

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

მიხეილ კელენჯერიძე

პარალელურად გადამცემი ანტენების გაუმჯობესება

ულტრამაღალი მაგნიტური ველის

მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში

წარმოდგენილია დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად

სადოქტორო პროგრამა „საინჟინრო ფიზიკა“

შიფრი 0719

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

თბილისი, 0160, საქართველო

___, 2021 წელი

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

ინფორმატიკისა მართვის სისტემების ფაკულტეტი

ჩვენ, ქვემოთ ხელისმომწერი ვადასტურებთ, რომ გავეცანით **მიხეილ კელენჯერიძის** მიერ შესრულებულ სადისერტაციო ნაშრომს დასახელებით: **პარალელურად გადამცემი ანტენების გაუმჯობესება ულტრამალაი მაგნიტური ველის მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში** და ვაძლევთ რეკომენდაციას საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის საინჟინრო ფიზიკის და მასალათმცოდნეობის საუნივერსიტეტო სადისერტაციო საბჭოში მის განხილვას დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად.

____, ____ 2021 წელი

ხელმძღვანელი: პროფესორი ქეთევან კოტეტიშვილი

რეცენზენტი: _____

რეცენზენტი: _____

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

2021 წ

ავტორი: მიხეილ კელენჯერიძე

დასახელება: პარალელურად გადამცემი ანტენების გაუმჯობესება
ულტრამაღალი მაგნიტური ველის მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში

სადოქტორო პროგრამა: საინჟინრო ფიზიკა

ხარისხი: აკადემიური დოქტორი საინჟინრო ფიზიკაში

სხდომა ჩატარდა: -----

ინდივიდუალური პიროვნებების ან ინსტიტუტების მიერ
ზემომოყვანილი დასახელების დისერტაციის გაცნობის მიზნით მოთხოვნის
შემთხვევაში მისი არაკომერციული მიზნებით კოპირებისა და გავრცელების
უფლება მინიჭებული აქვს საქართველოს ტექნიკურ უნივერსიტეტს.

ავტორის ხელმოწერა

ავტორი ინარჩუნებს დანარჩენ საგამომცემლო უფლებებს და არც
მთლიანი ნაშრომის და არც მისი ცალკეული კომპონენტების გადაბეჭდვა ან
სხვა რაიმე მეთოდით რეპროდუქცია დაუშვებელია ავტორის წერილობითი
ნებართვის გარეშე.

ავტორი ირწმუნება, რომ ნაშრომში გამოყენებული საავტორო
უფლებებით დაცულ მასალებზე მიღებულია შესაბამისი ნებართვა (გარდა იმ
მცირე ზომის ციტატებისა, რომლებიც მოითხოვენ მხოლოდ სპეციფიურ
მიმართებას ლიტერატურის ციტირებაში, როგორც ეს მიღებულია
სამეცნიერო ნაშრომების შესრულებისას) და ყველა მათგანზე იღებს
პასუხისმგებლობას.

რეზიუმე

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია წარმოადგენს ერთერთ მოწინავე ტექნოლოგიას სამედიცინო გამოსახულებების მიღებისათვის. იგი გამოყენება როგორც ადამიანის, ასევე ცხოველების სხეულის სხვადასხვა ნაწილის გამოკვლევისათვის. აღსანიშნავია, რომ მათი გამოყენება უპირველესად ხდება რბილი ქსოვილების შესწავლისათვის, როგორცაა მაგალითად თავის ტვინი. თავის ტვინის გადაღებისას, შესაძლებელია როგორც კლინიკური დიაგნოზის დადგენა და დაზიანებისა თუ წარმონაქმნების დაფიქსირება, ასევე ნეირონებისა და აქსონების ტრაქტოგრაფიის შესწავლა და თავის ტვინის ფუნქციონალური არეების განსაზღვრა ფუნქციური მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის საშუალებით. აღნიშნულ მიმართულებებში მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის ხარისხი და შესაძლებლობები გაცილებით უსწრებს სხვა ისეთ ტექნოლოგიებს, როგორცაა მაგალითად კომპიუტერული ტომოგრაფია (კტ). ასევე აღსანიშნავია ის, რომ მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია კტ-სგან განსხვავებით არ იყენებს მაიონებელ გამოსხივებას, რომელსაც შეუძლია პოტენციურად ზიანი მიაყენოს ბიოლოგიურ ქსოვილს. მრტ-ს მუშაობის პრინციპი მდგომარეობს წყალბადის (ზოგიერთ შემთხვევაში სხვა ბირთვებისაც) პროტონის სპინების ელექტრომაგნიტური ტალღებით მანიპულაციაში, ძირითადი სტატიკური მაგნიტური ველის, გრადიენტული კოჭებისა და მიმღებ-გადამცემი ანტენების გამოყენებით. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიას გააჩნია უარყოფითი მხარეები, რომელთა შორისაცაა მაგალითად იმპლანტიანი პაციენტისა და მეტალისშემცველი ობიექტების არიდების აუცილებლობა, გამოკვლევისას შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის მონიტორინგი და აპარატის ღირებულება, თუმცა მიუხედავად ამისა მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია წარმოადგენს შეუცვლელ ტექნოლოგიას როგორც კლინიკური დიაგნოსტიკისათვის, ასევე კვლევებისთვის.

აღნიშნული დარგი დღითიდღე ვითარდება და მისი შესაძლებლობების არეალიც იზრდება. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის განვითარებას თან სდევს ისეთი კომპლექსური სისტემების შემოღება, როგორცაა მაგალითად პარალელურად გადამცემი ანტენები. მათი დანერგვის აუცილებლობა ძირითადად საჭირო გახდა უფრო მაღალი სტატიკური მაგნიტური ველის მრტ აპარატების შემოღების შემდგომ, რადგან აღნიშნულ აპარატებში სტანდარტული გადამცემი ანტენები ვერ იძლევიან ერთგვაროვანი გადამცემი ველის შექმნის შესაძლებლობას, რაც ასევე აისახება გამოსახულების ხარისხზე. პარალელურად გადამცემი ანტენების პრინციპი ემყარება გაზრდილ თავისუფლების ხარისხს გადამცემი მაგნიტური ველის წარმოებისას, რაც იძლევა შესაძლებლობას მეტად გაკონტროლდეს გადამცემი რადიოსიხშირული ველი, საჭიროების შემთხვევაში აღმოფხვრას გადამცემი ველის არაერთგვაროვნება ან გამოიწვიოს სპინების შემფოთება წინასწარგანსაზღვრული ფორმით.

