგრეთვე დამოკიდებულია ელექტრულ შეღწევადობასა და გამტარებლობაზე.

მიუხედავად იმისა, რომ წარმოდგენილი აღწერილი კვლევის ძირითად მიზანს წარმოადგენს უშუალოდ ადამიანებზე დასხივების შედეგად წარმოქმნილი ეფექტების შესწავლა, აღწერილი მიდგომა და პრინციპები სრულიად გამოსადეგია ცხოველებზე, ნებისმიერ ქსოვილებსა თუ სხვა ბიოლოგიურ სტრუქტურებზე კვლევების ჩასატარებლად.

### თავი III. დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით ელექტრომაგნიტური ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის ერთგვაროვან მოდელზე ფართომასშტაბიანი სცენარებისთვის, როცა გამომსხიველები მოთავსებულია ადამიანის მახლობლად

#### § 3.1. შესავალი

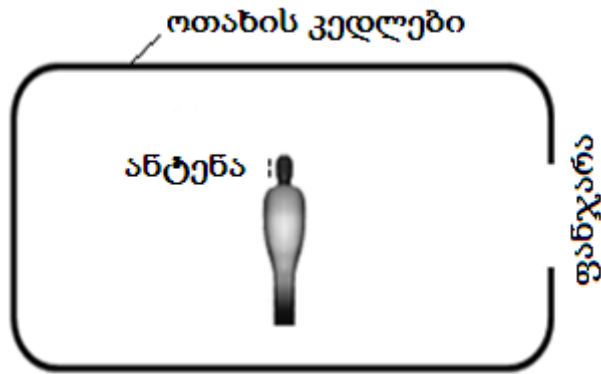
სადისერტაციო ნაშრომის მოცემულ თავში დამხმარე გამომსხიველების მეთოდის (დგმ) გამოყენებით გამოკვლეულია ელექტრომაგნიტური (ემ) ველის განაწილება ადამიანის ერთგვაროვან მოდელში და მის სიახლოვეს, რომელიც იმყოფება ოთახში ან ღია სივრცეში. დასმული ამოცანა განსაკუთრებით აქტუალურია მობილური და უკაბელო საკომუნიკაციო სისტემების ადამიანზე ზემოქმედების შესასწავლად, რომლებიც ფართოდ გამოიყენება ყოველდღიურ ცხოვრებაში.

მობილური ტელეფონის გამოსხივების ზეგავლენა მაქსიმალურია, როდესაც იგი ახლოს მდებარეობს მომხმარებელთან. ამ დროს ფორმირებული ელექტრომაგნიტური ველი აგრეთვე დამოკიდებულია საგნებზე, რომლებიც მდებარეობს მომხმარებლის გარშემო და იმაზე, თუ სად იმყოფება ადამიანი, თავისუფალ სივრცეში თუ შენობაში. როგორც უკვე აღინიშნა, შენობების კედლების უმეტესობა დამზადებულია რკინაბეტონის მასალებისგან, რომელიც ემ ტალღებისთვის ნახევრად გამჭვირვალე ზედაპირს წარმოადგენს. ამიტომ მათ დიდი გავლენის მოხდენა შეუძლიათ ოთახში ემ ველის ფორმირებაზე, განსაკუთრებით ზოგიერთი რეზონანსულ სიხშირეებზე, რომლებიც მობილური კავშირის სიხშირეთა დიაპაზონშია. ეს იმას ნიშნავს, რომ როდესაც მომხმარებელი მობილური ტელეფონით კომუნიკაციის დროს იმყოფება შენობის შიგნით, ტელეფონით გამოსხივებული ველის ამპლიტუდა ძლიერდება ოთახის კედლების მიერ მრავალჯერადი არეკვლის გამო. როგორც რიცხვითი ექსპერიმენტები აჩვენებს, ამ მდგარი ემ ველის სიდიდე გაცილებით დიდია, ვიდრე შენობის გარეთ. აღნიშნული მოვლენის გამო, რეზონანსულმა ველმა ნაწილობრივ შთანთქმისას ადამიანში, რომელიც იმყოფება ოთახში, შეიძლება უარყოფითად იმოქმედოს მასზე.

აღწერილი პრობლემის გამოსაკვლევად, ჩვენს მიერ შემოთავაზებული დამხმარე გამომსხიველების მეთოდი საშუალებას გვაძლევს გავითვალისწინოთ ადამიანის გარშემო არსებული ობიექტები; კერძოდ, ჩვენი მიზანია გამოვიკვლიოთ შემთხვევა, როდესაც მომხმარებელი იმყოფება არეში, რომელსაც გააჩნია ღია ნაწილი, მაგ: ფანჯრიანი ოთახში (სურ 1.1.1). ეს მეთოდი ასევე საშუალებას გვაძლევს გამოთვალოთ ძირითადი გასაშუალოებული მახასიათებლები, და განვიხილოთ, ძირითადი ელექტროდინამიკური მოვლენები, რომლებსაც ადგილი აქვს ემ გამოსხივების ადამიანზე ზემოქმედებისას.

მხედველობაში მიიღება რა სხვადასხვა ადამიანის განსხვავებული სხეულის ზომა, ფორმა, წონა და ანატომია (არსებობს დიდი გადახრები ამ პარამეტრების) ჩვენ გავასაშუალოეთ ეს პარამეტრები და გამოთვლებისთვის გამოვიყენეთ ადამიანის გასაშუალოებული მოდელი. კერძოდ, 1) შევქმენით ადამიანის ფორმა „მუმია“-ს სახით, როგორც ადამიანის კომპიუტერული მოდელი (სურ. 3.1.1), რომელიც ადამიანის

სხეულის გამარტივებული გეომეტრიაა. 2) „მუმია“ ერთგვაროვანია და გააჩნია დიელექტრიკული შეღწევადობის და გამტარებლობის გასაშუალოებული მნიშვნელობები. ამოცანის ამოსხნისას გათვალისწინებულია, რომ ეს სიდედეები დამოკიდებულია სიხშირეზე. 3) ფანჯრის ღია ნაწილების ზედაპირი განიხილება, როგორც თავისუფალი სივრცე, ჰაერის შეღწევადობით. 4) ელექტრომაგნიტური ველის წყაროდ კი ვიყენებთ ელემენტარულ დიპოლს.



სურ 3.1.1 განსახილველი სტრუქტურის მოდელი

სადისერტაციო ნაშრომის ამ თავში შემოტანილია ახალი მიდგომა, ცვლადი გამჭვირვალობის ოთახის კედლის ზედაპირების დასამოდელოებლად, რომელიც დაფუძნებულია დამხმარე გამომსხიველების მეთოდზე. კერძოდ, დგმ საშუალებას გვაძლევს ადვილად ვცვალოთ ოთახის კედლების გამჭვირვალობა მის ზედაპირზე სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილების სიზუსტის ცვლილებით. წარმოდგენილ ნაშრომში განხილულია დასხივების სხვადასხვა სცენარი (ოთახის გამჭვირვალობის ფანჯრის ზომის, ადამიანის მოდელის მდებარეობის ცვლილებით) 300MHz, 900MHz და 1800MHz სიხშირეებზე (სტანდარტული სიხშირეები, რომლებიც გამოიყენება მობილური კავშირისათვის) და გამოკვლეულია სურ. 3.1.1-ზე მოცემული სისტემისათვის ახლო ველის განაწილება, გამოსხივების დიაგრამა; SAR-ისა და ველის განაწილება ადამიანის თავში.

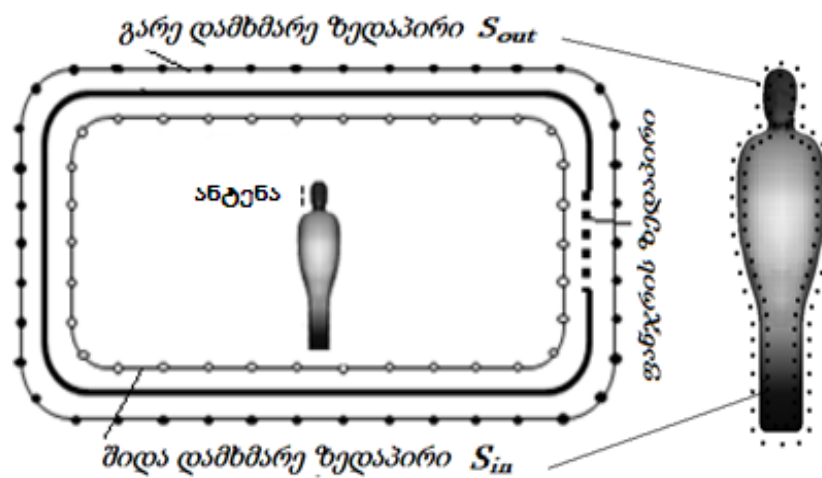
შედეგების სამართლიანობის დასადასტურებლად, შესადარებლად შესწავლილია დგმ-ითა და FDTD მეთოდით მიღებული შედეგების შედარება ადამიანის მოდელისთვის, რომელიც მოთავსებულია თავისუფალ სივრცეში.

### § 3.2. დგმ-ის გამოყენება ფართომასშტაბიანი სცენარისთვის, როდესაც გამომსხივებელი მდებარეობს ადამიანის თავთან

თეორიული თვალსაზრისით, დასმულ პრობლემას შეესაბამება დროში ჰარმონიული ემ ტალღის დიფრაქცია ერთგვაროვან დიელექტრიკზე, რომელიც მოთავსებულია ნახევრად ღია გამტარი ზედაპირის შიგნით. იმის გათვალისწინებით, რომ ემ ველის ტალღის სიგრძე დიდია ყველა ტელეფონზე, ემ ველის წყაროდ განვიხილავთ დიპოლს, რომელიც მდებარეობს მომხმარებლის თავთან ახლოს, მობილური ტელეფონის მსგავსად. დასმული ამოცანა იხსნება დამხმარე

გამომსხივებლების მეთოდის გამოყენებით, რომელიც საშუალებას გვაძლევს ეფექტურად ამოვხსნათ ამოცანა ფართომასშტაბიანი სცენარებისათვის, მინიმალური გამოთვლითი რესურსებით [44,45]. ჩატარებული სამუშაოს ერთ-ერთ მიზანს წარმოადგენს, ვაჩვენოთ ადამიანის ერთგვაროვანი მოდელის გამოყენების მართებულობა ადამიანზე დასხივების კვლევისას ფართომასშტაბიან სცენარებში დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდით, ნაცვლად ადამიანის არაერთგვაროვანი მოდელის და FDTD მეთოდის გამოყენებისა.

დგმ-ის თანახმად, ადამიანის სხეულის და ოთახის კედლებიდან განსაზღვრულ მანძილზე ორივე მხარეს, შიგნით და გარეთ იგება დამხმარე ზედაპირები, რომელიც იმეორებს მოცემული გეომეტრიის ფორმას (სურ. 3.2.1). დამხმარე ზედაპირებზე, რაც შეიძლება ერთგვაროვნად, ვანაწილებთ დამხმარე წყაროებს უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდებით.



სურ 3.2.1 დამხმარე წყაროების განაწილება

უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდები განისაზღვრება სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილებით კოლოკაციის მეთოდის გამოყენებით. წერტილებში, რომლებიც იმყოფება ადამიანის მოდელის ზედაპირზე და ასევე წარმოსახვითი ფანჯრის ზედაპირზე, ვითხოვთ ემ ველის უწყვეტობის პირობას, როგორც დიელექტრიკზე და თავისუფალი სივრცისათვის, შესაბამისად [44]. წერტილებში, რომელიც იმყოფება შენობის კედლების ზედაპირზე კი მოითხოვება ველის ტანგენციალური მდგენელის ნულთან ტოლობა.

არაფიზიკური რეზონანსების თავიდან ასაცილებლად, დამხმარე წყაროებად არჩეულია ორი ურთიერმართობი კომბინირებული დიპოლი, შესაბამისად უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდებით [46]. კომბინირებული დიპოლის ველი განისაზღვრება შემდეგი გამოსახულებით:

$$\vec{E}_{comb} = \vec{E}_{el} + \sqrt{\mu/\epsilon}\vec{E}_{mag}$$

$$\vec{H}_{comb} = \vec{H}_{el} + \sqrt{\mu/\epsilon}\vec{H}_{mag}$$

(3.2.1)

სადაც  $\vec{E}_{el}$ ,  $\vec{H}_{el}$  და  $\vec{E}_{mag}$ ,  $\vec{H}_{mag}$  არიან შესაბამისად დიპოლის ელექტრული და მაგნიტური ველები:

$$\vec{E}_{el} = (e^{ikR}/4\pi\epsilon) \left\{ (1/R^3 - ik/R^2) [3\vec{R}_0 \cdot (\vec{R}_0 \cdot \vec{p}_{el}) - \vec{p}_{el}] - (k^2/R) (\vec{R}_0 \times (\vec{R}_0 \times \vec{p}_{el})) \right\}$$

$$\vec{E}_{mag} = \sqrt{\mu/\epsilon} (k^2 e^{ikR}/4\pi) (1/R^2 - ik/R) (\vec{p}_{mag} \times \vec{R}_0)$$

$$\vec{H}_{el} = (i\omega e^{ikR}/4\pi) (1/R^2 - ik/R) (\vec{R}_0 \times \vec{p}_{el})$$

$$\vec{H}_{mag} = (e^{ikR}/4\pi) \left\{ (1/R^3 - ik/R^2) [3\vec{R}_0 \cdot (\vec{R}_0 \cdot \vec{p}_{mag}) - \vec{p}_{mag}] - (k^2/R) (\vec{R}_0 \times (\vec{R}_0 \times \vec{p}_{mag})) \right\}$$

სადაც  $\vec{R}_0$  ერთეულოვანი ვექტორია, მიმართული დიპოლიდან დაკვირვების წერტილისკენ,  $R$  – მანძილი დიპოლსა და დაკვირვების წერტილს შორის,  $\vec{p}_{el}$  და  $\vec{p}_{mag}$  კი არის ამ დიპოლების ერთეულოვანი პოლარიზაციის ვექტორები. დამხმარე წყაროები განაწილებული ნებისმიერ დამხმარე ზედაპირზე უნდა აღწერდნენ გაბნეულ ველს სივრცის მოპირდაპირე მხარეს. აღწეროთ ჯამური გაბნეული ველი შიგნით და გარეთ. უცნობი ველი დიელექტრიკული სხეულის (ადამიანის მოდელის) შიგნით აღიწერება გარე დამხმარე წყაროებით:

$$\vec{E}_{body}^{in} = \sum_{n=1}^N (a_n \vec{E}_{comb}^{out} + a'_n \vec{E}'_{comb}^{out})$$

$$\vec{H}_{body}^{in} = \sum_{n=1}^N (a_n \vec{H}_{comb}^{out} + a'_n \vec{H}'_{comb}^{out})$$

სხეულის გარეთ ველი  $\vec{E}_{body}^{out}$ ,  $\vec{H}_{body}^{out}$  წარმოადგენს შესაბამისად ჯამს ანტენის მიერ გამოსხივებული ველის, ადამიანის სხეულის შიგა დამხმარე წყაროებისა და აგრეთვე ნახევრად ღია ზედაპირის გარეთა დამხმარე წყაროების ველებისა:

$$\vec{E}_{body}^{out} = \vec{E}_{inc} + \sum_{n=1}^N (b_n \vec{E}_{comb}^{in} + b'_n \vec{E}'_{comb}^{in}) + \sum_{m=1}^M (c_m \vec{E}_{comb}^{out} + c'_m \vec{E}'_{comb}^{out})$$

$$\vec{H}_{body}^{out} = \vec{H}_{inc} + \sum_{n=1}^N (b_n \vec{H}_{comb}^{in} + b'_n \vec{H}'_{comb}^{in}) + \sum_{m=1}^M (c_m \vec{H}_{comb}^{out} + c'_m \vec{H}'_{comb}^{out})$$

ველი მთლიანი სტრუქტურის (ოთახის) გარეთ კი განისაზღვრება ნახევრად ღია ზედაპირის შიგა დამხმარე წყაროებით:

$$\vec{E}^{out} = \sum_{m=1}^M (d_m \vec{E}_{comb}^{in} + d'_m \vec{E}'_{comb}^{in}) \quad \vec{H}^{out} = \sum_{m=1}^M (d_m \vec{H}_{comb}^{in} + d'_m \vec{H}'_{comb}^{in})$$

უცნობ კომპლექსური ამპლიტუდებს  $a_n, a'_n, b_n, b'_n, c_m, c'_m, d_m, d'_m$ , სადაც  $n=1,2,\dots,N$ ,  $m=1,2,\dots,M$  ვპოულობთ სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილებით კოლოკაციის მეთოდის გამოყენებით. ამგვარად, ვიღებთ წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემას, რომელთა რიცხვი ემთხვევა უცნობების რაოდენობას. მისი ამოსხნა კომპიუტერული მოდელირების საშუალებით გვაძლევს ამ კომპლექსური ამპლიტუდების მნიშვნელობებს, რომლის გათვალისწინებით ველის გამოსახულებებში, ვპოულობთ ველის მნიშვნელობას ნებისმიერ სასურველ წერტილში.

### § 3.3. ზედაპირის გამჭვირვალობის მოდელირება დამხმარე გამომსხვივებლების მეთოდით (დგმ).

ოთახის კედლებს, როგორც წესი, გააჩნია გარკვეული გასვლის კოეფიციენტი ემ ტალღების დაცემისას, რომელიც დამოკიდებულია მათ კონსტრუქციაზე და დაცემული ველის სიხშირეზე. რეზონანსული მოვლენების გამო, გარკვეულ სიხშირეებზე და კედლების გამჭვირვალობისას, რეზონანსული ველის ამპლიტუდა მკვეთრად იზრდება, რაც ხდება მაღალი სიდიდის შთანთქმის კოეფიციენტისა და ემ ველის ადამიანზე არასასურველი ზემოქმედების მიზეზი. სადისერტაციო ნაშრომის ამ ნაწილში ჩვენ მიზანს წარმოადგენს გამოვიკვლიოთ როგორაა დამოკიდებული ოთახის რეზონანსული თვისებები კედლების გამჭვირვალობის ცვლილებაზე, კერძოდ, როგორი რეზონანსული ველები ფორმირდება ოთახში.

წარმოდგენილ ნაშრომში ოთახის კედლების გასვლის კოეფიციენტის გამოსათვლელად ჩვენ ვიყენებთ დგმ-ზე დაფუძნებულ მიდგომას, რომელიც საშუალებას გვაძლევს ადვილად დავამოძღვროთ ცვლადი გამჭვირვალობის კედლები. კერძოდ, ჩვენი იდეის თანახმად, ოთახის ზედაპირის გამჭვირვალობა შეიძლება ვარგულირით სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილების სიზუსტის ცვლილებით მის ზედაპირზე, რაც გულისხმობს მოცეულ ზედაპირზე კოლოკაციის წერტილების რიცხვის ცვლილებას. გამოთვლის შედეგები აჩვენებს, რომ მცირე რაოდენობის კოლოკაციის წერტილების შემთხვევაში, შიდა ველმა შეიძლება გაჟონოს წერტილებს შორის, რის შედეგადაც კედელი მეტად გამჭვირვალეა ემ ტალღებისადმი.

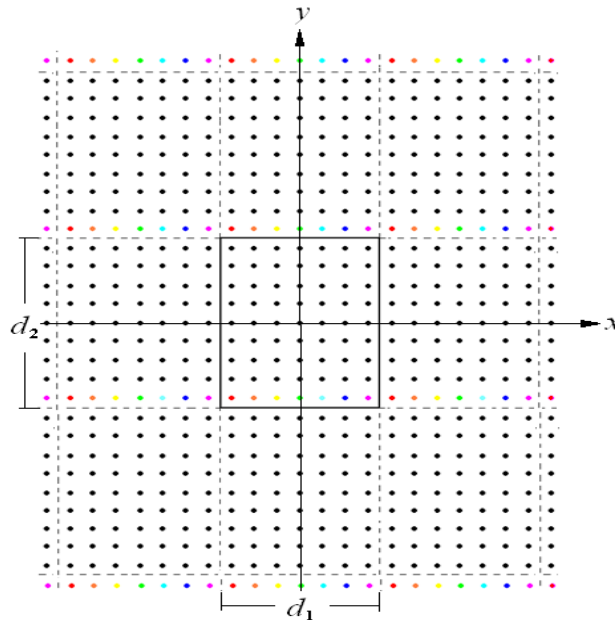
გასვლის კოეფიციენტის რაოდენობრივი ანალიზისთვის ჩვენ განვიხილეთ ბრტყელი ტალღის დიფრაქციის ამოცანა იდეალურად გამტარ ბრტყელ უსასრულო ზედაპირზე (სურ. 3.3.1). ეს ზედაპირი შეცვლილია კოლოკაციის წერტილების სისტემით, სადაც სასაზღვრო პირობები უნდა დაკმაყოფილდეს; იგი დაყოფილია ერთნაირი ზომის არეებად „უჯრედებად“, რომელშიც გარკვეული რაოდენობის კოლოკაციის წერტილი ხვდება. უბნის ზომებია  $d_x$  და  $d_z$ .

წერტილების ამ უსასრულო სისტემას (მესერს)  $z>0$  ნახევარსივრციდან ეცემა დროში ჰარმონიული ბრტყელი ელექტრომაგნიტური ტალღა, რომელიც ვრცელდება ცნობილი  $\vec{k} \{k_x, k_y, k_z\}$  ტალღური ვექტორის გასწვრივ.

დგმ-ის თანახმად მესერის ზედაპირის ორივე მხარეს იგება დამხმარე ზედაპირები (დამხმარე მესერი), რომელზეც განაწილებულია დამხმარე წყაროები (მესერის ზედაპირის კოლოკაციის წერტილების ანალოგიურად) უცნობი კომპლექსური



ამპლიტუდებით. გაბნეული ველი ამ წყაროების ველების უსასრულო ორმაგ ჯამს უნდა წარმოადგენდეს. ვინაიდან საძიებელი ველი პერიოდულია, გამოვყოთ დამხმარე ზედაპირის იდენტური წყაროები როგორც 3.3.1 სურათზეა ნაჩვენები. ამ გამოყოფილი წყაროების მიერ შექმნილი ველისათვის შემდეგ გამოყენებულია ცნობილი პუასონის გარდაქმნა, რის შედეგადაც ჯამური ველი ბრტყელი ტალღების სუპერპოზიციის სახით არის წარმოდგენილი [47].



სურ 3.3.1. უსასრულო ორპერიოდული მესერი

მესერი უსასრულოა, დაცემული ტალღის ფრონტი ბრტყელია და ამიტომ, როგორც უკვე იქნა აღნიშნული, ყოველ უჯრედში ველს ერთი და იგივე სახე უნდა გააჩნდეს. ამიტომ საკმარისია მისი პოვნა ცენტრალურ არეში ( $-d_1/2 \leq x \leq +d_1/2$ ,  $-d_2/2 \leq y \leq +d_2/2$ ,  $-\infty < z < +\infty$ ). ჩვენ ვსარგებლობთ გაბნეული ველის ზოგადი გამოსახულებით. შემდეგ, სასაზღვრო პირობის დაკმაყოფილებით ვითვალისწინებთ მესრის ელემენტების ურთიერთქმედებას და ვპოულობთ დამხმარე წყაროების უცნობ ამპლიტუდებს. ვინაიდან რეალური ბრტყელი გამტარი ზედაპირი ჩანაცვლებულია კოლოკაციის წერტილებისგან შემდგარი მესრით, ველს გააჩნია გაჟონვის უნარი. ამიტომ ჩვენ ვეძებთ გაბნეულ ველს მის ორივე ნახევარსივრცეში.

აღწერილი მიდგომის თანახმად დამხმარე გამომსხივებელის ველი უნდა იქნას წარმოდგენილი როგორც

$$\vec{E}(\vec{r}) = \frac{I_0}{2\omega\epsilon_0\epsilon d_1 d_2} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \frac{\exp[i\vec{k}_{mn}(\vec{r}-\vec{r}_0)]}{\sqrt{\mu\epsilon k_0^2 - k_{n,x}^2 - k_{m,y}^2}} (\vec{k}_{mn} \times (\vec{k}_{mn} \times \vec{p})), \quad (3.3.3)$$

$$\vec{H}(\vec{r}) = \frac{I_0}{2d_1 d_2} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \frac{e^{i\vec{k}_{mn}(\vec{r}-\vec{r}_0)}}{\sqrt{\mu\epsilon k_0^2 - k_{n,x}^2 - k_{m,y}^2}} (\vec{p} \times \vec{k}_{mn}) \quad (3.3.4)$$

სადაც

$$\vec{k}_{mn} = \{k_{m,x}, k_{n,y}, k_{mn,z}\}, \quad k_{m,x} = k_x + \frac{2\pi m}{d_1}, \quad k_{n,y} = k_y + \frac{2\pi n}{d_2}, \quad k_{mn,z} = \text{sgn}(z - z_0) \sqrt{\mu\epsilon k_0^2 - k_{m,x}^2 - k_{n,y}^2}.$$

როგორც ვხედავთ, დამხმარე წყაროების მიერ გაბნეული ველი წარმოადგენს ბრტყელი ტალღების (ჰარმონიკების) ჯამს. აქ ჯამი იგულისხმება არა ელემენტებისათვის, არამედ ამ ჰარმონიკებისათვის.

შემდეგი ნაბიჯია დგმ-ის გამოყენებით ვიპოვოთ დამხმარე წყაროების უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდები. ველი ზედა ნახევარსივრცეში, რომელშიც ვრცელდება დაცემული ტალღა წარმოადგენს დაცემული ველისა და საწინააღმდეგო არეში მოთავსებული დამხმარე წყაროების ველის ჯამს:

$$\vec{E}_{lattice}^{z>0} = \vec{E}_{inc} + \sum_{n=1}^N a_n \vec{E}_{lattice}^{z<0}, \quad \vec{H}_{lattice}^{z>0} = \vec{H}_{inc} + \sum_{n=1}^N a_n \vec{H}_{lattice}^{z<0}, \quad (3.3.5)$$

ხოლო ველი მესრის ქვედა ნახევარსივრცეში იქნება ჯამი მის საწინააღმდეგო არეში მოთავსებული დამხმარე წყაროების ველებისა:

$$\vec{E}_{lattice}^{z<0} = \sum_{n=1}^N b_n \vec{E}_{lattice}^{z>0}, \quad \vec{H}_{lattice}^{z<0} = \sum_{n=1}^N b_n \vec{H}_{lattice}^{z>0}, \quad (3.3.6)$$

სადაც,  $\vec{E}_{lattice}^{z>0}$ ,  $\vec{E}_{lattice}^{z<0}$ ,  $\vec{H}_{lattice}^{z>0}$ ,  $\vec{H}_{lattice}^{z<0}$  განისაზღვრება (3.3.3), (3.3.4) ფორმულებით, შესაბამისად მესრის მარჯვენა და მარცხენა მხარეს მოთავსებული წყაროების რადიუსვექტორების გათვალისწინებით.

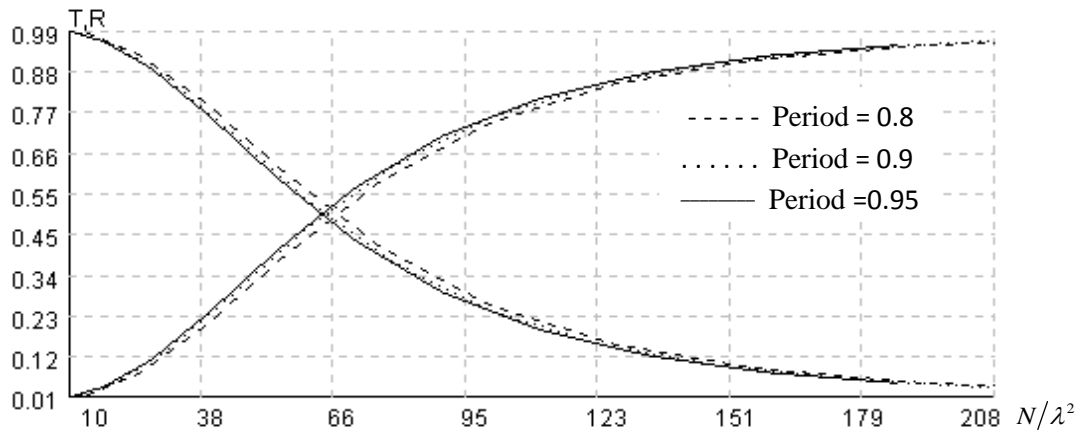
დამხმარე წყაროების უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდები  $a_n$ ,  $b_n$ , სადაც  $n=1, 2, \dots, N$  - განისაზღვრება სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილებით მესრის ზედაპირზე, როგორც გამტარზე (ანუ ველის ტანგენციალური მდგენელი ნულის ტოლი უნდა იყოს მოცემულ ზედაპირზე). ამის შედეგად ვიღებთ წრფივ ალგებრულ განტოლებათა სისტემას, რომელთა რიცხვი უდრის უცნობების რაოდენობას და მისი კომპიუტერული ამოხსნით ვპოულობთ ამ უცნობ ამპლიტუდებს.

ამის შემდეგ კი ვპულობთ გასვლისა T და არკვლის R კოეფიციენტებს (გასვლის კოეფიციენტი განისაზღვრება მესერში გასული ველის ფარდობით დაცემულ ველთან, ხოლო არეკვლის კოეფიციენტი მესრის მიერ არეკვლილი ველის შეფარდებით დაცემულ ველთან(3.3.7)), რომელებიც უნდა აკმაყოფილებდნენ პირობას  $T+R=1$ .

$$T = \left( \frac{\vec{E}_{lattice}^{z<0}}{\vec{E}_{inc}} \right)^2, \quad R = \left( \frac{\vec{E}_{lattice}^{z>0}}{\vec{E}_{inc}} \right)^2 \quad (3.3.7)$$

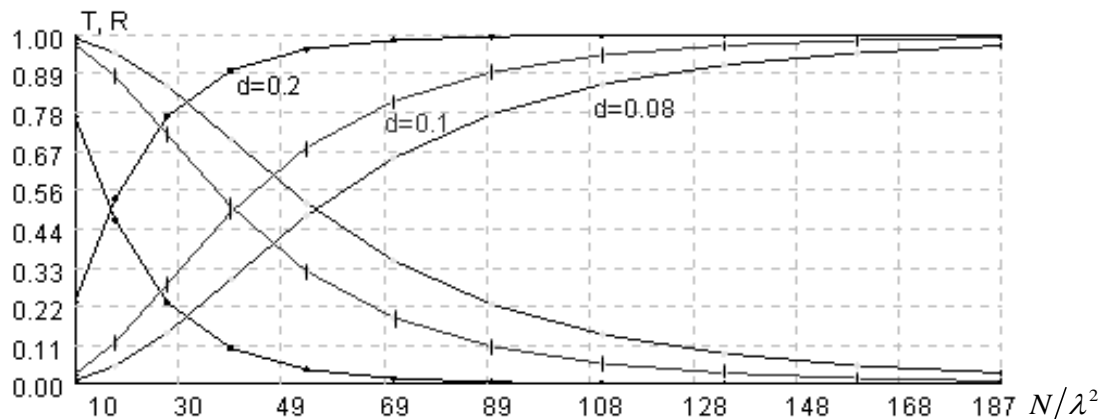
რიცხვითი ექსპერიმენტები ჩატარდა იმ შემთხვევისთვის, როცა მესრის პერიოდები  $d_1=d_2<\lambda$ , რადგან შევისწავლით მხოლოდ ძირითად ნულოვან სპექტრალურ კომპონენტებს [47].

სურ. 3.3.2-ზე მოცემულია არეკვლის და გასვლის კოეფიციენტების დამოკიდებულება, სხვადასხვა მესრის პერიოდის შემთხვევაში კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივეზე, რომელიც განისაზღვრება  $N/\lambda^2$  დამოკიდებულებით.



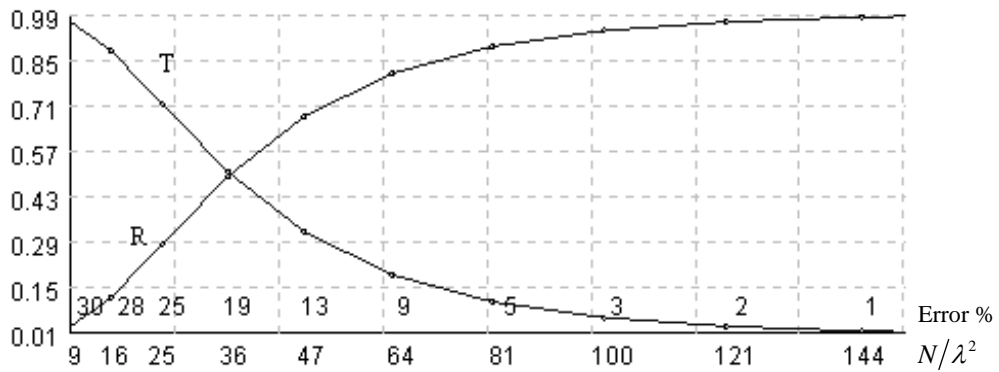
სურ. 3.3.2 გასვლისა და არეკვლის კოეფიციენტების დამოკიდებულება კოლოკაციის წერტილების რაოდენობაზე, როცა  $d=0.15$

$d$  - წარმოადგენს მანძილს დამხმარე ზედაპირებსა და ძირითად ზედაპირს შორის, სადაც განლაგებულია კოლოკაციის წერტილები. როგორც 3.3.2 სურათიდან ჩანს, გასვლისა და არეკვლის კოეფიციენტები არაა დამოკიდებული მესრის პერიოდის არჩევაზე.



სურ. 3.3.3 გასვლისა და არეკვლის კოეფიციენტების დამოკიდებულება კოლოკაციის წერტილების რაოდენობაზე, სხვადასხვა  $d$ -ის შემთხვევაში.

სურ. 3.3.3-ზე წარმოდგენილია გასვლისა და არეკვლის კოეფიციენტების დამოკიდებულება კოლოკაციის წერტილების რაოდენობაზე, როცა  $d$  მანძილი კოლოკაციის წერტილებსა და დამხმარე ზედაპირს შორის განსხვავებულია. ჩანს, რომ  $d$  მანძილის ზრდისას  $T$  და  $R$  კოეფიციენტები უფორ სწრაფად აღწევს კრებადობას. ასე, რომ სწორი კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივის და  $d$  მანძილის არჩევით, სასურველი გასვლის კოეფიციენტი შეიძლება იყოს მიღებული, რაც უკეთესად შეესაბამება დასმულ პრობლემას.



სურ. 3.3.4 გასვლისა და არეკვლის კოეფიციენტების დამოკიდებულება კოლოკაციის წერტილების რაოდენობაზე, და გამოთვლის ცდომილებაზე, როცა

სურ.3.3.4-ზე მოცემულია T და R კოეფიციენტების დამოკიდებულება კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივესა და გამოთვლის ცდომილებაზე, როცა  $d = 0.1$ ; ნათლად ჩანს, რომ კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივის ზრდისას სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილების სიზუსტე იზრდება, რის გამოც გამოთვლის ცდომილება მცირდება; შესაბამისად მცირდება გაცვლის T კოეფიციენტი და ამის გამო მოცემული ზედაპირი ნაკლებად გამჭვირვალეა ემ ტალღებისადმი და პირიქით, კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივის შემცირებისას, ზედაპირის გამჭვირვალობა და გამოთვლის ცდომილება იზრდება. ცდომილებაა, რომელიც წარმოადგენს გასაშუალოებული სასაზღვრო პირობების შესრულების სიზუსტეს  $[d_1, d_2]$  არეში განისაზღვრება (3.3.8) ფორმულით:

$$Error = \sqrt{\frac{1}{d_1 d_2} \iint_{d_1 \times d_2} [(\vec{E} + \vec{E}_{inc}) \cdot \vec{\tau} - I]^2 dx dy} \quad (3.3.8)$$

სადაც

$$I = \frac{1}{d_1 d_2} \iint_{d_1 \times d_2} (\vec{E} + \vec{E}_{inc}) \cdot \vec{\tau} dx dy$$

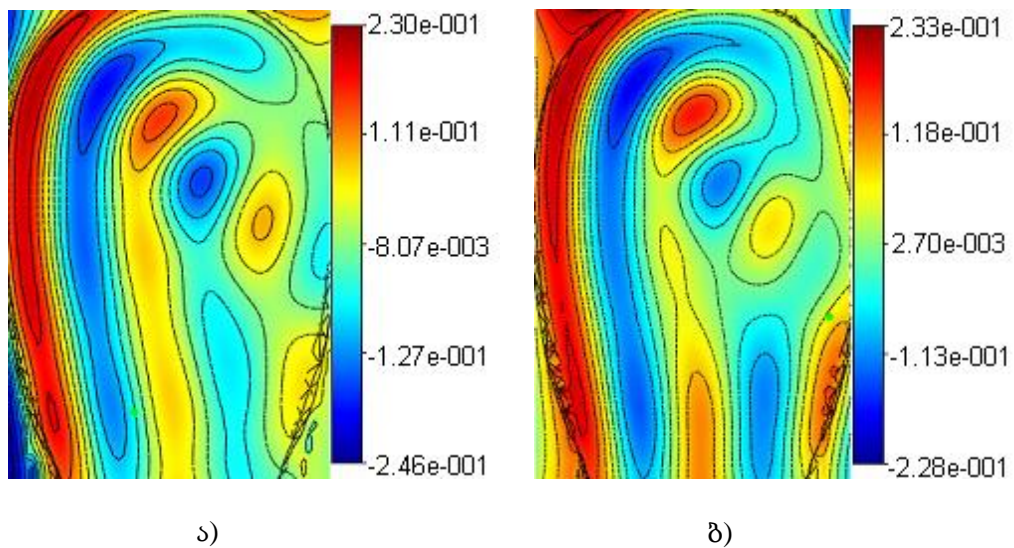
იმის გამო, რომ გასვლის კოეფიციენტის სიდიდეები აღებულია ტალღის სიგრძის ერთეულებში ( $N/\lambda^2$  დამოკიდებულებით), მიღებული შედეგების ძალაში იქნება ყველა სიხშირისთვის. მოყვანილი გრაფიკები გამოყენებულ იქნა ძირითადი რიცხვითი ექსპერიმენტების ჩატარებისას, როდესაც საჭირო იყო სასურველი გამჭვირვალობის მქონე კედლების მოდელირება.