აღნიშნული მეთოდოლოგია წარმოადგენს მაგნიტურ-რეზონანსული აპარატების შესაძლებლობების გაფართოების საშუალებას, თუმცა მისი კომპლექსურობიდან გამომდინარე მათი კლინიკურ კვლევებში დანერგვა ბევრ სირთულესთანაა დაკავშირებული.

ნაშრომში განხილულია მეთოდოლოგია, რომელიც წარმოადგენს თავისუფლების ხარისხის კონტროლის მექანიზმს, რითაც შესაძლებელია პარალელურად გადამცემი სისტემის გამარტივება. აღნიშნული მეთოდოლოგია ემყარება გადამცემი არხების დაწყვილებას კონკრეტული ალგორითმის მიხედვით, რომლის მიზანია პარალელურად გადამცემი სისტემის ხარისხის მინიმალური ცვლილება, ოპტიმალური წყვილების შერჩევით. ოპტიმალური წყვილების შერჩევისათვის გამოიყენება გადამცემი არხების რადიოსიხშირული ტალღების მაგნიტური კომპონენტის რუქები, რომლებიც უშუალოდ განსაზღვრავს კონკრეტული არხის სენსიტიურობას მოცემული შესასწავლი ობიექტისათვის. მაგნიტური ველის რუქების საფუძველზე ხდება არხების სორტირება და საუკეთესო წყვილების ამორჩევა კვლევაში წარმოდგენილი მეთოდოლოგიით. არხების დაწყვილება იძლევა შესაძლებლობას თითქმის განახევრდეს გადამცემი არხის ფიზიკური საჭიროებები ელექტრო კომპონენტებისა და მოწყობილობების სახით და შემცირდეს გამოთვლითი რესურსი რომელიც პირდაპირ გავლენას ახდენს ექსპერიმენტის მოსამზადებელი დროის ხანგრძლივობის შემოკლებაზე.

ნაშრომში წარმოდგენილია ორი სიმულაციური საკვლევი ობიექტი, პირველი არის ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა, ხოლო მეორე თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა. მათზე განხილულია ინოვაციური მეთოდოლოგია პარალელურად გადამცემი ანტენების გამარტივებისათვის. პირველ საკვლევ ობიექტზე კვლევა ჩატარებულია ორ, პირობითად შერჩეულ ჭრილზე, ორგანზომილებიანი გადამცემი მაგნიტური ველის რუქებისათვის. ხოლო მეორე საკვლევი ობიექტისთვის მთლიან მოცულობაზე - ანუ სამგანზომილებიანი გადამცემი მაგნიტური ველის რუქებისთვის. აღსანიშნავია, რომ მიღებული შედეგები ერთმანეთთან ლოგიკურ ბმაშია. პირველი საკვლევი ობიექტისთვის, რომელიც ერთრიგიანია, ორივე ჭრილზე მიღებული შედეგების მიხედვით, დასაწყვილებელი არხები ერთმანეთის მოპირდაპირედ მდებარეობს. ხოლო მეორე საკვლევი ობიექტისთვის, რომელიც ორ რიგადაა განლაგებული, შედეგების მიხედვით დასაწყვილებელი არხები მდებარეობენ ერთმანეთის მოპირდაპირედ და განსხვავებულ რიგში. პირველი საკვლევი ობიექტისთვის საწყისი გადამცემი არხების რაოდენობა იყო ექვსი და შემდეგ გახდა სამი, ხოლო მეორე საკვლევი ობიექტისთვის თორმეტი გადამცემი არხი შემცირდა ექვსამდე.

ნაშრომში წარმოდგენილი მეთოდოლოგია რომლის ძირითად მიზანს წარმოადგენს პარალელურად გადამცემი ანტენების გამარტივება და ხელმისაწვდომობის გაზრდა, არის უნივერსალური მეთოდი, რომლის დანერგვაც შესაძლებელია ნებისმიერი ტიპის პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის. მისი გამოყენება შესაძლოა განურჩევლად ანტენის

ელემენტის რაოდენობის, ტიპისა (ჩარჩოსებრი, დიპოლური, მიკროფენიანი ზოლის, მათი კომბინაციისა თუ სხვის) და ანტენის ელემენტების სივრცული განლაგების. კონკრეტული პარალელურად გადამცემი ანტენის გამარტივება შესაძლებელია განხორციელდეს ერთჯერადი პროცესით საწყის ეტაპზე და არ საჭიროებს ჩარევას ყოველი გამოკვლევისას. აღნიშნული მახასიათებლები უფრო ხელსაყრელს ხდის მეთოდოლოგიის დანერგვას.

Abstract

Magnetic Resonance Tomography is one of the leading technologies in medical imaging. It is used for humans' and animals' different body parts examinations as well. Mainly the MRT is used for soft tissue imaging, such as the brain. Imaging the brain by the MRT can be used for clinical diagnosis and finding the anomalies, also it is possible to research tractography of the neurons and axons and determining the functional areas in the brain by the Functional Magnetic Resonance Tomography. In these fields, the quality of the Magnetic Resonance Tomography exceeds the possibilities of other technologies, such as Computer Tomography (CT). Also, it should be mentioned that Magnetic Resonance Tomography is not using ionizing radiation, which can potentially damage the biological tissue distinctly to the CT. The principle of the MRI is based on manipulating Hydrogen (in some cases other nuclei as well) spins with the help of the main static magnetic field, gradient coils, and receive-transmit coils. Magnetic Resonance Tomography has its downsides such as avoiding implanted patients and objects with metallic parts, monitoring the Specific Absorption Rate during the examination, and the cost of the scanner, but instead of this, Magnetic Resonance Tomography is unchangeable technology for clinical examinations and research.

This field is developing day by day, and its opportunities is expanding as well. Developing the MRI system supports the implementation of the various complex systems, such as parallel transmit (pTx) coils. Their implementation mainly became necessary after introducing the larger static magnetic field MRT scanner, because conventional coils do not offer a homogenous transmit field, which is reflected in the image quality too. The principle of the parallel transmit coils is based on the increased degree of freedom, which makes it possible to control the transmit fields advanced way, solve the field inhomogeneity if necessary or produce spatially tailored spin excitation. This technology provides expanded opportunities for Magnetic Resonance Tomography, but using them for clinical purposes widely, meets several difficulties because of its complexity.

The methodology described in this thesis represents a control mechanism for the degree of freedom, that simplifies the pTx system on the desirable level. This methodology is based on the pairing of transmit channels regarding the specific algorithm, which aims the least decrease the image quality, by choosing the transmit channel's pairs optimally. The magnetic component of the transmit radiofrequency fields, which describes the sensitivity of the specific channel in the research subject, is used to choose the pairs optimally. Channels are sorted and the best pairs are chosen based on the transmit magnetic fields, with the help of the methodology described in the thesis. Pairing the transmit channels decreases the physical necessities (like electric components and equipment) for the transmit up to a factor of two and reduces the computational needs, which directly affects the preparation time required before the examination.