### § 3.4. დამხმარე გამომხივებლების მეთოდითა და FDTD მეთოდის გამოყენებით მიღებული შედეგების შედარებითი ანალიზი

როგორც უკვე აღინიშნა, FDTD მეთოდის უპირატესობა დგმ-თან შედარებით არის, რომ ეს არის ერთადერთი მეთოდი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს განვიხილოთ არაერთგვაროვანი მოდელები. თუმცა, მისი გამოყენების ფარგლები შეზღუდულია მძლავრი გამოთვლითი რესურსების ხელმისაწვდომობის გამო. ამიტომ ჩვენს

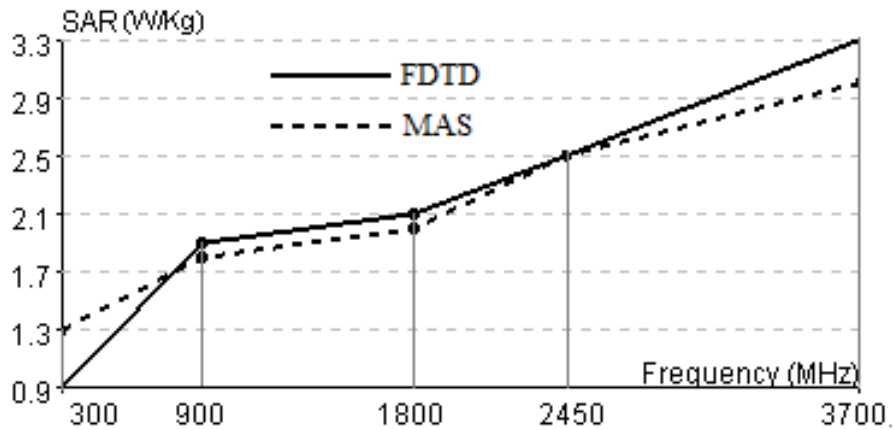
ინტერესად შეიძლება ჩაითვალოს მხოლოდ შედარებით მცირე მოცულობის სცენარის გამოკვლევა FDTD მეთოდით. გარდა ამისა, როგორც ცნობილია, ამ მეთოდით შეუძლებელია გამოთვლის სიზუსტის შეფასება. ფართომასშტაბიანი სცენარი მოიცავს ადამიანის მიმდებარედ შესასწავლ ობიექტებს და მათ გამოსაკვლევად გამოყენებული გვაქვს დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი. თუმცა, უნდა აღინიშნოს, რომ მის ფარგლებში შესაძლებელია განვიხილოთ მხოლოდ ადამიანის ერთგვაროვანი მოდელი, რომელსაც გააჩნია გასაშუალოებული ელექტროდინამიკური პარამეტრები. დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარის კვლევისთვის აღნიშნული მიდგომის შემოწმების მიზნით, ჩვენ მოვახდინეთ დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდისა და FDTD მეთოდით დათვლილი შედეგების შედარება რამდენიმე შემთხვევისათვის, როცა ადამიანის მოდელი იმყოფება თავისუფალ სივრცეში. შედარებითი ანალიზი ჩავატარეთ მცირე სცენარებისათვის უკაბელო კავშირის ძირითად სიხშირეებზე (300MHz, 900MHz და 1800MHz).

სურ. 3.4.1 ა და ბ-ზე წარმოდგენილია ახლო ველის განაწილება გამარტივებული ერთგვაროვანი თავის მოდელის კვეთაში, დათვლილი დგმ-ით და FDTD მეთოდით, როცა დაცემულ ველს წარმოადგენს ბრტყელი ტალღა. მოყვანილი შედეგებიდან შეიძლება დავასკვნათ, რომ ველის სტრუქტურა საკმაოდ კარგად ემთხვევა ორივე მეთოდის შემთხვევაში.



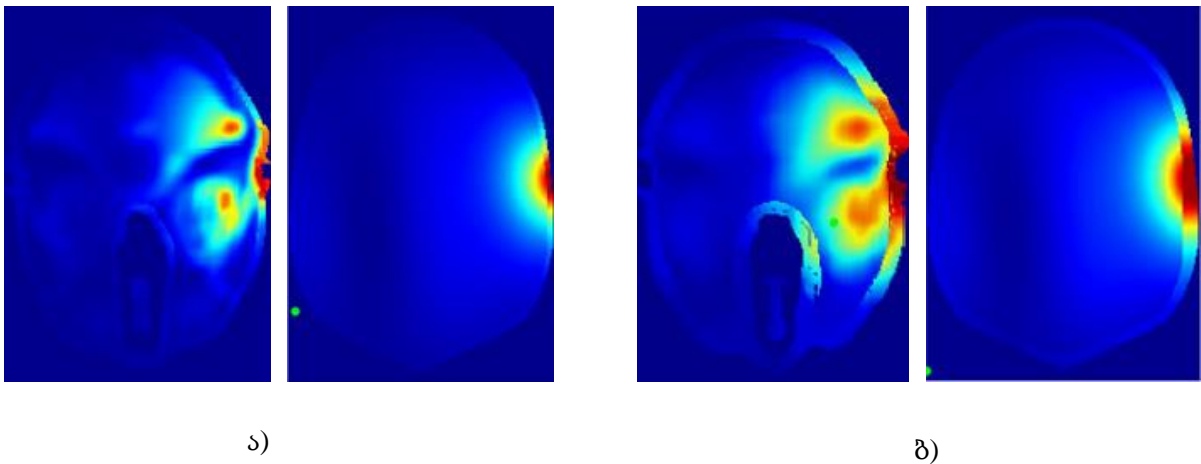
სურ. 3.4.1 FDTD მეთოდისა და დგმ-ის შედეგების შედარება: ახლო ველის განაწილება თავის მოდელში 900 MHz-ზე, დათვლილი ა) დგმ-ით, ბ) FDTD მეთოდით.

სურ 3.4.2-ზე კი მოყვანილია SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობების დამოკიდებულება სიხშირეზე, დათვლილი დგმ-ით და FDTD მეთოდით. როგორც გრაფიკებიდან ჩანს, ორივე მეთოდის შედარებამ მოგვცა ველის განაწილების და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობების კარგი დამთხვევა თითოეულ განხილულ სიხშირეზე. ცდომილება მათ შორის არ აღემატება 20%-ს.



სურ. 3.4.2 SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობის დამოკიდებულება სიხშირეზე, დათვლილი დამხმარე გამომსხიველებისა და FDTD მეთოდებით.

სურ. 3.4.3 წარმოდგენილია FDTD მეთოდით დათვლილი SAR-ის განაწილების შედეგების შედარება არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი ადამიანის თავის მოდელის შიგნით, ხოლო სურ.3.4.4-ზე ორივე FDTD მეთოდით და დგმ-ით დათვლილი SAR-ის განაწილების შედეგების შედარება მთელ სხეულში არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი ადამიანის მოდელების შემთხვევაში 300 MHz სიხშირეებზე.

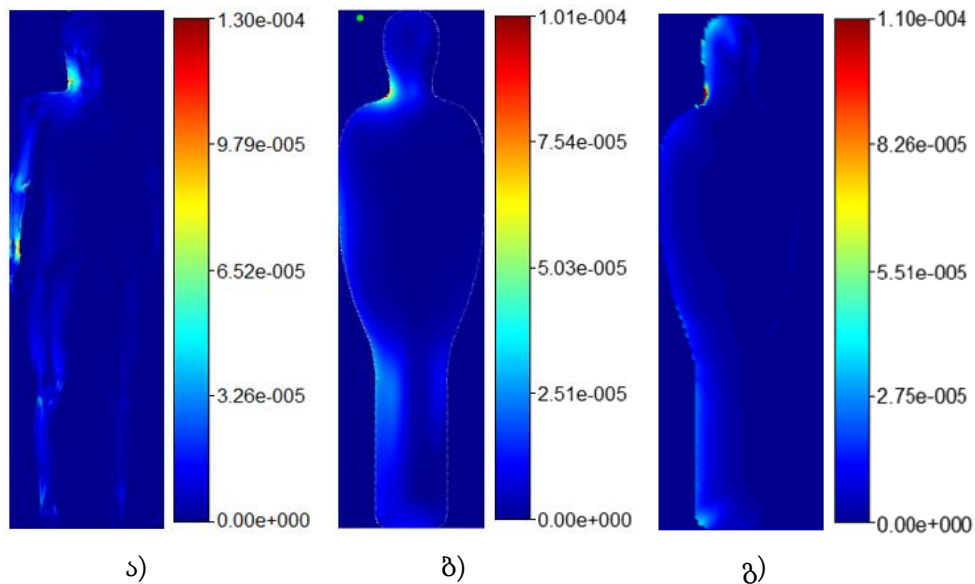


სურ. 3.4.3 ა) 1გ და ბ) 10გ SAR-ის განაწილება თავის შიგნით, არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი მოდელებისთვის, დათვლილი FDTD მეთოდით, დიპოლური ანტენის გამოსხივების 300MHz სიხშირეზე. SAR-ის მნიშვნელობები შესაბამისად უდრის: ა) არაერთგვაროვანი მოდელისთვის - 2.6ვტ/კგ, ერთგვაროვანი მოდელისთვის - 2.1ვტ/კგ; ბ) არაერთგვაროვანი მოდელისთვის - 1.5ვტ/კგ, ერთგვაროვანი მოდელისთვის - 1.1 ვტ/კგ.

სურ. 3.4.3-ის შემთხვევაში, ემ ველის წყაროს წარმოადგენს ადამიანის თავთან მოთავსებული  $\lambda/4$  სიგრძის მქონე დიპოლური ანტენა და SAR გასაშუალოებულია 1გ და 10გ მასაზე, შესაბამისად სურ. 3.4.3 ა და ბ-ზე. როგორც სურათის აღწერაში მოცემული შედეგებიდან ჩანს, SAR-ის მაქსიმალური გასაშუალოებული მნიშვნელობები ორივე,

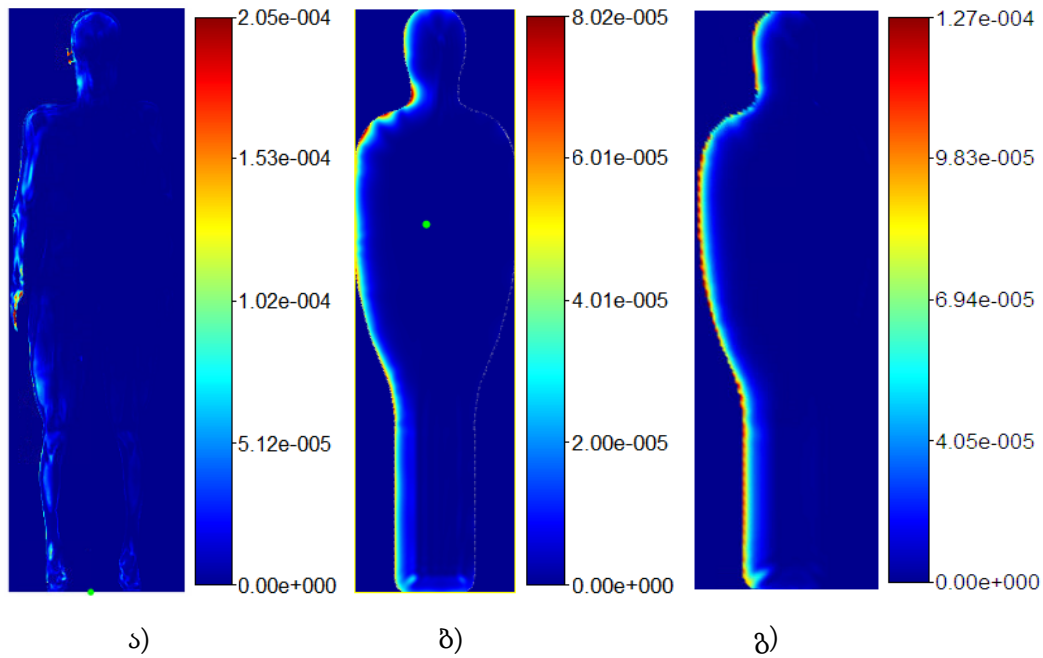
არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი მოდელებისთვის საკმაოდ ახლოსაა ერთმანეთთან, ასე, რომ გამარტივებული ერთგვაროვანი მოდელის განხილვა, ჩვენს მიერ დასმულ ამოცანაში, მართებულია და დიდად არ ცვლის ერთი და იგივე შედეგს, მიუხედავად იმისა, რომ შთანთქმის სურათი რამდენადმე განსხვავებულია არაერთგვაროვანების გათვალისწინებისას, ქსოვილების სხვადასხვა დიელექტრიკული შეღწევადობის, გამტარებლობის და სიმკვრივის გამო.

სურ. 3.4.4-ზე წარმოდგენილია SAR-ის განაწილების შედარება სრული სხეულის შიგნით, არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი მოდელებისთვის, დაცემული ბრტყელი ტალღის გამოსხივებისას 300 MHz სიხშირეზე. კვლევისას ბრტყელი ტალღა შერჩეულ იქნა იმის გამო, რომ ამ შემთხვევაში შესაძლებელია ველის განაწილების ვიზუალური შედარება „მუმიის“ მთლიან მოცულობაში. დიპოლის ან სხვა გამომსხიველის გამოყენებისას კი დასხივება გვექნებოდა მხოლოდ მოდელის გარკვეულ ლოკალურ ნაწილში, რაც გაართულებდა SAR-ის განაწილების შედარებას სრული ადამიანის მოდელის შემთხვევაში. მოყვანილი სურათებიდან ნათლად ჩანს, კარგი თანხვედრა FDTD მეთოდითა (სურ.3.4.4 ა და ბ) და დგმ-ით (3.4.4 გ) მიღებულ შედეგებს შორის. როგორც ზემოთ, იქნა აღნიშნული, გამოთვლის სიზუსტე დგმ-ის შემთხვევაში მკაცრად კონტროლდება, იმ დროს როდესაც FDTD მეთოდი ამის საშუალებას არ იძლევა. ამიტომ ჩვენ ვთვლით, რომ სხვაობა მოყვანილ აბსოლუტურ მნიშვნელობებს შორის გამოთვლის ცდომილების ფარგლებშია.



სურ. 3.4.4 SAR-ის განაწილების შედარება არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი ადამიანის მოდელებისთვის, FDTD მეთოდის (ა და ბ) და დგმ-ის (გ) გამოყენებით, დაცემული ბრტყელი ტალღისათვის 300MHz სიხშირეზე.

მსგავსი შედარება, ასევე შესწავლილია 1800MHz სიხშირისთვის სურ. 3.4.5-ზე. ამ შემთხვევაში, არსებობს გარკვეული განსხვავება, რომლის შედეგები შეიძლება ავხსნათ მცირე ტალღის სიგრძით ( $\approx 17$ სმ), რომლისთვისაც არაერთგვაროვნება უფრო შესამჩნევია.



სურ. 3.4.5 SAR-ის განაწილების შედარება არაერთგვაროვანი და ერთგვაროვანი ადამიანის მოდელებისთვის, FDTD მეთოდის (ა და ბ) და დგმ-ის (გ) გამოყენებით, დაცემული ბრტყელი ტალღისათვის 1800MHz სიხშირეზე.

დგმ-ის გამოყენებით დათვლილი შედეგებისთვის გამოთვლის ცდომილება, რომელიც განისაზღვრება სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილების სიზუსტით „მუმია“-ის ზედაპირზე არ აღემატება 15%-ს, ამიტომ ერთგვაროვანი ადამიანის მოდელისთვის, დგმ-ით დათვლილი შედეგები მართებულია. შუალედური სიხშირეებისთვის (450MHz და 900MHz) შედეგები იყო ასევე ახლოს. მოყვანილი შედეგებით შედეგები, დათვლილი FDTD მეთოდითა და დგმ-ით საშუალებას გვაძლევს შემოვიფარგლოთ მხოლოდ დგმ-ის გამოყენებით ერთგვაროვანი მოდელების განსახილველად ფართომასშტაბიანი სცენარების შემთხვევაში.

### § 3.5. ელექტრომაგნიტური დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარების გამოკვლევა

გადავიდეთ დგმ-ით ფართომასშტაბიანი დასხივების სცენარების გამოკვლევაზე და მიღებული შედეგების ანალიზზე. მოცემული თავის §2-ში აღწერილი ალგორითმის საფუძველზე შეიქმნა კომპიუტერული პროგრამა ველის თვისებების რიცხვითი გამოკვლევისათვის ადამიანის შიგნით, შენობაში და ასევე შორ ზონაში. ეს პროგრამული პაკეტი საშუალებას გვაძლევს ადვილად ვცვალოთ ძირითადი სტრუქტურის პარამეტრები: ოთახის ზომა, ფანჯრის ზომა და მდებარეობა, ადამიანის მოდელის და გამომსხივებლის მდებარეობა, გამომსხივებლის პოლარიზაცია და კედლების გამჭვირვალობა, როგორც აღწერილია §3.3 პარაგრაფში. ამ პარამეტრების შერჩევით, ჩვენ შეგვიძლია გამოვთვალოთ საკვლევი სტრუქტურის (სურ. 3.1.1) სიხშირული მახასიათებელი და შევისწავლოთ მისი რეზონანსული თვისებები.



აღნიშნული პროგრამული პაკეტის გამოყენებით გამოკვლეულ იქნა რამდენიმე შემთხვევა, განსახილველი სტრუქტურის სხვადასხვა პარამეტრების მნიშვნელობებისთვის. გამოთვლები ჩატარდა უკაბელო კავშირის სტანდარტულ სიხშირეებზე, 300, 450, 900 და 1800 MHz-ზე. ემ ველის წყარო მდებარეობდა ადამიანის მოდელის თავიდან 2 სმ მანძილზე. ოთახის ზომა (სიგრძე x სიგანე x სიმაღლე) იყო 4მ x 3მ x 2,5მ. ფანჯრის ზომა 1.4მ x 1.1მ-ზე, ოთახის კედლების გასვლის კოეფიციენტები კი  $T=0.75$  და  $T=0.22$ . ადამიანის მოდელის ზომები კი იყო შემდეგი: სიმაღლე 1.67მ, მხრების სიგანე 0.46მ, თავის დიამეტრი 0.175მ. ადამიანის ერთგვაროვანი მოდელის დიელექტრიკული შეღწევადობა და ელექტრული გამტარებლობა მიღებულ იქნა გასაშუალოებით, კუნთის, სისხლის და ძვლის მნიშვნელობების მიხედვით, შესაბამის სიხშირეებზე, იხ. ცხრილი. 3.5.1.

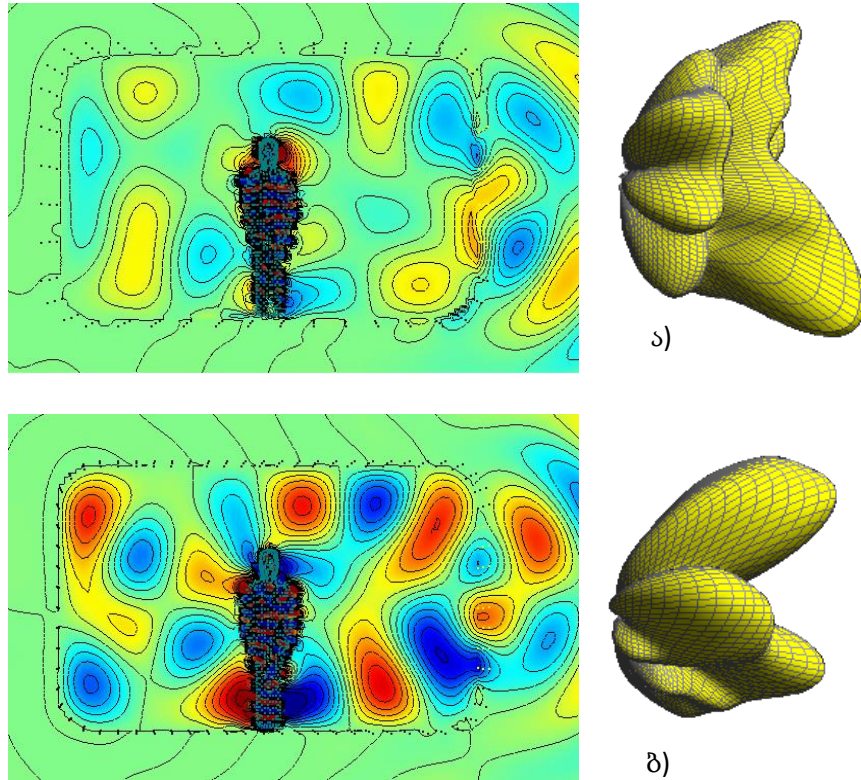
	გასაშუალოებული დიელექტრიკული შეღწევადობა	გასაშუალოებული ელექტრული გამტარებლობა
300 MHz	45.8	0.70
450 MHz	44.5	0.73
900 MHz	43.0	0.88
1800 MHz	41.6	1.22

ცხრილი. 3.5.1 ადამიანის ერთგვაროვანი მოდელის დიელექტრიკული შეღწევადობა და ელექტრული გამტარებლობა

აღებულ განტოლებათა სისტემის ამოსახსნელად, რომლის მიღება დიელექტრიკზე (ადამიანის მოდელი და ფანჯარა) და გამტარზე (ოთახის ზედაპირი) სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილებისას ველის მდგენელებისათვის, გამოყენებულ იქნა MKL ბიბლიოთეკა (სპეციალური ქვეპროგრამა). მნიშვნელოვან პარამეტრს, კარგი გამოთვლითი შედეგის მისაღწევად წარმოადგენს მანძილი ძირითად ზედაპირსა და დამხმარე ზედაპირებს შორის. ოპტიმალური დამხმარე ზედაპირების აგება დეტალურად შესწავლილია შრომაში [44], რომლის საფუძველზეც განხორციელდა კვლევები. გამოთვლის ცდომილების (3.3.8) შესამოწმებლად, ფასდებოდა სასაზღვრო პირობების შესრულების სიზუსტე. მიღებულ იქნა, დიდი რაოდენობით შედეგები, განსახილველი სტრუქტურის სხვადასხვა პარამეტრების ცვლილებით, რომელიც მოხსენებული იქნა საერთაშორისო სამეცნიერო ფორუმებზე [48,49,50] და წარმოადგენს რუსთაველის სამეცნიერო ფონდის #30/09 გრანტის ძირითად მასალას. სადისერტაციო ნაშრომის ამ თავში კი წარმოდგენილია გამოთვლებით მიღებული ძირითადი და საკვანძო მნიშვნელობის შედეგები, რომელიც შემდეგნაირად გამოიყურება.

სურ. 3.5.1 (ა, ბ) გვიჩვენებს ახლო რეზონანსული ველის განაწილებას და გამოსხივების დიაგრამას კედლის გამჭვირვალობის კოეფიციენტის ორი სხვადასხვა მნიშვნელობისთვის  $T=0.75$  და  $T=0.22$ , 300MHz-ზე. ნათლად ჩანს, რომ ნაკლები გამჭვირვალობისას, რეზონანსული ველის ამპლიტუდა ოთახში ნაკლებია, და ძირითადად გამოსხივება ხდება ფანჯრიდან. თუმცა, დიელექტრიკული შეღწევადობის მაღალი მნიშვნელობის გამო, ადამიანის მოდელის შიგნით ორივე შემთხვევაში ველი

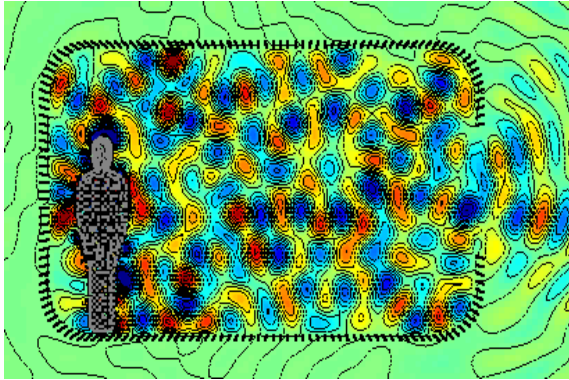
მნიშვნელოვნად მაღალია, ვიდრე გარეთ. როგორც ცნობილია, მაღალი დიელექტრიკული შეღწევადობისას, ადამიანის ქსოვილი შეიწოვს ველის ენერგიას და ცხადია, თუ ოთახი აძლიერებს ველს, ეს შთანთქმული ენერგია იზრდება და მეტად საშიში ხდება ადამიანისთვის.



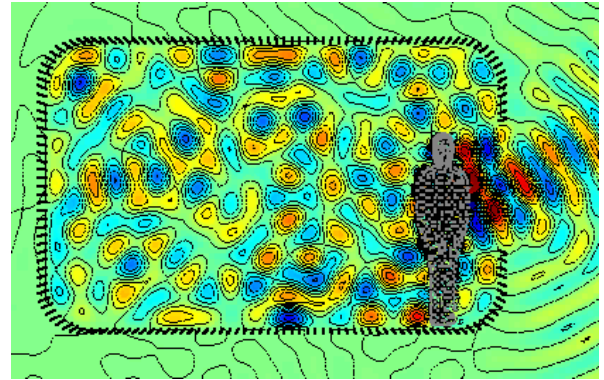
სურ. 3.5.1 რეზონანსული ველის განაწილება და შორი ველის დიაგრამა ოთახის კედლების სხვადასხვა გავლის კოეფიციენტის შემთხვევაში, როცა ა)  $T=0.75$ ; ბ)  $T=0.22$ ;

შემდეგ შესწავლილ იქნა დიდი სცენარი მომხმარებლის და გამომსხივებლის ორი სხვადასხვა მდებარეობისას 900MHz სიხშირეზე. კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივე უზრუნველყოფს ოთახის კედლების გამჭვირვალობას  $T \approx 0.75$ .

სურ. 3.5.2 ა) შეესაბამება ყველაზე უარეს სცენარს, როდესაც მომხმარებელი იმყოფება კედლთან ფანჯრის მოპირდაპირე მხარეს, ხოლო ემ ველის გამომსხივებელი მოთავსებულია კედლისკენ. კვლევებმა აჩვენა, რომ ამ შემთხვევაში, მრავალჯერადი არეკვლის შედეგად, რეზონანსული ველის ამპლიტუდა იზრდება მთელი რიგით. შთანთქმული ენერგიის დონის შემცირებისთვის ოპტიმალურია მომხმარებელი ახლოს იმყოფებოდეს ფანჯარასთან, როდესაც ანტენა მდებარეობს მომხმარებელსა და ფანჯარას შორის (სურ. 3.5.2 ბ). ეს მდებარეობა ხელს უშლის მაღალი რეზონანსული ველის ფორმირებას ოთახში, ასე რომ გამოსხივების ენერგიის დიდი ნაწილი გადის ფანჯრიდან. ამ ორ შემთხვევის შესაბამისი SAR განაწილება თავში ნაჩვენებია სურ. 3.5.3 ა) და ბ)-ზე. სურათები ასევე გვიჩვენებს, რომ პირველი პოზიციისას (იხ. სურ. 3.5.2 ა) SAR მნიშვნელოვნად მაღალია. ყველა შემდეგში SAR ნორმირებულია ემ ველის წყაროს (დიპოლის) გამოსხივების სიმძლავრეზე.

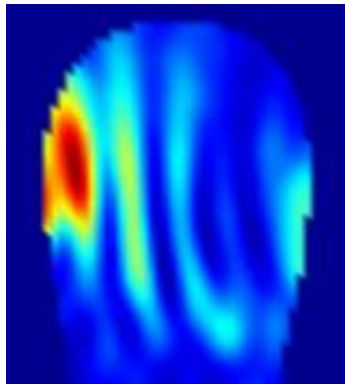


ა)

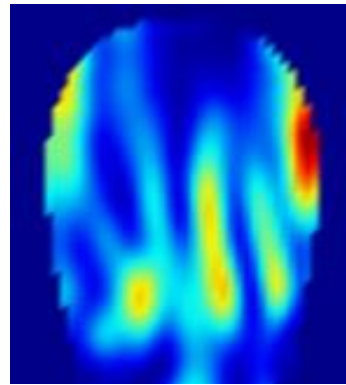


ბ)

სურ. 3.5.2 რეზონანსული ველის განაწილება ორი სხვადასხვა სცენარისთვის 900MHz სიხშირეზე; ა) მომხმარებელი იმყოფება ფანჯრის მოპირდაპირე მხარეს, კედელთან; ბ) მომხმარებელი იმყოფება ფანჯარასთან; როცა  $T=0.22$ .



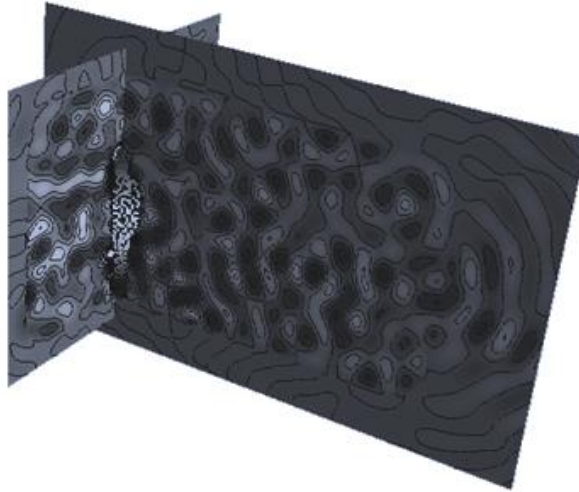
ა)



ბ)

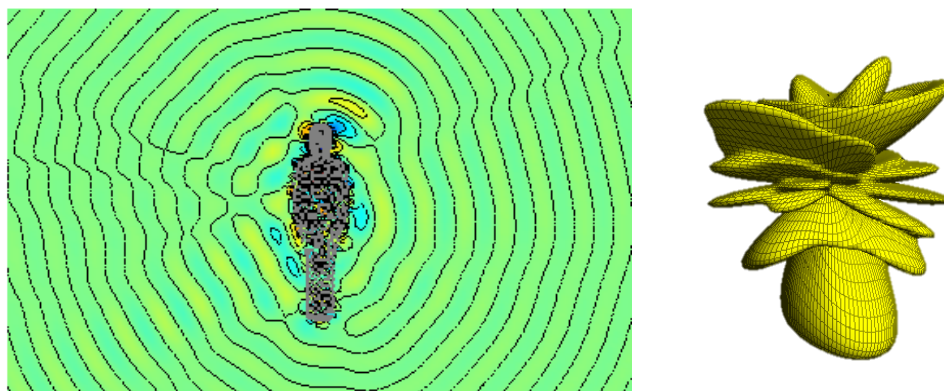
სურ. 3.5.3 SAR-ის განაწილება ადამინის მოდელის თავში 900MHz სიხშირეზე, როცა  $T=0.22$ ; ა) SAR = 114.7 ვტ/კგ მომხმარებელი იმყოფება ფანჯრის მოპირდაპირე მხარეს, კედელთან; ბ) SAR = 12.5 ვტ/კგ, მომხმარებელი იმყოფება ფანჯარასთან;

სურ. 3.5.4-ზე მოყვანილია რეზონანსული ველის განაწილება ორ ურთიერთმართობულ კვეთაში 900MHz სიხშირეზე. პატარა კვეთაში ველს აქვს უფრო მაღალი ამპლიტუდა, რომელიც შეიძლება აიხსნას მდგარი ტალღების არსებობით უახლოეს კედლებს შორის.



სურ. 3.5.4 რეზონანსული ველის განაწილება ორ ურთიერთმართობ კვეთაში 900MHz სიხშირეზე

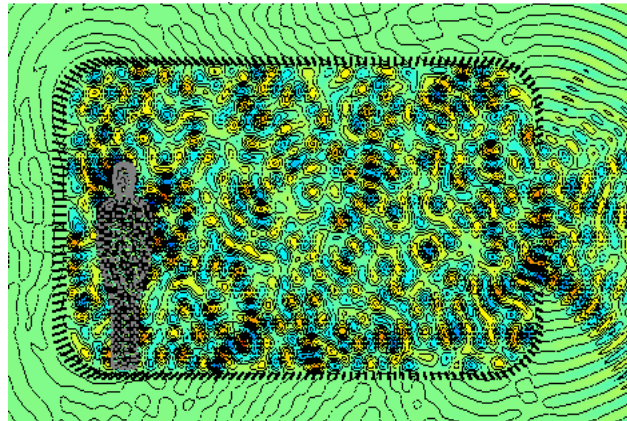
სურ. 3.5.5-ზე მოყვანილია ველის განაწილება და გამოსხივების დიაგრამა იმ შემთხვევაში, როცა მომხმარებელი მდებარეობს თავისუფალ სივრცეში. როგორც ვხედავთ, ველის განაწილების სურათი რადიკალურად განსხვავებულია იმ შემთხვევისაგან, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ოთახში. ცხადია, ამ შემთხვევაში რეზონანსული ველი არ წარმოიქმნება ადამიანის მოდელის გარშემო, SAR-იც ადამიანის მოდელის თავში თითქმის ერთი რიგით დაბალია. აქედან გამომდინარე და ეს სცენარი ყველაზე ოპტიმალურია მომხმარებლისთვის. გამოსხივებული ენერჯის ძირითადი ნაწილი ვრცელდება ადამიანის სხეულის გასწვრივ ქვედა მიმართულებით. რეალურ შემთხვევაში კი შემდეგ ვრცელდება დედამიწის გასწვრივ.



სურ. 3.5.5 ახლო ველის განაწილება და შორი ველის დიაგრამა 900MHz სიხშირეზე თავისუფალ სივრცეში; თავში SAR=1.2 ვტ/კგ;

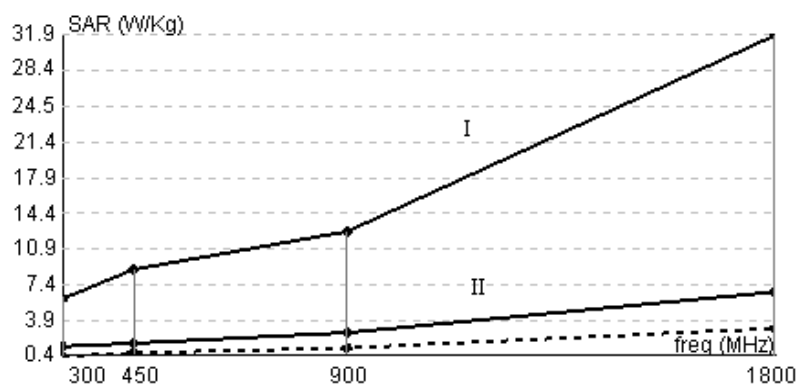
სურ. 3.5.6 - ზე მოცემულია ახლო ველის განაწილება, როდესაც გამომსხივებლის სიხშირე 1800MHz-ია, რომელიც შეესაბამება მობილური ტელეფონების ძირითად სამუშაო სიხშირეს. როგორც მოყვანილი სურათიდან ჩანს, მოცემულ სიხშირეზე, ველის შეღწევის სიღრმე ადამიანის მოდელის შიგნით ნაკლებია, ვიდრე დაბალ სიხშირეზე.

გამოსხივებული ენერჯის ძირითადი ნაწილი აქაც ასევე გადის ოთახის ფანჯრიდან. კედლების გამჭვირვალობა ამ შემთხვევაში  $T \approx 0.75$ . ანალოგიური შედეგები მიღებული იქნა სხვადასხვა კედლების გამჭვირვალობის მნიშვნელობისას.

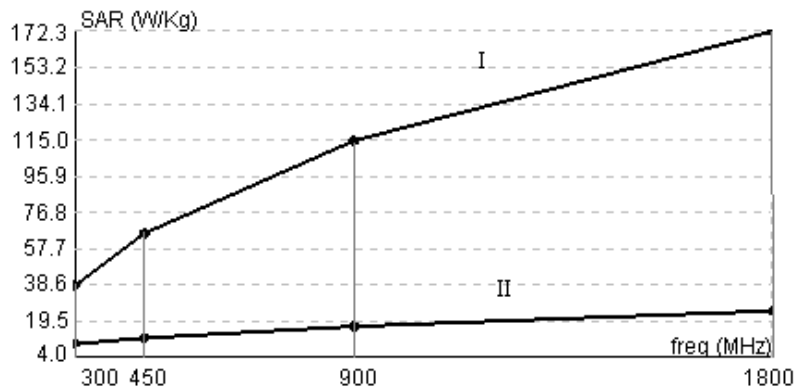


სურ. 3.5.6 ახლო ველის განაწილება ოთახში 1800MHz სიხშირეზე,  $T=0.75$ ; გამომსხივებელი მდებარეობს კედლის მხარეს; ამ შემთხვევისთვის, მომხმარებლის თავში SAR = 13.5 ვტ/კგ.

შემდეგ სურათებზე (სურ. 3.5.7 და სურ. 3.5.8) მოყვანილია SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები 300MHz, 450MHz, 900MHz, 1800MHz სიხშირეებზე, ოთახის კედლების მაღალი ( $T=0.75$ ) და დაბალი ( $T=0.22$ ) გასვლის კოეფიციენტის შემთხვევაში. სურ. 3.5.7 შეესაბამება მდგომარეობას, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან, ემ ველის გამომსხივებელი კი ფანჯრის მხარეს (I და II გრაფიკი) და ასევე ღია სივრცეში (წყვეტილი გრაფიკი); ხოლო სურ. 3.5.8-ის შემთხვევაში ადამიანის მოდელი მდებარეობს კედელთან, ფანჯრის მოპირდაპირე მხარეს, გამომსხივებელი კი კედლისკენ.



სურ. 3.5.7. SAR-ის დამოკიდებულება ოთახის გამჭვირვალობაზე სხვადასხვა სიხშირისას, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან (I გრაფიკი შეესაბამება გამჭვირვალობას  $T=0.22$ , II კი  $T=0.75$ ) და ღია სივრცეში - წყვეტილი;



სურ. 3.5.8. SAR-ის დამოკიდებულება ოთახის გამჭვირვალობაზე სხვადასხვა სიხშირისას, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს კედელთან, ფანჯრის მოპირდაპირე მხარეს. I გრაფიკი შეესაბამება გამჭვირვალობას  $T=0.22$ , II კი -  $T=0.75$ ;

როგორც მოყვანილი სურათებიდან ჩანს, ოთახის კედლების დაბალი გამჭვირვალობისას -  $T=0.22$ , SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები ადამიანის თავის მოდელში ზოგ შემთხვევაში თითქმის ერთი რიგით მეტია, ვიდრე ოთახის კედლების მაღალი გამჭვირვალობის ( $T=0.75$ ) და ღია სივრცის შემთხვევაში. ეს ფაქტი კარგად აიხსნება იმით, რომ ოთახის კედლების ამ ტალღებისადმი დაბალი გამჭვირვალობისას, ოთახში ემ ველის ამპლიტუდა ძლიერდება კედლებიდან მრავალჯერადი არეკვლის გამო (ოთახი მოქმედებს როგორც რეზონატორი) და ცხადია ამ დროს უფრო მეტი ველის ენერჯის შთაინთქმება ადამიანის ქსოვილში, რაც იწვევს SAR-ის მკვეთრ ზრდას.