There are described two simulated research objects in the thesis, the first is a six-channel one-row parallel transmit antenna, and the second is a twelve-channel two-row parallel transmit antenna. Innovative simplification methodology is applied to these objects. For the first object, analysis is made on two conditionally chosen slices, as on the two-dimensional transmit magnetic field maps. Whereas the whole volume is used for the second object - as a three-dimensional transmit magnetic field map. It worth mentioning that the results from both objects are logically linked. For the first research object, which is one-row, analysis on both slices showed that pairing channels are on opposite sides to each other. For the second object, which is two-row, the pairing channels are on the opposite sides and in a different row. For the first research object, the initial number of transmit channels was six and after simplification, it became only three, whereas for the second object, the initial number of transmit channels was twelve and it reduced to six.

The methodology described in the thesis, which aims the simplification the parallel transmit channels and increasing their accessibility, is a universal method, which can be applied to any type of parallel transmit antenna. It can be used regardless of the type of antenna element (loop, dipole, microstrip line, their combinations, etc.) and the geometrical arrangement of those antenna elements. Specific parallel transmit antenna can be simplified as one process in the initial stage and does not require to interfere in every examination. These features make the methodology more favorable to be implemented.

შინაარსი

შესავალი	16
1 ლიტერატურის მიმოხილვა	19
1.1 საფუძვლები.....	19
1.1.1 მრ-თავსებადი ბირთვები.....	25
1.2 მაგნიტური ველის გრადიენტი.....	26
1.3 რადიოსიხშირული ანტენები.....	28
1.3.1 მიმღები ანტენები.....	29
1.3.2 გადამცემი ანტენები.....	29
1.3.3 ანტენის ელემენტის ტიპები.....	29
1.3.4 პარალელურად მიმღები ანტენები	34
1.3.5 პარალელურად გადამცემი ანტენები	34
1.3.5.1 გამოწვევები	37
1.3.5.2 ელემენტების ტიპები და მახასიათებლები	37
1.3.5.3 ელემენტების გეომეტრიული განლაგება.....	38
1.3.6 შეფასების პარამეტრები	39
1.4 გამოსახულების რეკონსტრუქცია	42
1.4.1 პარალელურად მიმღები სისტემები.....	44
1.4.2 პარალელურად გადამცემი სისტემები.....	47
1.4.2.1 რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმა	47
1.5 ულტრამაღალი მაგნიტური ველი.....	53
1.5.1 უპირატესობები და გამოწვევები	55
კვლევა	59
1.6 კვლევის მიზანი	59
1.7 კვლევის მეთოდები.....	61
1.7.1 Kuhn–Munkres-ის განაწილების ალგორითმი.....	61
1.8 კვლევის ობიექტი	64
1.9 შედეგების განსჯა	92
1.10 ტექნიკური მონაცემები.....	94
1.11 კვლევის განვითარების შესაძლებლობები	94
დასკვნა	97
გამოყენებული ლიტერატურა	99

ცხრილების ნუსხა

ცხრილი 1: მრტ/მრს თავსებადი ბირთვები და მათი მახასიათებლები 26

ნახაზების ნუსხა

ნახაზი 1: წყალბადის სპინის ორ მდგომარეობას შორის ენერჯის სხვაობის დამოკიდებულება სტატიკური მაგნიტური ველის მიმართ	20
ნახაზი 2: T_1 დრო	24
ნახაზი 3: T_2 დრო	24
ნახაზი 4: გრადიენტული ველისა და გამოსახულების ჭრილს შორის კავშირი	28
ნახაზი 5: ჩარჩოსებრი ანტენა.....	31
ნახაზი 6: დიპოლური ანტენა	32
ნახაზი 7: მიკროფენიანი ზოლის ანტენა	33
ნახაზი 8: სტანდარტული გადამცემი ანტენა.....	35
ნახაზი 9: პარალელურად გადამცემი ანტენა.....	36
ნახაზი 10: k -სივრცის ფაზური და სიხშირული კოდირების მიმართულებები	45
ნახაზი 11: სრული და შემცირებული k -სივრცის ფურიე გარდაქმნა, რომელიც იძლევა გადაფარულ გამოსახულებას	46
ნახაზი 12: გადამცემი k -სივრცის ტრაექტორიები	51
ნახაზი 13: 3D LEx იმპულსის გრაფიკული გამოსახულება	53
ნახაზი 14: კომერციულად ხელმისაწვდომი მრტ აპარატები წარმოდგენილი სტატიკური მაგნიტური ველის, გენტრის შიდა დიამეტრის და მაგნიტის სპეციფიკაციის მიხედვით. წერტილებით აღნიშნულია ანალიტიკური მრტ აპარატები, მცირე და საშუალო წრეებით ბიოსამედიცინო და პრეკლინიკური აპარატები, ხოლო დიდი წრეებით ადამიანის მრტ და მრს აპარატები [67]. © 2017 Moser, Laistler, Schmitt and Kontaxis.....	54
ნახაზი 15: ფარდობითი სტანდარტული გადახრის დამოკიდებულება სტატიკურ ველის მიმართ (A); სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის დამოკიდებულება სტატიკური ველის მიმართ (B) [74]. © 2015 Wiley Periodicals, Inc.....	55
ნახაზი 16: სიმულაციური გამოსახულებები სტატიკური მაგნიტური ველის ზრდის მიმართებით. ველის ზრდასთან ერთად შესამჩნევია ე.წ. ცენტრალური ნათების ეფექტი [71]. © 2010 Wiley Periodicals, Inc.....	56

ნახაზი 17: რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძის შედარება მოზრდილი ადამიანის თავის ტვინთან. სურათიდან ჩანს რომ 7ტ მაგნიტური ველის შემთხვევაში რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძე თავის ტვინის დიამეტრზე მცირეა, რაც იწვევს ტალღების ინტერფერენციას	57
ნახაზი 18: საშუალო კვადრატული ცდომილების გამოთვლისათვის საჭირო არგუმენტები	60
ნახაზი 19: განაწილების პრობლემის გრაფიკული გამოსახულება	61
ნახაზი 20: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა	64
ნახაზი 21: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის სქემატური გამოსახულება	65
ნახაზი 22: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის რეზონანსული სიხშირე და მაგნიტუდა პირველი არხისთვის.....	66
ნახაზი 23: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი A.....	67
ნახაზი 24: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი B.....	67
ნახაზი 25: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი A-ს გადამცემი მაგნიტური ველის რუქები თითოეული არხისთვის	68
ნახაზი 26: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი B-ს გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუქები თითოეული არხისთვის	69
ნახაზი 27: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{14}$) თითოეულ არხს შორის ჭრილი A-სთვის.....	70
ნახაზი 28: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{14}$) თითოეულ არხს შორის ჭრილი B-სთვის	71
ნახაზი 29: მიღებული წყვილები ჭრილი A-სთვის.....	75
ნახაზი 30: მიღებული წყვილები ჭრილი B-სთვის	76
ნახაზი 31: არხების ურთიერთგანლაგება ექვსრიგიან ერთარხიან პარალელურად გადამცემ ანტენაში.....	77

ნახაზი 32: შერჩეული წყვილები ერთრიგიანი ექვსარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის	78
ნახაზი 33: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის არხების წყვილების გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები ჭრილი A-სთვის	78
ნახაზი 34: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის არხების წყვილების გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები ჭრილი B-სთვის.....	79
ნახაზი 35: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ყველა არხის გადამცემი მაგნიტური ველის რუკები.....	80
ნახაზი 36: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა	81
ნახაზი 37: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის სქემატური გამოსახულება	82
ნახაზი 38: საშუალო კვადრატული ცდომილების გამოთვლისათვის საჭირო არგუმენტები სამგანზომილებიანი მონაცემებისთვის	83
ნახაზი 39: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები თითოეული არხისათვის პირობითად შერჩეული ჭრილისთვის	84
ნახაზი 40: ექვსარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{15}$) თითოეულ არხს შორის სრული მოცულობისთვის	85
ნახაზი 41: შერჩეული წყვილები (მინიმალური თეთრი მართკუთხედებით) ექვსარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის.....	86
ნახაზი 42: Kuhn-Munkers-ის ალგორითმის შედეგად მიღებული წყვილები თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის.....	87
ნახაზი 43: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა, სადაც ერთი და იგივე ფერით მონიშნულია დაწყვილებული არხები	88
ნახაზი 44: შერჩეული წყვილი N1 - არხი 1 და არხი 9.....	89
ნახაზი 45: შერჩეული წყვილი N2 - არხი 2 და არხი 10.....	89
ნახაზი 46: შერჩეული წყვილი N3 - არხი 3 და არხი 11.....	90
ნახაზი 47: შერჩეული წყვილი N4 - არხი 4 და არხი 12.....	90

ნახაზი 48: შერჩეული წვეილი N5 - არხი 5 და არხი 7.....	91
ნახაზი 49: შერჩეული წვეილი N6 - არხი 6 და არხი 8.....	91

გამოყენებული აბრევიატურების ნუსხა

მრ	მაგნიტურ-რეზონანსული
მრტ	მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია
მრს	მაგნიტურ-რეზონანსული სპექტრომეტრია
ფმრტ	ფუნქციონალური მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია
ტ	ტესლა
პგ	პარალელურად გადამცემი
პმ	პარალელურად მიმღები
SDM	Spatial Domain Method

შესავალი

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ) წარმოადგენს ერთერთ მოწინავე ტექნოლოგიას სამედიცინო გამოსახულებების მიღებისათვის. იგი გამოყენება როგორც ადამიანის, ასევე ცხოველების სხეულის სხვადასხვა ნაწილის გამოკვლევისათვის. აღსანიშნავია, რომ მათი გამოყენება უპირველესად ხდება რბილი ქსოვილების შესწავლისათვის, როგორცაა მაგალითად თავის ტვინი. თავის ტვინის გადაღებისას, შესაძლებელია როგორც კლინიკური დიაგნოზის დადგენა და დაზიანებისა თუ წარმონაქმნების დაფიქსირება, ასევე ნეირონებისა და აქსონების ტრაექტოგრაფიის შესწავლა და თავის ტვინის ფუნქციონალური არეების განსაზღვრა ფუნქციური მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის (ფმრტ) საშუალებით. პარალელურად გადამცემი (პგ) ანტენები წარმოადგენენ მრტ-ს უპირობო გაუმჯობესებას, რომელიც გამოწვეულია გადამცემი რადიოსიხშირული ველის ანტენების გაზრდილი თავისუფლების ხარისხით. ამავდროულად პგ ანტენები ხასიათდებიან კომპლექსურობით არა მხოლოდ სტრუქტურული თვალსაზრისით, ასევე საჭირო დამხმარე კომპონენტებისა (როგორცაა სპეციფიკური რადიოსიხშირული გამაძლიერებლები, დამცავი ეკრანი და სხვ.) და მათემატიკური მოდელირების მხრივ, რომელიც აუცილებელია კომპიუტერულად მართვადი გადამცემი რადიოსიხშირული სიგნალის გენერირებისათვის. მრტ-ში პარალელურად გადამცემი სისტემების გამოჩენის შემდგომ საჭირო გახდა მისი დახვეწა და გამარტივება [1,2]. დღესდღეობით მრავალი კვლევა მიმდინარეობს პარალელურად გადამცემი სისტემების სხვადასხვა პროცესის გასაუმჯობესებლად. პგ სისტემების გაუმჯობესებებიდან აღსანიშნავია რამდენიმე ტექნიკა: 2006 წლისთვის ჩამოყალიბდა SDM ტექნიკა, რომელიც საშუალებას იძლევა რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმირებისას გამოიყენოს გადამცემი k -სივრცის ნებისმიერი ტრაექტორია [3]; ამავე წელს ჩამოყალიბდა გადამცემი k -სივრცის სხივისებრი ტრაექტორია [4,5]; 2007-2008 წლებში გაუმჯობესდა B_1 რუქების გაზომვის ტექნიკები [6,7]; 2012 წელს