ასევე სურათებზე წარმოდგენილი შედეგების შედარებით, შეგვიძლია დავასკვნათ, რომ SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები სიხშირის მიხედვით წრფივად იზრდება და დამოკიდებულია ადამიანის მოდელის მდებარეობაზე. კერძოდ, თუ ადამიანის მოდელი მდებარეობს ოთახის სიღრმეში კედელთან და ტელეფონი კედლის მხარეს უჭირავს, ეს იწვევს თავში SAR-ის რამდენჯერმე ზრდას, ვიდრე შემთხვევებისა, როცა ადამიანი იმყოფება ფანჯარასთან და ღია სივრცეში.

მსგავსი გამოთვლები შეიძლება განხორციელდეს გაცილებით უფრო დიდი ზომის სცენარებისთვის, ძლიერი სუპერკომპიუტერის გამოყენებით. ჩვენს მიერ, რიცხვითი გამოთვლებისათვის გამოყენებული კომპიუტერის პარამეტრებია: Dual Intel Xeon X5650, 24 გამომთვლელი ნაკადით, 64 GB RAM.

### §3.6. III თავის დასკვნა

სადისერტაციო ნაშრომის მოცემულ თავში წარმოდგენილ იქნა დამხმარე გამომსახივებლების მეთოდის გამოყენებით ჩატარებული კვლევის შედეგები, ადამიანზე ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების შესასწავლად, უკაბელო კავშირის სიხშირეებზე. კომპიუტერული მოდელირების საფუძველზე შევისწავლეთ ემ ველების განაწილება შენობაში ადამიანის მოდელის და გამომსახივებლის არსებობისას, SAR-ის განაწილება ადამიანის მოდელში, ასევე გამოსხივების დიაგრამის დამოკიდებულება მის ადგილმდებარეობასთან, ფანჯრის ღია ნაწილების გათვალისწინებით.

დღემ-ით მიღებული შედეგები ადამიანის ერთგაროვანი მოდელისთვის შედარდა FDTD მეთოდით მიღებულ შედეგებთან, როგორც ერთგაროვანი, ისე არაერთგაროვანი ადამიანის მოდელების შემთხვევაში. წარმოდგენილი შედეგებისთვის სხვაობა SAR-ის მაქსიმალურ მნიშვნელობებს შორის იყო 20%-ის ფარგლებში. ამით ვაჩვენებთ შესაძლებლობა და მართებულობა იმისა, რომ გამოთვლებისას გამოგვეყენებინა მარტივი და მძლავრი გამოთვლითი რესურსის მქონე დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდი. თუმცა, უნდა აღინიშნოს, რომ ადამიანის რეალისტური მოდელის არაერთგაროვანების (კუთხეები, გამოზნექილობები) გამო მაღალ სიხშირეებზე (ეს არაერთგაროვანები შესამჩნევია მცირე ემ ტალღის სიგრძისთვის), FDTD მეთოდით ჩატარებული გამოთვლები ნაკლებად სტაბილურია ანტენის მდებარეობის მიმართ და მსგავსი შედარება შეიძლება უფრო გართულდეს.

ამრიგად, დღემ იქნა გამოყენებული, უკაბელო კომუნიკაციისას რეაქტიული და რეზონანსული ველების შესაძლო ნეგატიური ზემოქმედების შესასწავლად მომხმარებელზე, რომელიც იმყოფება შენობაში, ასევე ღია სივრცეში; რადგან იგი საშუალებას იძლევა გავითვალისწინოთ მომხმარებლის გარშემო არსებული ობიექტები, როგორცაა ოთახის კედლები, რომელიც რეზონანსის შემთხვევაში, მრავალჯერადად ზრდის ველის ამპლიტუდას. დღემ ასევე საშუალებას იძლევა განვსაზღვროთ და ვარეგულიროთ გამოთვლის სიზუსტე. ამ კვლევაში, არ გაითვალისწინება ადამიანის მოდელის არაერთგაროვანება, რადგან განხილულ ტალღის სიგრძეებზე პრაქტიკულად არ ახდენს არსებით ცვლილებებს. შექმნილი ადამიანის კომპიუტერული მოდელი „მუმია“ წარმოადგენს ერთგაროვან დიელექტრიკს დანაკარგებით, რომლის ელექტროდინამიკური პარამეტრები ახლოსაა კუნთის ქსოვილის შესაბამისი პარამეტრების საშუალო მნიშვნელობასთან. ნაშრომის მოცემულ თავში, ასევე დიდი ყურადღება ექცევა ადამიანის მოდელის მიმდებარე ოთახის კედლების სხვადასხვა გამჭვირვალობის შესაძლებლობას, რომელიც მჭიდროდ არის დაკავშირებული სასაზღვრო პირობების შესრულებასთან ველის ტანგენციალური მდგენელებისთვის და კოლოკაციის წერტილების სიმკვრივეზე (ტალღის სიგრძის ერთეულებში).

შექმნილი პროგრამული პაკეტის საშუალებით ჩატარებულმა გამოთვლებმა, აჩვენა რეზონანსული და რეაქტიული ველების არსებობა ზოგიერთი დიდმასშტაბიან სცენარში. ნაჩვენები იქნა, რომ ასეთ მოვლენას ადგილი შეიძლება ჰქონდეს, ოთახის კედლების ემ ტალღებისადმი დაბალი გამჭვირვალობის შემთხვევაში, როცა ოთახი მოქმედებს როგორც რეზონატორი და მნიშვნელოვნად ზრდის ემ ველის ამპლიტუდას, რომელიც უარყოფით გავლენას უნდა ახდენდეს მასში მყოფ მომხმარებელზე.

## თავი IV. დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით საბაზო სადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველის ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის ერთგვაროვან მოდელზე დიდმასშტაბიანი სცენარებისთვის.

### §4.1. შესავალი

წარმოდგენილი ნაშრომის მოცემულ თავში განხილულია მობილური საკომუნიკაციო სისტემების საბაზო სადგურის ანტენის გამოსხივების შესაძლო ზემოქმედება ადამიანის მოდელზე, რომელიც იმყოფება შენობაში. შესწავლილია საბაზო სადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებული ველის განაწილება ოთახში და მისი მნიშვნელობის მკვეთრი გაძლიერება ზოგიერთ სიხშირეზე, შენობის როგორც რეზონატორის მიერ. პრობლემა ამოხსნილია დამხმარე გამომსხიველების მეთოდის გამოყენებით, რომლის ბაზაზე შეიქმნა პროგრამული პაკეტი რიცხვითი ექსპერიმენტების ჩასატარებლად. განხილულია რამდენიმე შემთხვევა ადამიანის მდებარეობის, შენობის კედლების გამჭვირვალობის პარამეტრების ცვლილებით და წარმოდგენილია რიცხითი ექსპერიმენტის შედეგები თავისი ანალიზით.

სადისერტაციო ნაშრომის წინა თავში განხილულ იქნა ანტენის გამოსხივების მომხმარებელის სხეულზე ზეგავლენა, როცა მომხმარებელი იმყოფებოდა ოთახის შიგნით მობილური ტელეფონით საუბრისას, ანუ ემ ველის წყარო მდებარეობდა ოთახის შიგნით ადამიანის მახლობლად. როგორც რიცხვითმა ექსპერიმენტმა აჩვენა, ზოგ შემთხვევაში, ოთახი იქცევა როგორც რეზონატორი და აძლიერებს ტელეფონის ანტენის მიერ გამოსხივებულ ველს. ველის სიდიდე შეიძლება ძალიან გაიზარდოს და საშიში გახდეს მომხმარებლისთვის. ნაშრომის ამ თავში ჩვენი მიზანია გამოვიკვლიოთ მობილური საკომუნიკაციო სისტემების საბაზო სადგურის ანტენის გამოსხივების ზემოქმედება ადამიანის მოდელზე, რომელიც იმყოფება ფანჯრიან ოთახში. საბაზო სადგურის ანტენას აქვს საკმაოდ მაღალი ინტენსივობის მქონე გამოსხივება, მისი გამოსხივების სიმძლავრე 100-ჯერ აღემატება მობილური ტელეფონის ანტენის გამოსხივების სიმძლავრეს. როდესაც ოთახი ახლოსაა საბაზო სადგურთან, მის მიერ გამოსხივებული ელექტრული ველის დაძაბულობა რომელიც შედის ოთახში, შეიძლება გაძლიერდეს ოთახში რეზონანსული ეფექტის გამო. განსაკუთრებით სახიფათოა, როცა საბაზო სადგურის ანტენის გამოსხივების დიაგრამა მიმართულია ოთახისკენ. ჩვეულებრივ, როცა გამოსხივების უსაფრთხოების ნორმები დაწესდა, რომელიც თანახმადაც ველი უსაფრთხო უნდა იყოს ადამიანისთვის, პასუხისმგებელია ველის შენობის გარეთ გაზომვაზე. ისინი არ იღებენ მხედველობაში ოთახის რეზონანსულ თვისებებს, რომელიც აძლიერებს ველს. ჩვენ გვსურს დადგინდეს, რამდენად შორს უნდა მდებარეობდეს საბაზო სადგურის ანტენა. იმისათვის, რომ თვისობრივად შეფასდეს ეს მოვლენა, საჭიროა გამოკვლეულ იქნეს თუ რამდენად აძლიერებს ოთახი საბაზო სადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებულ ველს. ადრეულ კვლევებში განხილული იყო მხოლოდ ძალიან მცირე ზომის ოთახი ადამიანის მოდელის გარეშე [51]. ასევე სიხშირე არ იყო 400 MHz-ზე მაღალი, რადგან გამოთვლითი რესურსები არ იყო საკმარისი რეალური სცენარების გამოსაკვლევად. ამ კვლევაში ჩვენ განვიხილავთ



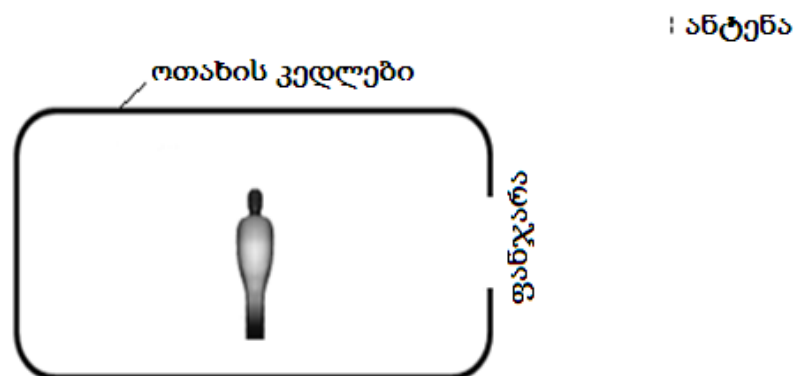
ოთახში მოთავსებულ ადამიანის მოდელს 900 MHz და 1800 MHz სიხშირეებზე. დასმული პრობლემა ამოხსნილია დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდის გამოყენებით.

აღნიშნული კვლევა ასევე წარმოადგენს რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერ ფონდის გრანტის (#30/09) შემაღენელ ნაწილს.

#### **§4.2. საბაზო სადგურიდან გამოსხივებული ელექტრომაგნიტური ველის დიფრაქციის ამოცანის ამოხსნა ოთახში მოთავსებული ადამიანის მოდელზე.**

თეორიული თვალსაზრისით, დასმულ პრობლემას შეესაბამება დროში ჰარმონიული ემ ტალღის დიფრაქცია ერთგვაროვან დიელექტრიკულ ობიექტზე რომელიც იმყოფება ნახევრად ღია გამტარ ზედაპირიის შიგნით (მსგავსად ოთახისა). განსახილველი სტრუქტურა ნაჩვენებია სურ. 4.2.1-ზე [52].

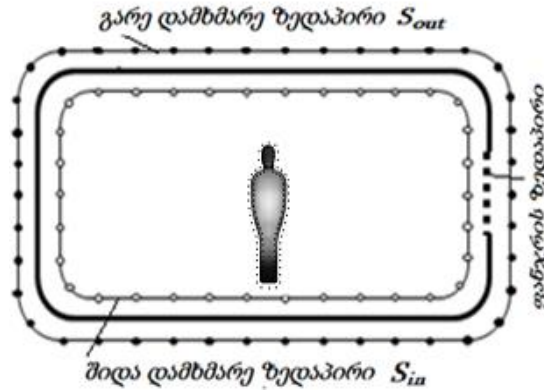
საბაზო სადგურის ემ ველის წყაროდ ჩვენ განვიხილავთ კომბინირებული დიპოლის გამოსხივებას, რომელიც განისაზღვრება (3.2.1) ფორმულით. მას გააჩნია განსაზღვრული ამპლიტუდა, რომელიც ყველა განსახილველ შემთხვევაში მუდმივია. ყველა დასმული ამოცანა იხსნება დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდის (MAS) გამოყენებით, რომელიც საშუალებას გვაძლევს ეფექტურად გამოვიკვლიოთ რთული და დიდი სცენარები მინიმალური კომპიუტერული რესურსის გამოყენებით [2].



სურ. 4.2.1 განსახილველი სისტემის გეომეტრია

დგმ-ის გამოყენება დასმული ამოცანისთვის ხდება ზუსტად იგივე ალგორითმზე დაყრდნობით, რომელიც აღწერილია III თავში (§2). ადამიანის მოდელად კვლავ ვიხილავთ „მუმას“, ხოლო დამხმარე წყაროებად ორ ურთიერთმართობ კომბინირებულ დიპოლს (ჰიუგენსის გამომსხივებელი), რომლის ველის გამოსახულებაც მოცემულია წინა თავის §2-ში (3.2.1). ასევე სურ. 4.2.1-ზე მოცემული სისტემის პარამეტრები და ადამიანის მოდელის ემ თვისებებიც იგივეა, რაც განხილულ იქნა წინა თავის §5-ში.

ემ ველის მნიშვნელობა ადამიანის მოდელის და ოთახის შიგნით და გარეთ, საბაზო სადგურის ანტენის შემთხვევისთვის (სურ.4.2.2) გამოითვლება წინა თავში განხილული ამოცანისგან განსხვავებით, როცა ანტენა მოთავსებული იყო ოთახში ადამიანის მოდელის თავთან.



სურ. 4.2.2 დამხმარე წყაროების განაწილება

ელექტრული და მაგნიტური ველი დაძაბულობა ადამიანის მოდელის შიგნით წარმოადგენს მის გარეთ მოთავსებული დამხმარე წყაროების ელექტრული და მაგნიტური ველების დაძაბულობების სუპერპოზიციას:

$$\vec{E}_{body}^{in} = \sum_{n=1}^N (a_n \vec{E}_{comb}^{rout} + a'_n \vec{E}_{comb}^{rout}), \quad \vec{H}_{body}^{in} = \sum_{n=1}^N (a_n \vec{H}_{comb}^{rout} + a'_n \vec{H}_{comb}^{rout})$$

ემ ველის დაძაბულობა „მუმიის“ გარშემო და ოთახის შიგნით  $\vec{E}_{body}^{out}$ ,  $\vec{H}_{body}^{out}$  წარმოადგენს ოთახის გარეთ და „მუმიის“ შიგნით მდებარე დამხმარე წყაროების ველების დაძაბულობების სუპერპოზიციას:

$$\vec{E}_{body}^{out} = \sum_{n=1}^N (b_n \vec{E}_{comb}^{in} + b'_n \vec{E}_{comb}^{in}) + \sum_{n=1}^N (c_n \vec{E}_{comb}^{out} + c'_n \vec{E}_{comb}^{out}),$$

$$\vec{H}_{body}^{out} = \sum_{n=1}^N (b_n \vec{H}_{comb}^{in} + b'_n \vec{H}_{comb}^{in}) + \sum_{n=1}^N (c_n \vec{H}_{comb}^{out} + c'_n \vec{H}_{comb}^{out}),$$

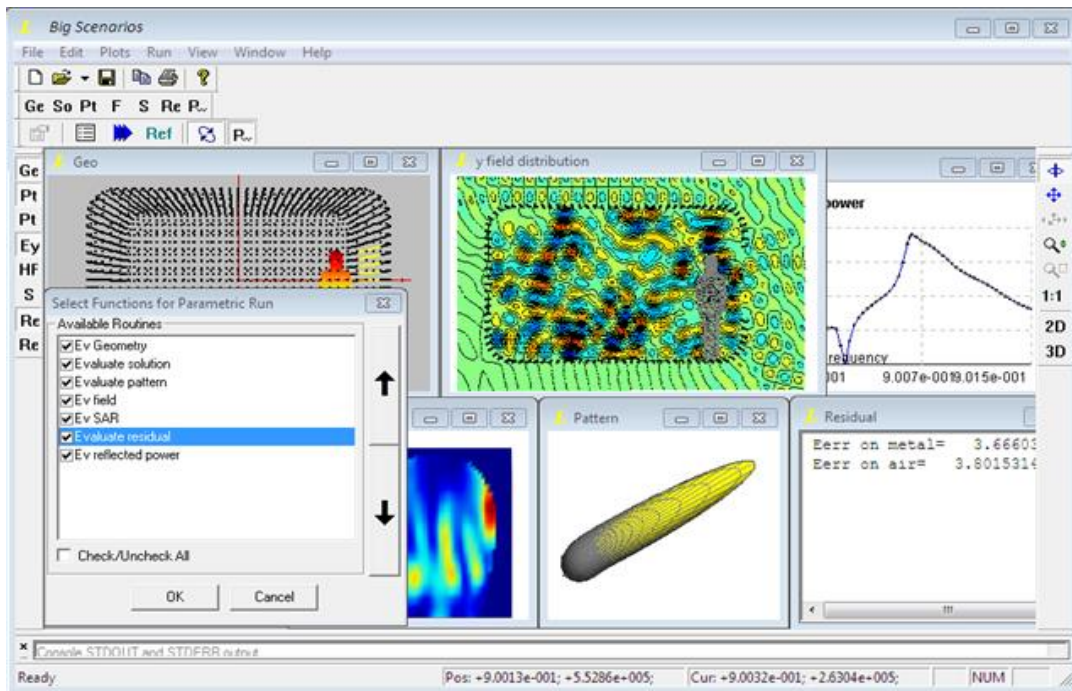
ხოლო ემ ველის დაძაბულობა ოთახის გარეთ არის საბაზო გადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებული და ოთახის შიგნით მდებარე დამხმარე წყაროების ველების დაძაბულობების სუპერპოზიციას:

$$\vec{E}^{out} = \vec{E}_{inc} + \sum_{n=1}^N (d_n \vec{E}_{comb}^{in} + d'_n \vec{E}_{comb}^{in}), \quad \vec{H}^{out} = \vec{H}_{inc} + \sum_{n=1}^N (d_n \vec{H}_{comb}^{in} + d'_n \vec{H}_{comb}^{in})$$

სასაზღვრო პირობების დაკმაყოფილების შედეგად, ადამიანის მოდელზე და ფანჯრებზე (როგორც დიელექტრიკზე), და ოთახის კედლებზე (როგორც გამტარზე), დამხმარე წყაროების უცნობი კომპლექსური ამპლიტუდებისთვის  $a_n$ ,  $a'_n$ ,  $b_n$ ,  $b'_n$ ,  $c_m$ ,  $c'_m$ ,  $d_m$ ,  $d'_m$ , სადაც  $n=1, 2, \dots, N$ , ვიღებთ წრფივ განტოლებათა სისტემას, რომელთა რიცხვი უდრის უცნობების რაოდენობას; და ამ განტოლებათა სისტემის ამოხსნით კომპიუტერული მოდელირების საშუალებით, ვპოულობთ ამ უცნობ კომპლექსურ ამპლიტუდებს.