ჩამოყალიბდა გადამცემი k -სივრცის k_T -წერტილების ტრაექტორია [8]; 2016 წელს შეიქმნა ე.წ. „უნივერსალური სიგნალის“ (UP) ტექნიკა [9–11] და სხვა მრავალი [12,13]. აღნიშნული გაუმჯობესებები, როგორცაა, გამოთვლითი ტექნიკის გამარტივება თუ პროცესის შემოკლება, ძირითადად მიმართულია პგ სისტემების ხელმისაწვდომობის გასაზრდელად. მიუხედავად მისი უპირატესობისა, პგ სისტემები კლინიკურ კვლევებში ფართოდ გავრცელებული არაა. ამის ძირითადი მიზეზები არის დანერგვის სირთულე, ღირებულება, შედარებით ხანგრძლივი მოსამზადებელი პროცესი და სხვა. აღნიშნული პრობლემების საპასუხოდ, ერთერთი თვალსაჩინო მაგალითია UP მეთოდის ინტეგრაცია. აღნიშნული მეთოდოლოგია ხელსაყრელია სამიზნე ჯგუფების გამოკვლევების დროს. სტანდარტულად, მრტ-ში პარალელურად გადამცემი სისტემის გამოყენებისას, პაციენტის გადაღებამდე მოსამზადებელი პროცესი შეადგენს დაახლოებით 10-15 წუთს. ამ დროის განმავლობაში, ძირითადი გადაღების დაწყებამდე ხდება ანათვალების აღება, რომლიც საჭიროა რადიოსიხშირული სიგნალისა და გრადიენტული კოჭების შემავალი პარამეტრების განსასაზღვრად. UP მეთოდი საშუალებას იძლევა კონკრეტული გამოკვლევის ტიპისათვის ერთხელ შედგეს აღნიშნული პროცესი და განისაზღვროს პარამეტრები რომელსაც იმავე კვლევის სხვა პაციენტებზეც გამოიყენებენ და აღარ იქნება საჭირო თითოეული პაციენტისთვის მოსამზადებელი პროცესის ხელახლა გავლა.

ჩემს მიერ ინიცირებული ტექნიკა ასევე ემსახურება პარალელურად გადამცემი სისტემის გამარტივებას, ხარისხის მინიმალური სხვაობის ხარჯზე. მეთოდოლოგია მდგომარეობს გადამცემი არხების დაწყვილებაზე გეომეტრიული პოზიციიდან გამომდინარე, რაც ამცირებს სამართავი არხების რაოდენობას და შესაბამისად მისთვის განკუთვნილ საჭიროებებს.

კვლევაში წარმოდგენილი მეთოდოლოგია არის უნივერსალური, ნებისმიერი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის. ნაშრომში განხილულია ჩარჩოსებრ ანტენათა რიგის პარალელურად გადამცემი

სისტემები, თუმცა ანალოგიური ტექნიკა შესაძლოა განხორციელდეს დიპოლური, მიკროფენიანი ზოლისა თუ სხვა ტიპის და მათი კომბინაციების პარალელურად გადამცემი ანტენებისთვის. მეთოდოლოგიის უნივერსალურობა მდგომარეობს იმაში, რომ ანტენათა წყვილების შერჩევა ხდება მათი გადამცემი რადიოსიხშირული ველის გათვალისწინებით და არა გადამცემი არხის ელემენტის ფიზიკური ფორმის ან გეომეტრიული განლაგების მიხედვით.

1 ლიტერატურის მიმოხილვა

ამ თავში წარმოდგენილია თემის ირგვლივ არსებული საბაზისო ინფორმაცია და ამ დარგში არსებული უახლესი მიღწევები.

1.1 საფუძვლები

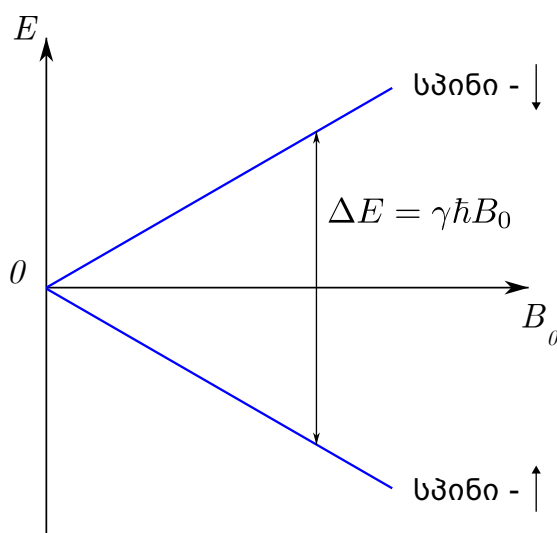
მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ) საფუძველს იღებს ბირთვის კვანტური მექანიკისგან. პროტონები და ნეოტრონები, რომლებსაც ატომი შეიცავს, ხასიათდება იმპულსის ორი ტიპით, ორბიტალური და საკუთარი მომენტით. ამ ატომის ან ატომბირთვის სპინი წარმოადგენს მასში შემავალი ნაწილაკების მომენტების ვექტორულ ჯამს. ნაწილაკის ორბიტალურ მომენტს, მისი ბრუნვის ღერძის გარშემო მოძრაობა განსაზღვრავს, მაშინ როცა საკუთარი მომენტი ამ ნაწილაკის კვანტური მახასიათებელია. იგი იზომება პლანკის მუდმივას ერთეულში $\hbar = \frac{h}{2\pi}$, და უდრის $j \times \hbar$, სადაც j არის ნაწილაკისთვის დამახასიათებელი მთელი ან $\frac{1}{2}$ -ის მთელი-ჯერადი-დადებითი, ან ნულის ტოლი რიცხვი. ამ მახასიათებლის მიხედვით სპინი შესაძლოა იყოს $2j + 1$ განმასხვავებელ მდგომარეობაში. მაგალითისათვის, წყალბადის ბირთვს (^1H), რომელსაც აქვს ერთი პროტონი, $j = \frac{1}{2}$ და განსხვავებულ მდგომარეობათა რიცხვი ორის ტოლია. სტატიკური მაგნიტური ველის (B_0) ქვეშ წყალბადის ბირთვი შეიძლება იყოს ან მაღალ, ან დაბალ ენერგეტიკულ დონეზე. დაბალ ენერგეტიკულ დონეზე მყოფი სპინები (ისინი, რომლებიც მიმართულია B_0 ველის გასწვრივ) არიან უმრავლესობაში მაღალ ენერგეტიკულ დონეზე მყოფ სპინებთან შედარებით (ისინი, რომლებიც სტატიკური მაგნიტური ველის საწინააღმდეგო მიმართულებითაა მიმართული). სპინების ეს განლაგება ხასიათდება ბოლცმანის განაწილებით:

$$\frac{N_+}{N_-} = \exp\left(\frac{-\Delta E}{k_B T}\right) \quad (1)$$

სადაც,

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (2)$$

და წარმოადგენს ორ მდგომარეობას შორის სხვაობას, გრაფიკული გამოსახულება ნაჩვენებია ნახაზი 1-ზე. ბოლცმანის განაწილების განტოლებაში, $N +$ არის B_0 ველის გასწვრივ მყოფ სპინების რაოდენობას; ხოლო $N -$ არის საწინააღმდეგო მიმართულებით განლაგებული სპინები; k_B არის ბოლცმანის მუდმივა (1.38×10^{-23} ჯ/°K) და T არის აბსოლუტური ტემპერატურა კელვინებში.



ნახაზი 1: წყალბადის სპინის ორ მდგომარეობას შორის ენერჯის სხვაობის დამოკიდებულება სტატიკური მაგნიტური ველის მიმართ

B_0 ველის ზრდა ხელს უწყობს, რომ მეტი სპინი მოხვდეს დაბალ ენერგეტიკულ დონეზე, რომელიც ზრდის ჯამურ მაგნიტურ მომენტს M_0 . იგი განისაზღვრება შემდეგი ფორმულით:

$$M_0 = \frac{N \hbar^2 \gamma^2 j(j+1) B_0}{3k_B T} \quad (3)$$

სადაც N არის ერთეულ მოცულობაში ბირთვის სპინების რაოდენობა. იმისათვის რომ მაგნეტიზაციის მომენტი გაიზარდოს, აღნიშნული

ფორმულიდან ჩანს, რომ ან უნდა გაიზარდოს B_0 სტატიკური მაგნიტური ველის მნიშვნელობა ან შემცირდეს ტემპერატურა, რადგან ფორმულაში სხვა კომპონენტები მუდმივას წარმოადგენენ. თუმცა აღსანიშნავია რომ ადამიანზე კვლევის ჩატარებისას ტემპერატურის ცვლილება შეუძლებელია, შესაბამისად ამ შემთხვევაში ეს კომპონენტიც შეგვიძლია მივიჩნიოთ როგორც მუდმივა. ამ მიზეზის გამოა რომ მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის განვითარების ერთერთ ძირითად მიმართულებას მისი სტატიკური მაგნიტური ველის ზრდა წარმოადგენს. დღესდღეობით კლინიკურ პროცესებში ძირითადად გამოიყენება 1.5 ტესლა, 3 ტესლა და 5 ტესლა მრტ სკანერები, თუმცა დამატებით კვლევები მიმდინარეობს ასევე 7 ტესლა, 9.4 ტესლა, 11.2 ტესლა და უფრო მაღალი სტატიკური ველის მქონე აპარატებზეც, რომლის მიზანია მათი დანერგვა კლინიკურ კვლევებში და მრტ-ს შესაძლებლობების გაღრმავება. ულტრა-მაღალი ველის მქონე სკანერებს (7 ტესლა და მეტი) გააჩნიათ როგორც დადებითი, ასევე უარყოფითი მხარეებიც, რომლებიც გადასალახია. აღნიშნული საკითხი უფრო სიღრმისეულად 1.5 ქვეთავში არის წარმოდგენილი.

მაგნეტიზაციის ვექტორის პრეცესიის სიხშირე ხასიათდება ე.წ. ლარმორის სიხშირით (ω_0), რომელიც წარმოადგენს გირომაგნიტური ფარდობისა და სტატიკური მაგნიტური ველის ნამრავლს:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (4)$$

ან,

$$f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \quad (5)$$

სადაც, γ არის ატომის ბირთვისთვის დამახასიათებელი გირომაგნიტური ფარდობა. მაგალითად წყალბადის ატომისთვის $\frac{\gamma}{2\pi} = 42.58$ მჰც/ტ, რაც ნიშნავს რომ წყალბადის პროტონები 1 ტესლა სტატიკური მაგნიტური ველის ქვეშ პრეცესირებენ 42.58 მჰც სიხშირით.

ჯამური მაგნიტური მომენტი წარმოადგენს მრავალი ინდივიდუალური სპინის მაგნეტიზაციის ($\vec{\mu}$) ჯამს, რომელიც გამოსახულია ერთი ვექტორის სახით.

$$\vec{M} = \sum \vec{\mu} \quad (6)$$

სადაც,

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} \quad (7)$$

იგი მიმართულია Z ღერძის გასწვრივ, როდესაც იგი მოთავსებულია სტატიკური მაგნიტური ველის ქვეშ. თუ სპინის ვექტორს განვსაზღვრავთ როგორც ორი ვექტორის M_z გრძივი და M_{xy} განივი ვექტორების ჯამის სახით, მაშინ გამოვა რომ სტატიკურ მაგნიტურ ველში სპინებს გააჩნიათ მხოლოდ გრძივი მაგნეტიზაციის კომპონენტი და განივი კომპონენტი ნულის ტოლია. თუ მათზე იმოქმედებს დამატებითი გარე ველი, რომელიც შეშფოთებას შეიტანს, M_{xy} -ს მნიშვნელობა გახდება არანულოვანი და რაღაც დრო იქნება საჭირო წონასწორობის აღდგენისათვის. ეს აღდგენის პროცესი მიმდინარეობს მონოექსპონენციალური სახით, რომელიც ხასიათდება დროითი მუდმივებით. T_1 დრო, რომელიც არის გრძივი მაგნეტიზაციის მახასიათებელი, განსაზღვრავს თუ რამდენად სწრაფად ხდება გრძივი რელაქსაცია (იგივე რელაქსაცია სპინსა და მესერს შორის), ანუ რა დროს ანდომებს M_z მაგნეტიზაციის ვექტორი დაუბრუნდეს თავის წონასწორობის მდგომარეობა M_0 -ს. T_2 წარმოადგენს იმ დროს, რაც საჭიროა განივი მაგნეტიზაციის შემცირებისათვის. აღნიშნული ორი დროითი სიდიდე წარმოადგენს ქსოვილის მახასიათებელ სიდიდეს, რადგან თითოეული მათგანი განსხვავებულია სხვადასხვა ქსოვილების შემთხვევაში.

მაგნეტიზაციის ვექტორის განსაზღვრა შესაძლებელია ბლოხის განტოლებების საშუალებით:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{B} \times \vec{M} - \frac{M_x \hat{x} + M_y \hat{y}}{T_2} - \frac{(M_z - M_0) \hat{z}}{T_1} \quad (8)$$

სადაც \hat{x} , \hat{y} და \hat{z} წარმოადგენენ ერთეულოვან ვექტორებს მიმართულს სამი ორთოგონალური მიმართულებით სტაციონალურ ხედვით ჭრილში.