### §4.3. პროგრამული პაკეტი

დამხმარე გამომსხივებლების მეთოდის გამოყენებით ჩვენს მიერ შეიქმნა ადვილად მართვადი პროგრამული პაკეტი, ემ დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარების შესასწავლად ოთახში მყოფ ადამიანზე, როგორც საბაზო სადგურის, ასევე მობილური ტელეფონით დასხივების შემთხვევაში. იგი საშუალებას გვაძლევს ადვილად ვცვალოთ ოთახის და ფანჯრის ზომები, კედლების გამჭვირვალობა, ადამიანის მოდელის მდებარეობა, ემ ველის წყაროს სიხშირე და მდებარეობა.

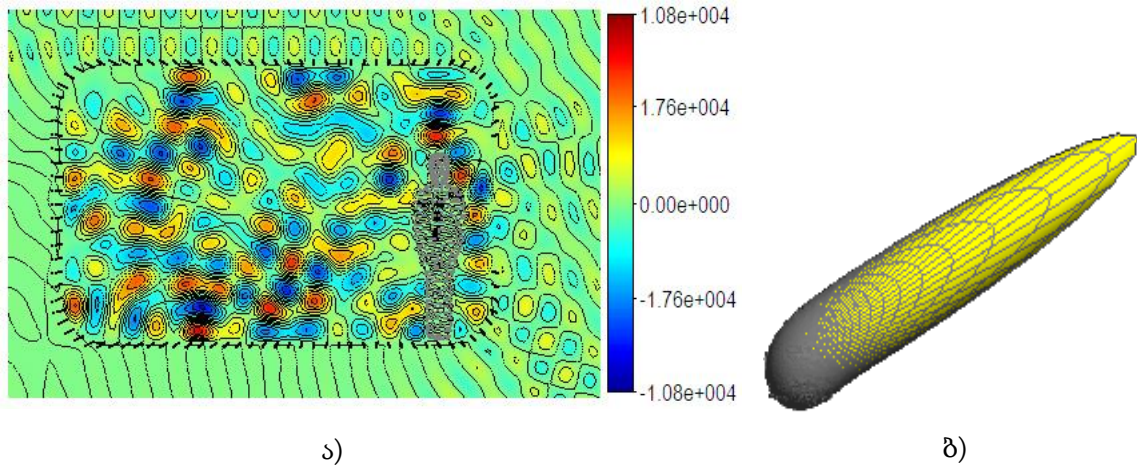


ამ პროგრამული პაკეტით შეგვიძლია განვსაზღვროთ ველების განაწილება ოთახის შიგნით და გარეთ და ადამიანის მოდელში; გამოვთვალოთ SAR ადამიანის მოდელისათვის; ავაგოთ ოთახის სიხშირული მახასიათებელი და გამოვიკვლიოთ მისი რეზონანსული თვისებები; შევაფასოთ შორი ველის დიაგრამა და გამოთვლის ცდომილება.

### §4.4. ოთახის რეზონანსული თვისებების გამოკვლევა და მიღებული შედეგების ანალიზი

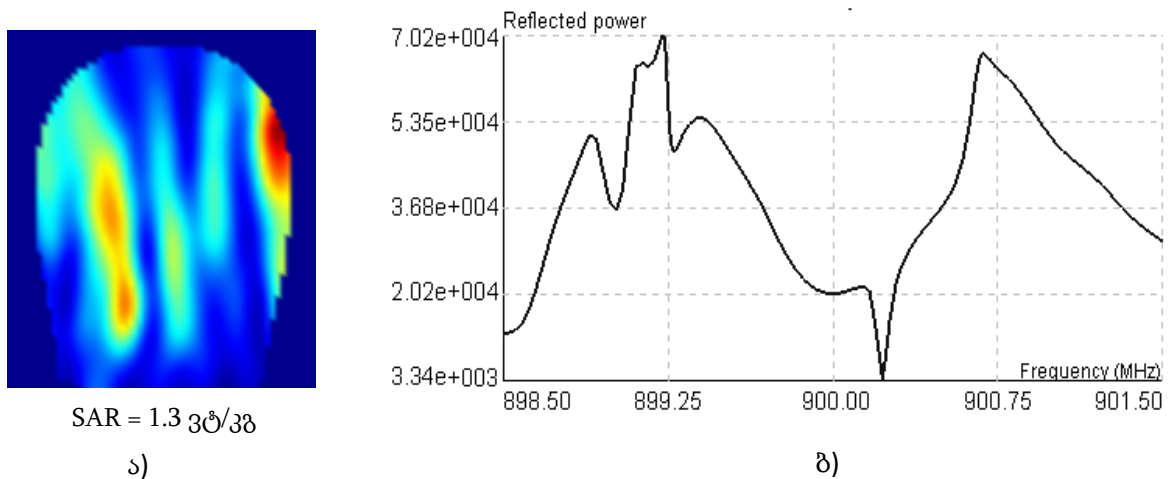
შემოთავაზებული მათემატიკური მიდგომის საფუძველზე, განვიხილეთ რამდენიმე დასხივების სცენარი, ოთახის კედლების სხვადასხვა გასვლის კოეფიციენტის შემთხვევაში და ასევე ოთახში ადამიანის მოდელის სხვადასხვა მდებარეობისას, კერძოდ, როცა ადამიანი მდებარეობს ფანჯარასთან და მის მოპირდაპირე მხარეს - კედელთან. გამოთვლები ჩატარდა სიხშირეებზე, რომელიც გამოიყენება მობილური კავშირის სიხშირულ დიაპაზონში 900 MHz და 1800 MHz სიხშირეებზე. ემ ველის დაცემის კუთხე  $30^\circ$  - ია, რაც იმას ნიშნავს, რომ საბაზო სადგურის ანტენა საკმარისად ახლოს მდებარეობს ოთახთან. მიღებული შედეგები

წარმოდგენილია ქვემოთ. თითოეული შემთხვევისთვის წარმოდგენილი SAR-ის მნიშვნელობები ნორმირებული ემ ველის წყაროს - კომბინირებული დიპოლის გამოსხივების სიმძლავრეზე.



სურ. 4.4.2 ახლო ველის განაწილება ოთახში (ა) და შორი ველის დიაგრამა (ბ) 900 MHz -ზე, როცა  $T=0.75$ ;

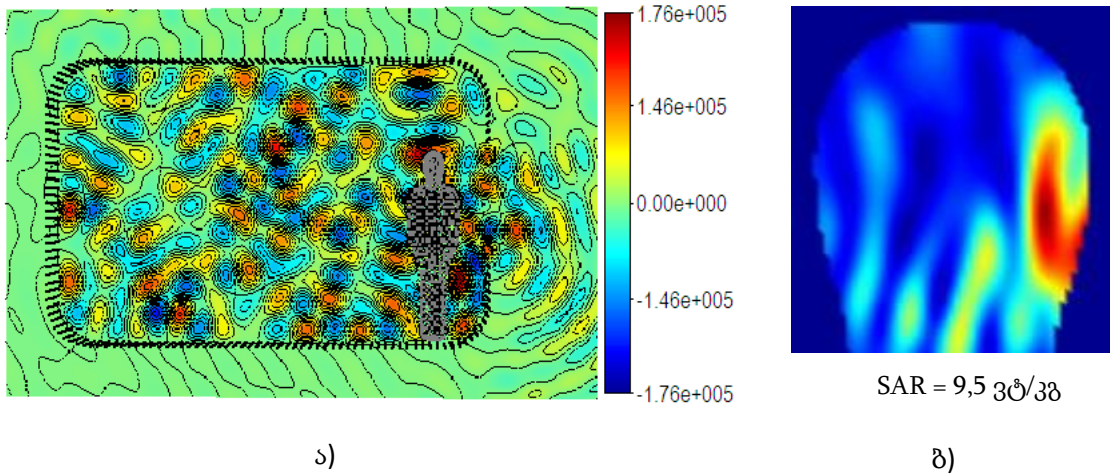
სურ. 4.4.2 ა) გვიჩვენებს ახლო ველის განაწილებას ოთახში და მის მიმდებარედ, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან. სურ. 4.4.3 ბ) კი წარმოადგენს გამოსხივებული შორი ველის დიაგრამას, რომელიც მიმართულია საბაზო სადგურისაკენ. სურათზე რულოერი უჩვენებს ველის მაქსიმალურ ამპლიტუდურ მნიშვნელობას, რომელიც ადამიანის თავის მოდელთან ახლოს მდებარეობს. ოთახის კედლები გამჭვირვალეა და გასვლის კოეფიციენტი  $T=0.75$ .



სურ. 4.4.3 ა) SAR - ის განაწილება ადამიანის მოდელის თავში და ბ) სიხშირული მახასიათებელი ოთახისთვის 900 MHz სიხშირეზე. ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან და  $T=0.75$

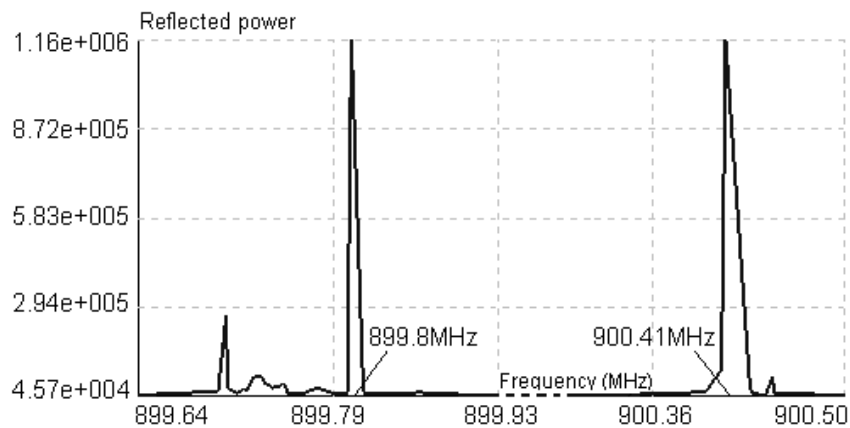
სურ. 4.4.3 ა) გვიჩვენებს SAR-ის განაწილებას, რომლის მაქსიმალური მნიშვნელობა 1.3 ვტ/კგ - ია. სურ. 4.4.3 ბ) - ზე კი წარმოდგენილია ოთახის სიხშირული

მახასიათებელი. მიუხედავად იმისა, რომ ოთახი საკმაოდ გამჭვირვალეა, ოთახის კედლები მაინც წარმოადგენენ ემ ველის ჩამჭერს (როგორც რეზონატორი), რის გამოც ოთახში ფორმირდება რეზონანსული ველი. ამ დროს სისტემის მიერ გადასხივებული ველის დიაგრამა მიმართულია საბაზო სადგურისკენ, რაც დამატებით ადასტურებს რიცხვითი გამოთვლების სამართლიანობას.



სურ. 4.4.4 (ა) ახლო ველის განაწილება ოთახში და (ბ) SAR - ის განაწილება ადამიანის თავში 900 MHz-ზე, ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან და  $T=0.22$

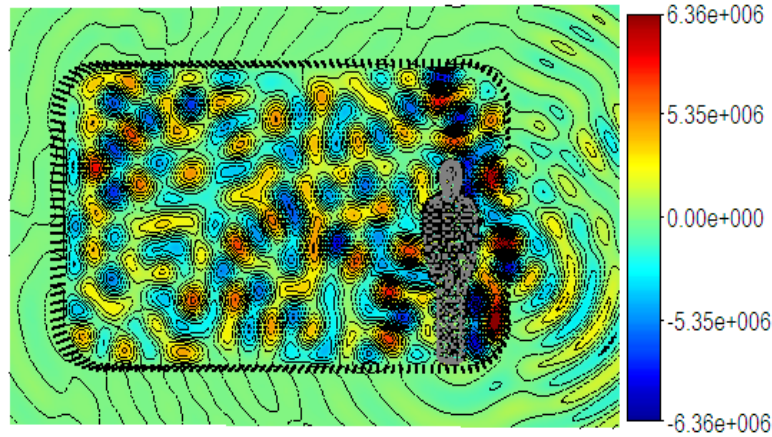
სურათები 5.4.4 და 5.4.5 გვიჩვენებს მსგავსი კვლევის შედეგებს ოთახისთვის, რომლის გამჭვირვალობაც დაბალია,  $T=0.22$ . როგორც მოსალოდნელი იყო, ახლო ველის და SAR - ის მნიშვნელობები თითქმის 10 - ჯერ მაღალია ოთახის, როგორც რეზონატორის, მაღალი ვარგისიანობის - Q ფაქტორის გამო.



სურ. 4.3.5. სიხშირული მახასიათებელი ოთახისთვის 900 MHz -ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან, როცა  $T=0.22$

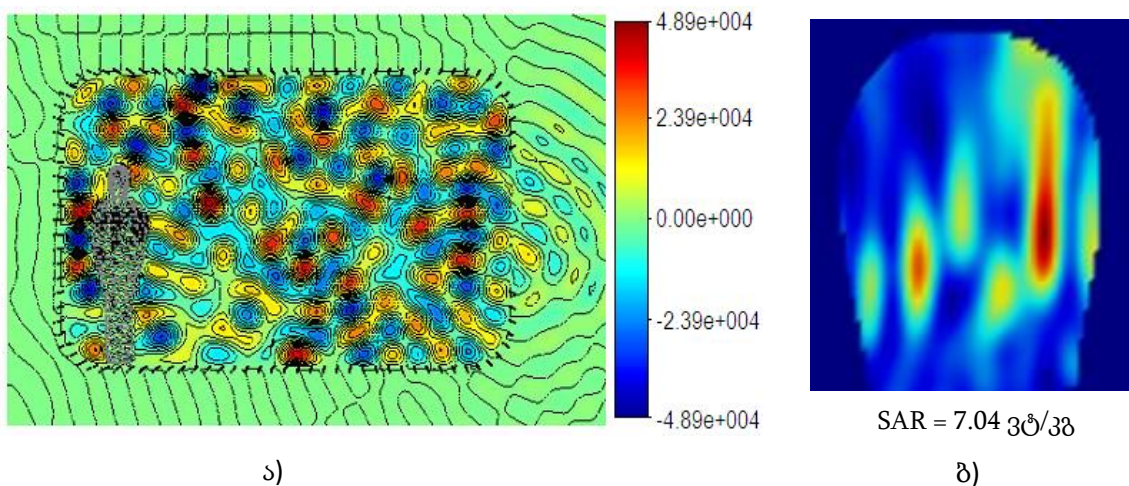
სურ. 4.4.5 გვიჩვენებს დეტალურ სიხშირულ მახასიათებელს, რომელზეც ჩვენ ვხედავთ ორ პიკს, სხვადასხვა რეზონანსულ სიხშირეებზე 899.8 MHz -სა და 900.41 MHz -ზე. სურ. 4.4.6. შეესაბამება პირველ რეზონანსულ სიხშირეზე დათვლილ ახლო ველის

განაწილებას. როგორც ვხედავთ მაქსიმალური ველის სიდიდე ამ შემთხვევაში და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობაც ერთი რიგით მაღალია, ვიდრე სურ. 4.4.4 ა) შემთხვევაში.

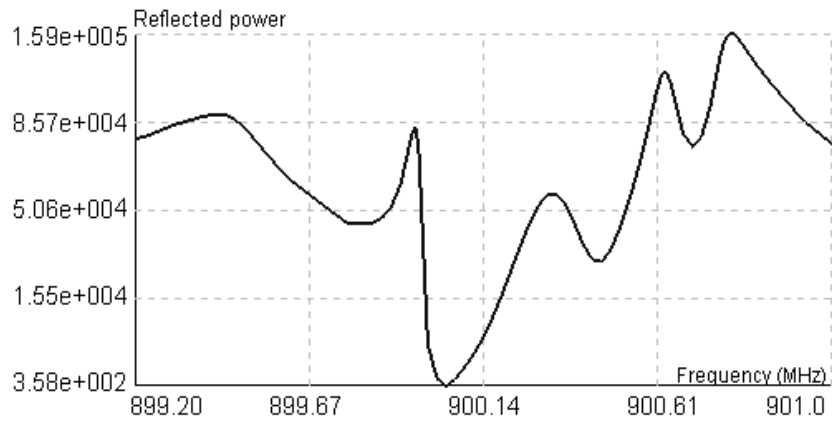


სურ. 4.4.6 ახლო ველის განაწილება ოთახში 899.79 MHz რეზონანსულ სიხშირეზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან და  $T=0.22$ ; ადამიანის მოდელის თავში SAR =  $17.3 \cdot 10^1$  ვტ/კგ

შემდეგი შედეგები გვიჩვენებს მდგომარეობას, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯრიდან შორს, მოპირდაპირე მხარეს კედელთან ახლოს. ახლო ველის და SAR - ის სიდიდეები ამ შემთხვევაში უფრო მაღალია (სურ. 4.3.7), რადგან უფრო მეტი ენერგია შედის ოთახის შიგნით ვიდრე წინა შემთხვევაში, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობდა ფანჯარასთან ახლოს. სურ. 4.4.7 ა)-ზე მოცემული შემთხვევისათვის, როცა  $T=0.75$ , სიხშირული მახასიათებელი წარმოდგენილია სურ. 4.4.8-ზე.



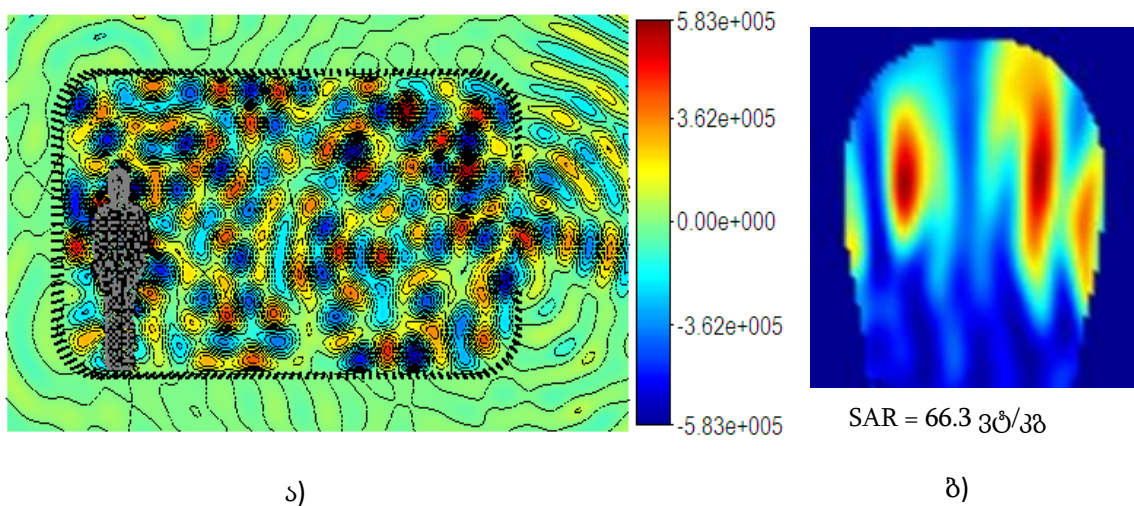
სურ. 4.4.7 (ა) ახლო ველის განაწილება ოთახში და (ბ) SAR - ის განაწილება ადამიანის თავში 900 MHz - ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯრიდან შორს და  $T=0.75$



სურ. 4.4.8 სიხშირული მახასიათებელი ოთახისთვის 900 MHz -ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯრიდან შორს და  $T=0.75$

სიხშირულ მახასიათებელზე რეზონანსული სიხშირეები დიდად არ განსხვავდება ამ შემთხვევისთვის ოთახის მაღალი გამჭვირვალობის გამო,  $T = 75$  (სურ. 4.4.8).

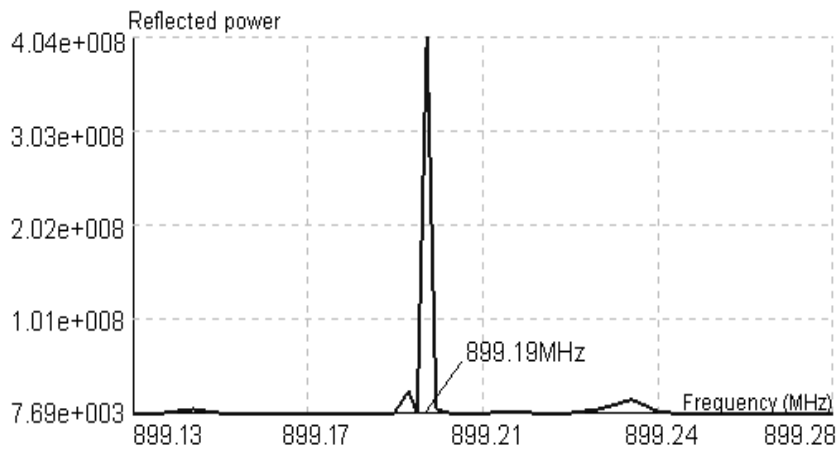
სურ. 4.4.9 გვიჩვენებს შემთხვევას დაბალი გამჭვირვალობისას, როცა რეზონანსული ეფექტი იზრდება ოთახში. მოცემული მდგომარეობისთვისაც ახლო ველის და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები ერთი რიგით უფრო მაღალია, ვიდრე ოთახის მაღალი გასვლის კოეფიციენტის შემთხვევაში და კიდევ უფრო მაღალი იმ შემთხვევასთან შედარებით, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობდა ფანჯარასთან ახლოს (სურ. 4.4.4).



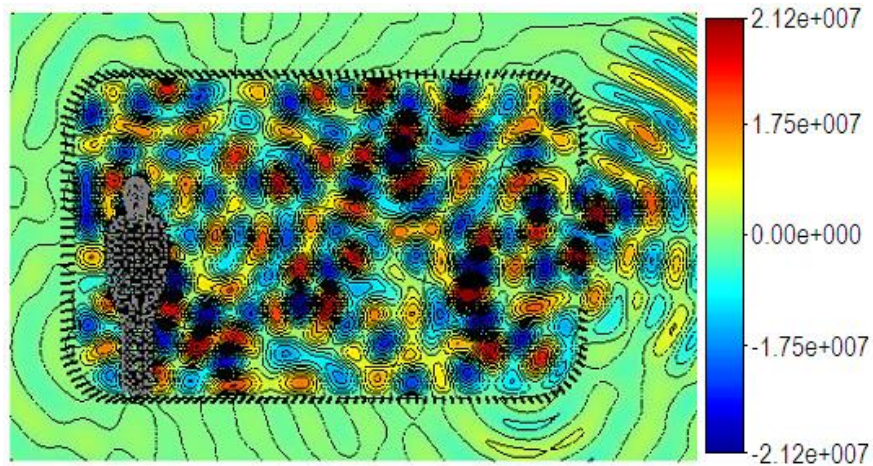
სურ. 4.4.9 (ა) ახლო ველის განაწილება ოთახში და (ბ) SAR - ის განაწილება ადამიანის თავში 900 MHz-ზე, როცა ადამიანის მოდელი შორსაა ფანჯარიდან და  $T=0.22$

მოცემულ შემთხვევაში ოთახის რეზონანსულ მახასიათებელს აქვს მკვეთრი რეზონანსი (სურ. 4.4.10) და ამ რეზონანსულ სიხშირეზე, ახლო ველი განაწილება და SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობა მოცემულია სურ. 4.4.11-ზე. როგორც ვხედავთ,

რეზონანსულ სიხშირეზე ახლო ველის მაქსიმალური მნიშვნელობა ორი რიგით, ხოლო SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობა ასევე თითქმის ორი რიგით იზრდება სურ. 4.3.9-ზე მოცემულ შედეგებთან შედარებით.



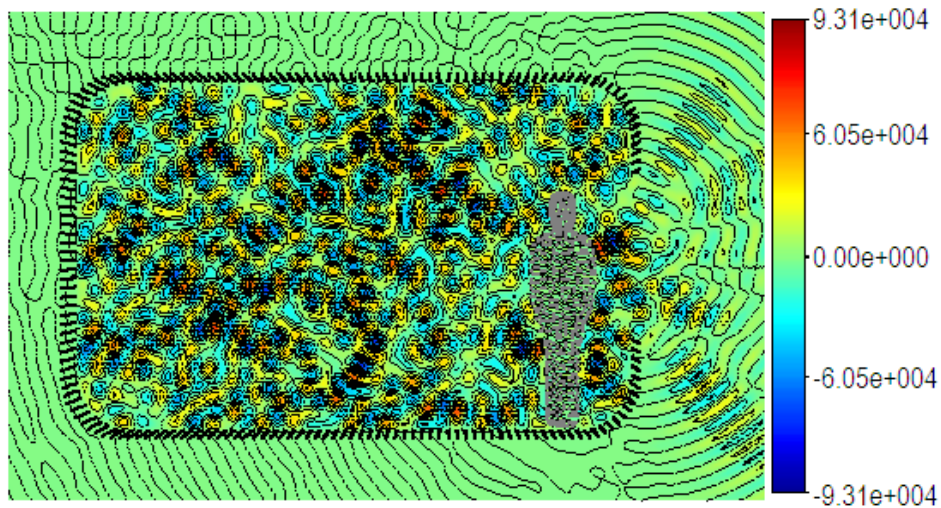
სურ. 4.4.10 სიხშირული მახასიათებელი ოთახისთვის 900 MHz -ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯრიდან შორს, როცა  $T=0.22$



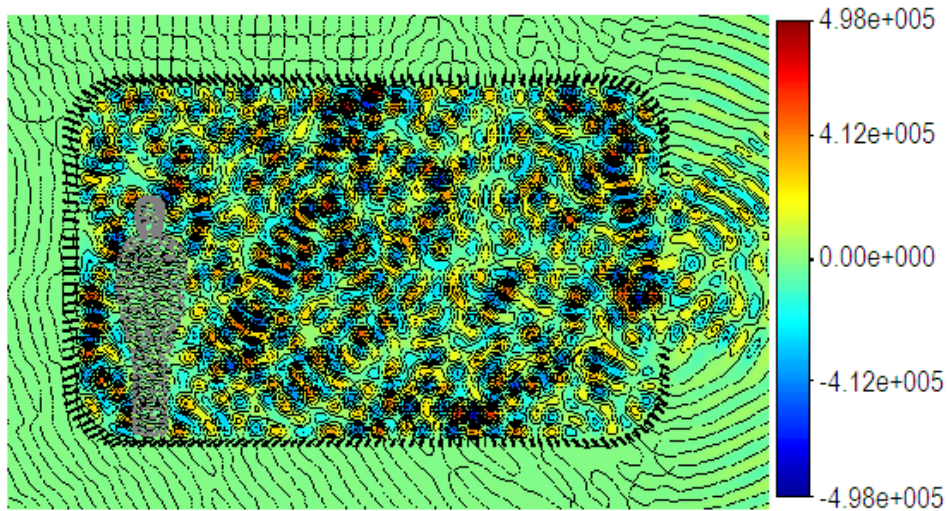
სურ. 4.4.11 ახლო ველის განაწილება ოთახში 899.19 MHz რეზონანსულ სიხშირეზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯრიდან შორს, როცა  $T=0.22$ ; ადამიანის მოდელის თავში  $SAR = 29 \cdot 10^2$  ვტ/კგ

შემდეგ სურათებზე წარმოდგენილია გამოკვლევები უფრო მაღალ 1800MHz გამოსხივების სიხშირეზე, რომელიც შეესაბამება მობილური ტელეფონის სამუშაო ძირითად სიხშირეს. განვიხილეთ ორი შემთხვევა, ადამიანის სხვადასხვა პოზიციისას. შესაბამისი ახლო ველის განაწილებები და SAR-ის მნიშვნელობები ოთახის კედლების მაღალი გასვლის კოეფიციენტის შემთხვევაში მოცემულია სურ. 4.4.12 - სა და სურ. 4.4.13 - ზე.





სურ. 4.4.12 ახლო ველის განაწილება ოთახში 1800 MHz-ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან, როცა  $T=0.75$ ; ადამიანის მოდელის თავში  $SAR = 6.8$  ვტ/კგ



სურ. 4.4.13. ახლო ველის განაწილება ოთახში 1800 MHz-ზე, როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარიდან შორს - კედელთან, როცა  $T = 0.75$ ; ადამიანის მოდელის თავში  $SAR = 29.0$  ვტ/კგ;

მაღალი დანაკარგების გამო, ამ სიხშირეზე ველის შეღწევის სიღრმე ადამიანის მოდელში უფრო მცირეა, ვიდრე დაბალი სიხშირეებისას. გამოსხივებული ენერჯის ძირითადი ნაწილი გადის ფანჯრიდან.

ასევე თუ ჩვენ შევადარებთ სურ. 4.4.12 და სურ. 4.4.13-ს, შეგვიძლია დავინახოთ, რომ როცა ადამიანი შორს იმყოფება ფანჯრიდან, მაღალი ველი ოთახის შიგნით ძლიერდება მეტად.

#### §4.4. IV თავის დასკვნა

სადისერტაციო ნაშრომის IV თავში დამხმარე გამომსხიველების მეთოდზე დაფუძნებული, შექმნილი პროგრამული პაკეტის საშუალებით შესწავლილია საბაზო სადგურის ანტენის მიერ გამოსხივებული ემ ველის დიფრაქცია ოთახში მოთავსებულ ადამიანის მოდელზე. განხილულ იქნა, რამდენიმე დასხივების სცენარი ოთახის კედლების სხვადასხვა გასვლის კოეფიციენტის და ადამიანის მოდელის მდებარეობის ცვლილების შემთხვევაში. მიღებულ იქნა ველის განაწილება ოთახში, მის გარეთ და ადამიანის მოდელში, ასევე SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები ადამიანის მოდელში; გამოკვლეული იქნა ოთახის რეზონანსული თვისებები, ველის სიხშირულ მახასიათებელზე დაყრდნობით, რამაც საშუალება მოგვცა გვეპოვა რეზონანსული სიხშირეები და ამ სიხშირეზე შეგვესწავლა ემ ველის ფორმირება ოთახში. ჩატარებულმა რიცხითმა ექსპერიმენტებმა აჩვენა, რომ საბაზო ანტენის მიერ გამოსხივებული ემ ველი ოთახის შიგნით ძლიერდება, რადგან განხილულ სიხშირეებზე, ოთახი იქცევა როგორც რეზონატორი და ჩაიჭერს გამოსხივებული ველის ენერგიას. რეზონანსულ სიხშირეებზე კი ოთახის კედლების დაბალი გასვლის კოეფიციენტის შემთხვევაში, ველის მნიშვნელობა ოთახში და ასევე SAR-იც ადამიანის თავში თითქმის ორი რიგითაც იზრდება. ამრიგად, შექმნილი პროგრამული პაკეტით ჩატარებულმა გამოთვლებმა აჩვენა რეზონანსების და რეაქტიული ველების არსებობა რამდენიმე ფართომასშტაბიან სცენარში, რომელიც შეიძლება სახიფათო იყოს ადამიანისთვის. ამიტომ იმისათვის, რომ შევაფასოთ ველის დასაშვები მნიშვნელობა, მხედველობაში უნდა მივიღოთ ოთახის რეზონანსული თვისებები.

ასევე ნაჩვენები იქნა, რომ ადამიანის მდებარეობა ოთახის შიგნით და ოთახის კედლების სხვადასხვა გამჭვირვალობა მნიშვნელოვნად ცვლის ემ ველს ოთახის შიგნით. ოთახის კედლების ემ ტალღებისადმი მაღალი გამჭვირვალობის შემთხვევაში ოთახში ველის ამპლიტუდური მნიშვნელობა და ასევე ადამიანის მოდელში შთანთქმული ველის ენერგია გაცილებით ნაკლებია, ვიდრე კედლების დაბალი გამჭვირვალობის შემთხვევაში, ხოლო ეს ველი კიდევ უფრო მცირდება როცა ადამიანის მოდელი მდებარეობს ფანჯარასთან. ასე, რომ ეს შემთხვევა ყველაზე ოპტიმალურია კომუნიკაციისას ოთახში მყოფი მომხმარებლისთვის.

## დისერტაციის ძირითადი შედეგები გამოტანილი დასაცავად

წარმოდგენილი ნაშრომის ფარგლებში მიღებული შედეგები, მეტად მნიშვნელოვანია ადამიანზე ემ დასხივების ზემოქმედების შესწავლის მიმართულებაში.

კვლევით, რომელიც ჩატარდა ქალისა და ბავშვის არაერთგვაროვან მოდელებზე FDTD მეთოდით და გათვალისწინებულ იქნა მათში სისხლის მიმოქცევა, მიღებულ იქნა შემდეგი ძირითადი შედეგები:

✓ ემ დასხივებისას ტემპერატურის მატების პიკები, როგორც ქალის, ასევე ბავშვის მოდელებში, სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას და მის გარეშე, კარგ თანხვედრაშია. მათ შორის სხვაობა ცდომილების ფარგლებშია.

✓ ზოგიერთ შემთხვევაში, ტემპერატურის მატების პიკები სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას 30%-ით მცირეა. სისხლის მიერ სითბოს გადატანა-გადანაწილების ეფექტის გამო, ტემპერატურის მატება შიდა ქსოვილებისთვის, სისხლის მიმოქცევის გათვალისწინებისას უფრო მეტია.

✓ SAR-ისა და ტემპერატურის მატების მნიშვნელობები ბავშვის მოდელისათვის უფრო მაღალია ქალთან შედარებით, ბავშვის სხეულის ზომების და ქსოვილების ფიზიკური თვისებების გამო.

ფართომასშტაბიან სცენარებში დამხმარე გამომსხიველების მეთოდით ადამიანზე ემ დასხივების ზემოქმედების კვლევამ, ოთახის სხვადასხვა გამჭვირვალობისას და ადამიანის მოდელის მდებარეობის ცვლილებისას, აჩვენა:

✓ შეიქმნა დგმ-ზე დაფუძნებული პროგრამული პაკეტი ადამიანზე ემ დასხივების ფართომასშტაბიანი სცენარების გამოსაკვლევად და ახალი ალგორითმი სასურველი გამჭვირვალობის ნებისმიერი ზედაპირების დასამოდელოებლად.

✓ ნაჩვენებია, რომ ოთახის კედლების დაბალი გამჭვირვალობისას ( $T=0.22$ ) ოთახში ფორმირდება მაღალი რეზონანსული ველი.

✓ რეზონანსულ სიხშირეებზე ოთახის კედლების დაბალი გამჭვირვალობისას ( $T=0.22$ ) ველის მნიშვნელობა ოთახში და ასევე SAR-იც ადამიანის თავში ერთი-ორი რიგით იზრდება.

✓ როცა ადამიანი იმყოფება ფანჯარასთან, მასში შთანთქმული ველის ენერჯია 5-6 ჯერ მცირეა, ვიდრე ოთახის სიღრმეში მდებარეობისას.

✓ კვლევაში მიღებული შედეგების მართებულობა დადასტურდა დგმ-ით და FDTD მეთოდით დათვლილი შედეგების შედარების საფუძველზე, მათ შორის ცდომილება არ აღემატება 20%-ს.

შემუშავებულ იქნა რეკომენდაციები მობილური ტელეფონის უსაფრთხო გამოყენებისათვის, რომლებიც მოყვანილია ქვემოთ.

## რეკომენდაციები მობილური კავშირით გამოწვეული საფრთხეების თავიდან ასაცილებლად

დისერტაციაში მიღებული მნიშვნელოვანი შედეგების, ჩვენი კვლევების მრავალწლიანი გამოცდილების საფუძველზე [8-18], და მობილური ტელეფონების ფართო მწარმოებლებთან თანამშრომლობით შევიმუშავეთ რეკომენდაციები, და რომელთა შესრულებით შეიძლება შემცირებულ იქნას მობილური ტელეფონების გამოსხივებით გამოწვეული საფრთხე. ძირითად ამოცანას წარმოადგენს ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ენერჯის შეღწევადობისა და SAR-ის შემცირება ადამიანის თავის და სხვა შინაგან ქსოვილებში, გათბობის მიმართ მათი მაღალი მგრძობიარობის გამო.

1. რაც უფრო კარგი კავშირია, მით უფრო მცირეა მობილური ტელეფონის მიერ გამოსხივებული სიმძლავრე. სასურველია მობილური ტელეფონით ვისაუბროთ ისეთ ადგილზე, სადაც კავშირის დონე მაქსიმალურია. მაგ: ფანჯარასთან, ან შენობის გარეთ.
2. სასურველია გამოყენებულ იქნას ისეთი მობილური ტელეფონი, რომლის SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობები ცნობილია. ტელეფონის მოდელის არჩევისას, უპირატესობა უნდა მიეცეს იმ მოდელს, რომლის SAR-ის მაქსიმალური მნიშვნელობა უფრო მცირეა სხვა მოდელთან შედარებით. ყოველი ტელეფონისთვის ის მოცემული უნდა იყოს დოკუმენტაციაში.
3. მომხმარებელმა ტელეფონის დაჭერისას არ უნდა დაფაროს ხელის გულით მისი ანტენა, რომელიც თანამედროვე მობილურ ტელეფონებში მოთავსებულია მათ ქვედა მხარეს. სასურველია ტელეფონი დავიჭიროთ მხოლოდ თითებით.
4. ადამიანის ხელი შთანთქავს ტელეფონის მიერ გამოსხივებულ ველის ენერჯიას, ამიტომ ტელეფონის მიერ ხდება გამოსხივების გაძლიერება ავტომატურად, კარგი ხარისხის კავშირის მისაღწევად. ამის ძირითადი მიზეზია ტელეფონის ანტენისა და თავისუფალი სივრცის ცუდი შეთანხმება, რაც იწვევს რეაქტიული ველის ფორმირებას მომხმარებლის თავის მახლობლად და SAR-ის ზრდას თავის ქსოვილებში.
5. მნიშვნელოვანია ბავშვებში მაქსიმალურად შევზღუდოთ მობილური ტელეფონის გამოყენება, რადგან მათი სხეულის მცირე ზომების და ფიზიკური თვისებების გამო ველის ენერჯის შთანთქმა უფრო მაღალია ზრდასრულ ადამიანთან შედარებით.
6. მობილური ტელეფონის გამოყენების ხანგრძლივობა სასურველია შემცირებულ იქნას მინიმუმამდე. ცნობილია, რომ გამოსხივებასთან დაკავშირებულ ეფექტებს გააჩნიათ დაგროვების ბუნება.