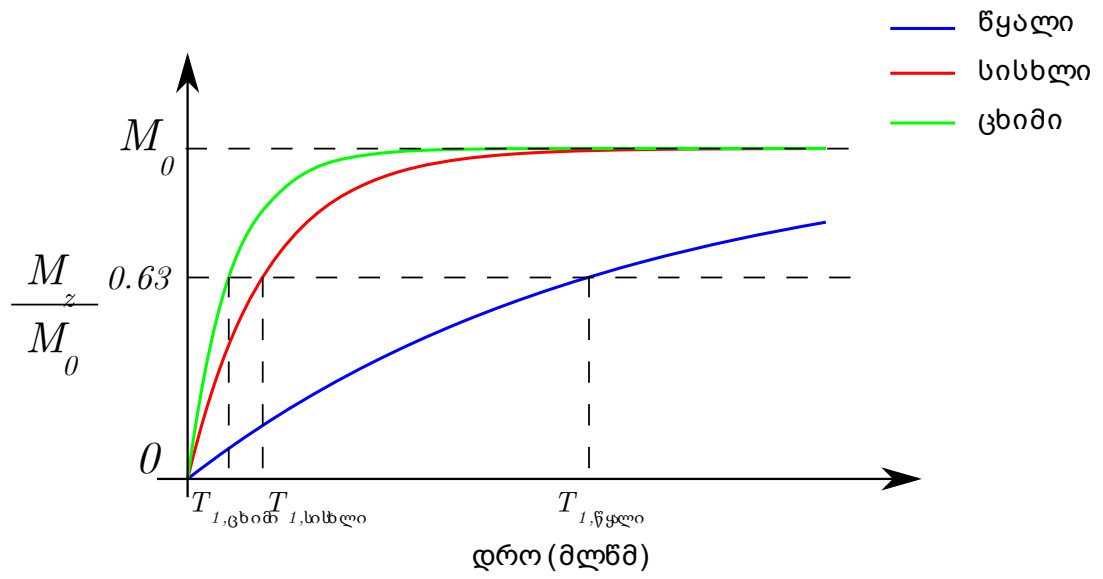
რიგ შემთხვევებში, როგორც მაგალითად სპინების დინამიური პროცესის აღწერა, მოსახერხებელია თუ განტოლებების აღწერა მოხდება არა სტაციონალურ ხედვით ჭრილში, არამედ მბრუნავი დამკვირვებლის მიერ. სტაციონალური ხედვითი ჭრილი არის როდესაც პროცესის აღწერა ხდება გარე სტატიკური დამკვირვებლის მიმართ. ბლოხის განტოლებების შემთხვევაში პროცესის გამარტივებისათვის, მისი აღწერა ხდება Z ღერძის ირგვლივ რეზონანსული ω_0 სიხშირით მბრუნავი დამკვირვებლის მიმართ.

გარდა ბრუნვითი ხედვითი ჭრილის შემოღებისა, ასევე შესაძლებელია სამგანზომილებიანი ვექტორული კომპონენტების ნაცვლად კომპლექსური სიდიდეების შემოტანა, რომელიც თავის მხრივ ამარტივებს გამოსახულებებს. ჯამური მაგნეტიზაციის ვექტორის (\vec{M}) განივი კომპონენტი წარმოდგენილია როგორც: $M_{xy} = M_x + iM_y$, ხოლო მაგნიტური ველის ვექტორი (\vec{B}) როგორც - $B_{xy} = B_x + iB_y$. აღნიშნული გამარტივებების მიხედვით მაგნეტიზაციის განტოლებები იღებს შემდეგ სახეს:

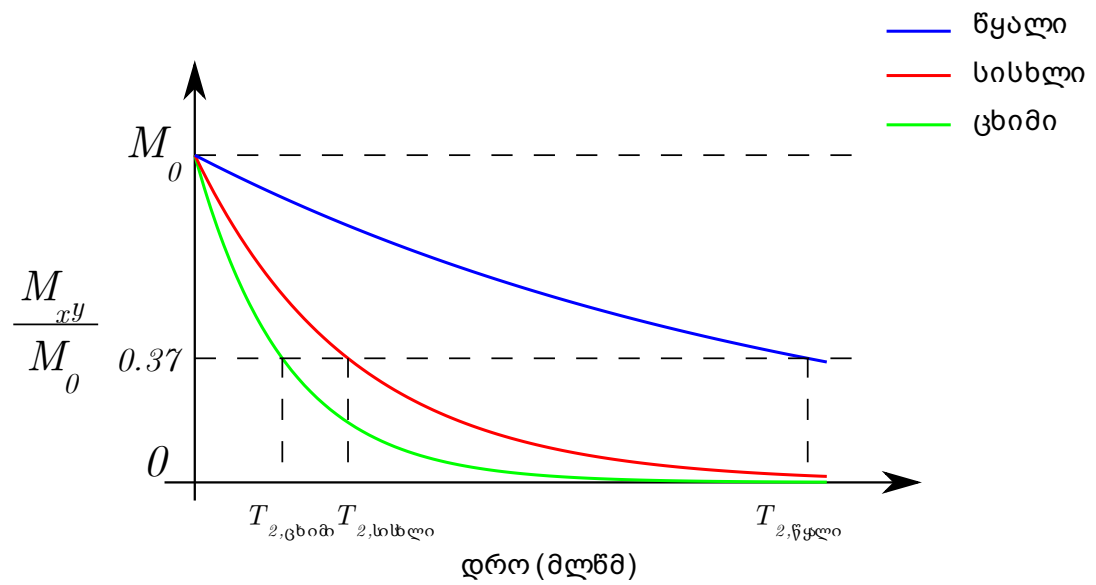
$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (9)$$

$$M_z(t) = M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \quad (10)$$

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$



$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2}$$



1.1.1 მრ-თავსებადი ბირთვები

როგორც 1.1 ქვეთავშია აღნიშნული, ^1H წყალბადის ბირთვს გააჩნია ორი ენერგეტიკული მდგომარეობა ($\frac{1}{2}$ და $-\frac{1}{2}$). ზოგადად, თუ ატომური მასა კენტიია, მაშინ ბირთვს აქვს $\frac{1}{2}$ -ის მთელი-ჯერადი სპინი. თუ ატომური მასა ლუწია, ხოლო ატომური რიცხვი (პროტონების რაოდენობა) კენტი, მაშინ ბირთვი წარმოდგენილია სპინების მთელი რიცხვით. მესამე შემთხვევაში, როდესაც ორივე სიდიდე ლუწია, ბირთვს აქვს ნულის ტოლი სპინი. მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში შესაძლებელია მონაწილეობდეს მხოლოდ ის ბირთვები, რომლებსაც გააჩნიათ ნულისგან განსხვავებული სპინი. ასეთი ბირთვები წყალბადის გარდა სხვაც მრავალია და ცნობილია როგორც X-ბირთვები. ისინი ერთერთ მნიშვნელოვან კომპონენტს წარმოადგენს მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებების მიღებაში. წყალბადის ბირთვი ხასიათდება მაღალი ფარდობითი მგრძობელობით და ამავდროულად იგი ქსოვილში დიდი რაოდენობით გვხვდება, რის გამოც იგი მნიშვნელოვანწილად დომინირებს ქსოვილის სტრუქტურის შესასწავლად მაგნიტურ-რეზონანსული გამოკვლევისას, ხოლო X-ბირთვების შემთხვევაში, მათი ძირითადი ნაწილი გამოიყენება როგორც ინდიკატორები სხვადასხვა აპლიკაციებში, მაგალითად როგორცაა მეტაბოლიზმი, მედიკამენტების მარკირება და სხვა. ცხრილი 1-ში მოყვანილია ის ძირითადი ბირთვები რომლის გამოყენებაც ხდება მრტ/მრს კვლევების დროს.