7. არასასურველია მობილური ტელეფონების გამოყენება მატარებლის ვაგონებში, სარდაფებსა და სხვა დახურულ რკინა-ბეტონის შენობებში, რადგან მობილური დიაპაზონის სიხშირეებზე დაიკვირვება რეზონანსული მოვლენები, რამაც შეიძლება მკვეთრად გაზარდოს SAR-ის მნიშვნელობები ადამიანის თავის ქსოვილებში.
8. ტელეფონით საუბრისას სასურველია ვისარგებლოთ ხმამაღალი კავშირით (სპიკერით). რადგან ტელეფონამდე მანძილის გარეშით ველის მნიშვნელობა მცირდება მანძილის კვადრატის უკუპროპორციულად. საკმარისია, ტელეფონი 10სმ-ით დავაშოროთ თავს და ველის დამაბულობა 100-ჯერ შემცირდება.

აუცილებელია, საბაზო სადგურები დაყენდეს საცხოვრებელი ადგილებისგან მოშორებით. ზოგადად, შორ მანძილზე საბაზო ანტენის ველი ბევრად უფრო მცირეა; ვიდრე ახლო ველი, მობილურ ტელეფონზე საუბრის დროს. საბაზო სადგურების დასაყენებლად შეირჩევა ამაღლებული ადგილები და ზოგადად, მათი ადგილმდებარეობა არ იწვევს საფრთხეს. თუმცა, საჭიროა ისეთი სიტუაციების თავიდან აცილება, როდესაც საბაზო სადგურის სხივი ხვდება ადამიანის მუდმივ საცხოვრებელ ადგილს, რადგან, ამ შემთხვევაში ადამიანი იქნება ხანგრძლივი დროის განმავლობაში გამოსხივების დიდი დოზის ზემოქმედების ქვეშ.

## ლიტერატურა

- [1] [Online]. <http://www.mmfai.org/public/>
- [2] WHO – World Health Organization. [Online]. <http://www.who.int/peh-emf/en/>
- [3] Partsvania B, Sulaberidze T., Shoshiashvili L., Modebadze Z., "Acute Effect of Exposure of Mollusk Single Neuron to 900-MHz Mobile Phone Radiation," *Electromagnetic Biology and Medicine*, vol. 30, no. 3, p. 170–179, Sep. 2011.
- [4] A. G. J. Liakouris, "Radiofrequency (RF) sickness in the Lilienfeld study: an effect of modulated microwaves," *Arch. Environm. Health*, vol. 53, no. 3, pp. 236-238, May 1998.
- [5] California Council on Science and Technology, "Health Impacts of Radiofrequency Exposure from Smart Meters," 2011.
- [6] Li JX, Niu ZQ, *Introduction to the bioelectromagnetics (in Chinese)*. Sian: Press of Sian University of Electronic Science and Technology, 1990.
- [7] ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to timevarying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Physics*, vol. 74, pp. 494-522, Apr. 1998.
- [8] A. 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," in *Proceedings of VIII-th International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2003)*, Lviv, September 23-25, 2003, pp. 173-176.
- [9] A. Bijamov, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, K. Tavzarashvili, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Advanced Electro-Thermal Analysis for the Assessment of Human Exposure in the Near-Field of EM Sources," in *Proceeding of the International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications, ICEAA'03*, Torino, Italy, September 8-12, 2003, pp. 61-64.
- [10] E. Y. Nikolaeva, D. Y. Nikolaev, L. Shoshiashvili, R. Zaridze, "Analysis of thermal effects in human exposed to EM radiation," in *Proceedings of IX-th International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2004)*, Tbilisi, Georgia, October 11-14, 2004, pp. 90-93.
- [11] A. Bijamov, G. Ghvedashvili, N. Gritsenko, D. Kakulia, G. Kajaia, L. Nikolaeva, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, R. Zaridze, "Program kit to study human head exposed to EM radiation," in *The Proceedings of 6th International Symposium on Electromagnetic Compatibility and Electromagnetic Ecology*, Saint-Petersburg, Russia, June 21-24, 2005, pp. 270-274.
- [12] A. Faraone, G. Bit-Babik, R. Zaridze, "Assessment of Human Exposure to Realistic Radio Frequency Source by Means of Analytical and Computational Methodologies," in *Proceedings of the European Conference on Antennas & Propagation (EuCAP 2006)*, Nice, France, November 6-10, 2006.
- [13] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, R. Zaridze, "Influence on averaging masses on correlation between mass-averaged SAR and temperature rise," *Journal of Applied Electromagnetism*, vol. 10, no. 2, pp. 8-21, Dec. 2008.

- [14] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Influence of Specific Absorption Rate Averaging Schemes on Correlation between Mass-Averaged Specific Absorption Rate and Temperature Rise," *Electromagnetics*, vol. 29, no. 1, pp. 77-90, Jan. 2009.
- [15] G. Bit-Babik, M. Prishvin, D. Kakulia, R. Zaridze, A. Faraone, "Modified Bio-Heat Equation According to New Vascular System Model," in *Technical Program, BEMS-2009 Congress Centre*, Davos, Switzerland, June 14 - 19, 2009.
- [16] M. Prishvin, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Improved Numerical Modeling of Heat Transfer in Human Tissue exposed to RF energy," *Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine*, Nov. 2010.
- [17] L. Bibilashvili, M. Prishvin, V. Jeladze, R. Zaridze, "Detailed study of EM exposure simulation," in *Joint Meeting of The Bioelectromagnetics Society and the European BioElectromagnetics Association (BIOEM - 2013)*, Thessaloniki, Greece, June 10 - 14, 2013, p. 36.
- [18] V. Jeladze, M. Prishvin, L. Bibilashvili, R. Zaridze, "Blood Perfusion Model for the Pennes Bio-Heat Equation," in *Joint Meeting of The Bioelectromagnetics Society and the European BioElectromagnetics Association (BIOEM - 2013)*, Thessaloniki, Greece, June 10 - 14, 2013, p. 35.
- [19] A. A. A. De Salles, "Biological effects of microwave and RF," in *SBMO/IEEE MIT-SIMOC'99 Proceedings*, 1999, p. 51-55.
- [20] Abu Bakr El-Bediwi, Mohamed Saad, Attall F. El-kott, Eman Eid, "Influence of Electromagnetic Radiation Produced by Mobile Phone on Some Biophysical Blood Properties in Rats," *Cell Biochemistry and Biophysics*, vol. 65, no. 3, pp. 297-300, Apr. 2013.
- [21] Barnes, F.S; Chia-Lun J.Hu, "Model for some nonthermal effect of radio and microwave fields on biological membranes," *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques MTT-25*, vol. 25, no. 9, p. 742-746, 1977.
- [22] I. S. (IEEE), *Standard for Safety Level with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3KHz to 300GHz*. 2005.
- [23] MMF/GSMA Dosimetry program phase II, "Developing a Thermal Exemptions Rationale for Low-Power Transmitters," 08.01.2008-30.09.2010.
- [24] IT'IS Foundation. [Online]. <http://www.itis.ethz.ch/news-events/news/virtual-population/enhanced-virtual-family-models-ella-duke-billie-thelonious/>
- [25] [Online]. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm#atsftag>
- [26] IT'IS Foundation. [Online]. <http://www.itis.ethz.ch/itis-for-health/tissue-properties/database/database-summary/>
- [27] [Online]. [http://www.itis.ethz.ch/assets/Downloads/TissueDb/Files20150113/References\\_20150113.pdf](http://www.itis.ethz.ch/assets/Downloads/TissueDb/Files20150113/References_20150113.pdf)
- [28] ლ. შოშიაშვილი, ცოცხალ ორგანიზმზე ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების მოდელირება. თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი, 2006.
- [29] A. Razmadze, *Investigation of Electromagnetic Field Exposure of Human Body*. Tbilisi State University, 2009.

- [30] მ. პრიშვინი, *სუსტი ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ზემოქმედების შესწავლა ადამიანის რეალისტურ მოდელზე*. თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი, 2011.
- [31] Prishvin, M; Bibilashvili, L; Tabatadze, V; Zaridze, R, "Supplementary analysis of RF exposure simulations of low-power transmitters," *Journal of Applied Electromagnetism*, vol. Vol13, No1, pp. 58-69, 2011.
- [32] A. Taflove, *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Third Edition*. Hardcover, 2005.
- [33] C. D. Murray, "The Physiological Principle of Minimum Work: I. The Vascular System and the Cost of Blood Volume," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 12, no. 3, p. 207–214, 1926.
- [34] V. Kupradze, *Dynamical Problems in Elasticity, Progress in Solid Mechanics 3*. Amsterdam, 1963.
- [35] V. Kupradze, "About approximates solution of mathematical physics problem," *Success of Mathematical Sciences, Moscow*, vol. 22, no. 2, pp. 59-107, 1967.
- [36] Д. А. Стрэттон, "Теория Электромагнетизма". Москва, 1948.
- [37] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. Vol.1, No 2, pp. 93-102, 1948.
- [38] Prishvin, M; Zaridze, R; Bit-Babik, G; Faraone, A, "Improved numerical modelling of heat transfer in human tissue exposed to RF energy," *Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine*, vol. 33, no. 4, pp. 307-17, Nov. 2010.
- [39] IT'IS Foundation. [Online]. <http://www.itis.ethz.ch/itis-for-health/virtual-population/human-models/>
- [40] Prishvin, M; Bibilashvili, L; Zaridze, R, "Developing a thermal exemptions rationale for low-power transmitters," *Journal of Applied Electromagnetism*, vol. Vol 13, No 1, pp. 39-57, Jun. 2011.
- [41] G. Van Leeuwen, et al., "Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 44(10), pp. 2367-2379, 1999.
- [42] V. Jeladze, M. Prishvin, R. Zaridze, "RF Exposure Simulation using Considering Blood Perfusion for a Child and Woman Models," *Journal of Applied Electromagnetism (JAE)*, vol. 16, no. 2, pp. 26-33, Dec. 2014.
- [43] Niedermayr F, Leitgeb N, Siegl W, "Simulation of the temperature elevation in children exposed to plane wave electromagnetic fields (10 MHz-1 GHz) at the ICNIRP reference level," *Biomed Tech (Berl)*, vol. 57, no. 3, pp. 193-200, May 2012.
- [44] И.И. М. Петоев, V. A. Tabatadze, D. G. Kakulia, and R. S. Zaridze, "Method of Auxiliary Sources Applied to Thin Plates and Open Surfaces," *Journal of Communications Technology and Electronics*, vol. 60, no. 4, pp. 311-320, 2015.
- [45] R. Zaridze, G. Bit-Babik, K. Tavzarashvili, "Wave Field Singularity Aspects Large-Size Scatterers and Inverse Problems," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 50, no. 1, Jan. 2002.
- [46] I. M. Petoev, V. A. Tabatadze, R. S. Zaridze, "The Method of Auxiliary Sources Applied to



- Problems of Electromagnetic Wave Diffraction by Certain Metal–Dielectric Structures," *Journal of Communications Technology and Electronics*, vol. 58, no. 5, pp. 404-416, 2013.
- [47] Кеванишвили Г. Ш., Бакрадзе Д. Ш., Котетишвили К. В., "Суммирование Двойного Ряда, Встречающегося в Теории Дифракции Волн на Двоякопериодических Плоских Решетках," *Georgian Engineering Nes*, no. 3, Тбилиси, 1997 г.
- [48] V. Jeladze, V. Tabatadze, M. Prishvin, L. Bibilashvili, R. Zaridze, "Human Exposure Simulation in Big Scenarios using MAS," in *Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2013)*, Lviv, Ukraine, September 23-26, pp. 187-192.
- [49] V. Jeladze, V. Tabatadze, M. Prishvin, I. Petoev, L. Bibilashvili, M. Tsverava, R. Zaridze, "Human EM Exposure Study for Some Big Scenarios," in *IEEE 34th International Conference on Electronics and Nanotechnology (Elnano-2014)*, Kyiv, Ukraine, April 15-18, 2014, pp. 342-344.
- [50] V. Jeladze, V. Tabatadze, I. Petoev, M. Prishvin, M. Tsverava, R. Zaridze, "Human EM Exposure Simulations for some big scenarios using MAS," in *2014 Global Symposium on EMC, Safety and Product Compliance Engineering (GlobeSPACE'2014)*, Tel-Aviv, Israel, December 2-3, 2014, p. 32.
- [51] D. Kakulia, K. Tavzarashvili, V. Tabatadze, R. Zaridze, "Investigation of the field distribution inside rooms located near the basiñ antenna stations," in *Proceedings of VIIIth International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2003)*, Lviv, September 23-25, 2003, pp. 162-165.
- [52] V. Jeladze, I. Petoev, V. Tabatadze, M. Prishvin, R. Zaridze, "The Method of Auxiliry Sources for Study of Resonant Field Effects upon a Human Models for Big Scenarios," *Journal of Communications Technology and Electronics*, vol. 60, 2015.
- [53] A. Hitara and O. Fujiwara, "Modeling time variation of blood temperature in a bioheat equation and its application to temperature analysis due to RF exposure," *Physics in Medicine and Biology*, pp. 189-196, 2009.
- [54] Bernardi, P; Cavagnaro, M; Pisa, S; PiuZZi, E, "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 Transactions on Biomedical Engineering*, vol. No. 50, pp. 295-304, 2003.
- [55] Kotte, A; Van Leeuwen, G; De Bree, J; Van der KoiJK, J; Crezee, H; Lagendijk, J, "A description of discrete vessel segments in thermal modeling of tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. No. 41, p. 865–84, 1996.



```

u=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang1
v=(-1d0)*(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang2

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+3+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+3+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2

u=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang2
v=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang1

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2

enddo
jj=jj+4*N1
do j=1,N2

!Roo= body(i)%r - room(j)%r_in

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)

Roo= body(i)%r - room(j)%r_out

u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1
v=(-1d0)*(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2

u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*body(i)%tang2

```



```

do j=1,N1

  Roo= room(i)%r - body(j)%r_in

  u=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang1
  v=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang2

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+1+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1
  A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+1+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
  A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+1+jj) = (0.d0,0.d0)
  A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+1+jj) = (0.d0,0.d0)

  u=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang2
  v=(1.0d0,0.0d0)*body(j)%tang1*(-1d0)

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+2+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1
  A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+2+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
  A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+2+jj) = (0.d0,0.d0)
  A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+2+jj) = (0.d0,0.d0)

  Roo= room(i)%r - body(j)%r_out

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0d0,0d0)

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0d0,0d0)

enddo
jj=jj+4*N1

do j=1,N2

  Roo= room(i)%r - room(j)%r_in

  u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1
  v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
  A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+1+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
  A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+1+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1

  u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
  v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1*(-1d0)

  A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)

```

```

A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+2+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+2+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1

Roo= room(i)%r - room(j)%r_out

u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1
v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2*(-1d0)

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+3+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0.d0,0.d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) =(0.d0,0.d0)

u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0.d0,0.d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) =(0.d0,0.d0)

enddo
jj=jj+4*N2

do j=1,N3

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!pirveli tangenciali!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

Roo= room(i)%r - window(j)%r_in

u=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang1
v=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang2

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+1+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+1+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+1+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1

u=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang2
v=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang1*(-1d0)

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+2+jj) =(0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+2+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+2+jj) =-G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*room(i)%tang1

Roo= room(i)%r - window(j)%r_out

u=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang1
v=(1.0d0,0.0d0)*window(j)%tang2*(-1d0)

```



```

A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) = (0d0,0d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) = (0d0,0d0)

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) = (0d0,0d0)
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) = (0d0,0d0)
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) = (0d0,0d0)
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) = (0d0,0d0)

enddo
jj=jj+4*N1

do j=1,N2

    Roo= window(i)%r - room(j)%r_in

        u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1
        v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+1+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+1+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+1+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+1+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2

        u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
        v=(-1d0)*(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+2+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+2+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+2+jj) = G_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+2+jj) = G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2

    Roo= window(i)%r - room(j)%r_out

        u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1
        v=(-1d0)*(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+3+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+3+jj) = -G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+3+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*window(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+3+jj) = -G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2

        u=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang2
        v=(1.0d0,0.0d0)*room(j)%tang1

A(4*(i-1)+1+ii,4*(j-1)+4+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+2+ii,4*(j-1)+4+jj) = -G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang1
A(4*(i-1)+3+ii,4*(j-1)+4+jj) = -G_e( Roo, U,V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )*window(i)%tang2
A(4*(i-1)+4+ii,4*(j-1)+4+jj) = -G_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))*window(i)%tang2

enddo

```



jj=jj+4\*N2

do j=1,N3

Roo= window(i)%r - window(j)%r\_in

u=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang1

v=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang2

A(4\*(i-1)+1+ii,4\*(j-1)+1+jj) = G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+2+ii,4\*(j-1)+1+jj) = G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+3+ii,4\*(j-1)+1+jj) = G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

A(4\*(i-1)+4+ii,4\*(j-1)+1+jj) = G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

u=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang2

v=(-1d0)\*(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang1

A(4\*(i-1)+1+ii,4\*(j-1)+2+jj) =G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+2+ii,4\*(j-1)+2+jj) =G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+3+ii,4\*(j-1)+2+jj) =G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )\*window(i)%tang2

A(4\*(i-1)+4+ii,4\*(j-1)+2+jj) =G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

Roo= window(i)%r - window(j)%r\_out

u=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang1

v=(-1d0)\*(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang2

A(4\*(i-1)+1+ii,4\*(j-1)+3+jj) = -G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+2+ii,4\*(j-1)+3+jj) = -G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+3+ii,4\*(j-1)+3+jj) = -G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

A(4\*(i-1)+4+ii,4\*(j-1)+3+jj) = -G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

u=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang2

v=(1.0d0,0.0d0)\*window(j)%tang1

A(4\*(i-1)+1+ii,4\*(j-1)+4+jj) = -G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+2+ii,4\*(j-1)+4+jj) = -G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang1

A(4\*(i-1)+3+ii,4\*(j-1)+4+jj) = -G\_e( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0) )\*window(i)%tang2

A(4\*(i-1)+4+ii,4\*(j-1)+4+jj) = -G\_h( Roo, U, V, (1.0d0,0.0d0), (1.0d0,0.0d0))\*window(i)%tang2

enddo

b(4\*(i-1)+1+ii,1)=e\_inc(window(i)%r)\*window(i)%tang1

b(4\*(i-1)+2+ii,1)=h\_inc(window(i)%r)\*window(i)%tang1

b(4\*(i-1)+3+ii,1)=e\_inc(window(i)%r)\*window(i)%tang2

b(4\*(i-1)+4+ii,1)=h\_inc(window(i)%r)\*window(i)%tang2

enddo

ii=ii+N3