ცხრილი 1: მრტ/მრს თავსებადი ბირთვები და მათი მახასიათებლები

ბირთვი	სპინი (I)	გირომანტიკური ფარდობა (γ) მჰც/ტ	ფარდობითი მგრძობელობა	ბავრცელევა %	კომენტარი
^1H	1/2	42.58	1.000	99.99	ხასიათდება ყველაზე ძლიერი სიგნალით; წარმოებს თითქმის ყველა ბიოლოგიურ

					მოლეკულაში; არის ყველაზე მნიშვნელოვანი ბირთვი მრ სისტემებში
³ He	1/2	32.43	0.442	0.0001	გამოიყენება როგორც აირადი კონტრასტი, მრტ-თი ფილტვების დასამზერად
¹³ C	1/2	10.71	0.016	1.108	ხასიათდება სუსტი სიგნალით, თუმცა გამოკვეთილი პიკით; გამოიყენება მეტაბოლიზმის გასაზომად
¹⁹ F	1/2	40.06	0.833	100.0	ხასიათდება ძლიერი სიგნალით, თუმცა იგი ძირითადად არ გვხვდება ბიოლოგიურ ქსოვილებში; გამოიყენება მედიკამენტების მარკირებისათვის
²³ Na	3/2	11.26	0.083	100.0	ხასიათდება ყველაზე ძლიერი სიგნალით, თუმცა კვადრუპოლური რელაქსაციის გამო აქვს ძალიან მცირე T2 დრო; არ ხასიათდება ქიმიური წანაცვლებით, შესაბამისად შესაძლებელია მხოლოდ მრტ კვლევები და არა მრს
³¹ P	1/2	17.26	0.066	100.0	ხასიათდება ძლიერი სიგნალით, მნიშვნელოვანია ენერჯის მეტაბოლიზმის დაკვირვებისათვის
¹²⁹ Xe	1/2	11.78	0.021	26.44	³ He -ის მსგავსად, მაგრამ უფრო იშვიათად, გამოიყენება როგორც აირადი კონტრასტი მრტ-თი ფილტვების დასამზერად

1.2 მაგნიტური ველის გრადიენტი

მრტ-ის ერთერთი მნიშვნელოვანი კომპონენტია გრადიენტული კოჭები. მათ შეუძლიათ შექმნან B_0 სტატიკური ველისთვის წრფივად

ცვლადი დამატებითი მაგნიტური ველი \vec{G} . გრადიენტული ველი ხასიათდება პოზიციით $\vec{r} = (x, y, z)^T$ და მნიშვნელობით $\vec{G} = (G_x, G_y, G_z)$. სპინის სიხშირე მაგნიტური გრადიენტის ველის ქვეშ გამოისახება შემდეგი განტოლებით

$$\omega_r = \gamma (\vec{G} \cdot \vec{r} + \vec{B}_0) \quad (11)$$

ხოლო განივი მაგნეტიზაცია:

$$\frac{d}{dt} M_{xy,r} = i\gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r} M_{xy,r} - \frac{M_{xy,r}}{T_2} \quad (12)$$

ამ განტოლების ამონახსენის სახე შემდეგნაირია:

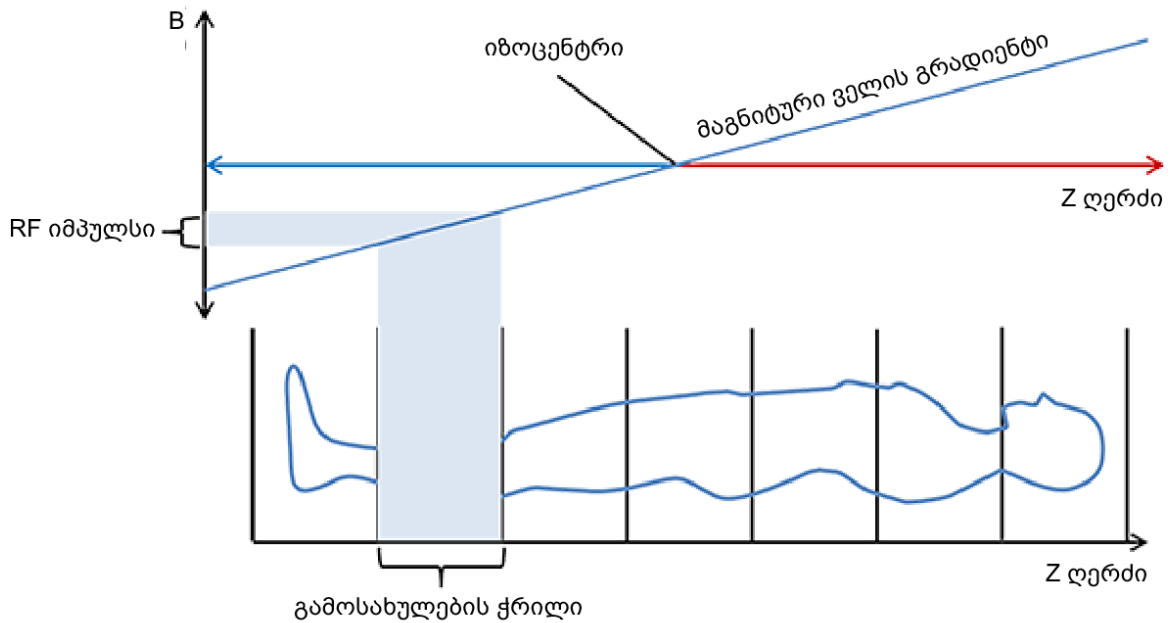
$$\begin{aligned} M_{xy,r}(t) = & M_{xy,r}(t=0) \exp\left(-\frac{1}{T_2}t\right) \\ & \times \exp\left(i\gamma \int_0^t G_x x dt + i\gamma \int_0^t G_y y dt \right. \\ & \left. + i\gamma \int_0^t G_z z dt\right) \end{aligned} \quad (13)$$

თუ შემოვიღებთ სივრცული სიხშირის მნიშვნელობას

$$k_n = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_n dt \quad \text{სადაც } n=x,y,z \quad (14)$$

მაშინ განივი მაგნეტიზაციის განტოლება მიიღებს შემდეგ სახეს:

$$\begin{aligned} M_{xy,r}(t) = & M_{xy,r}(t=0) \\ = & \exp\left(-\frac{1}{T_2}t\right) \times \exp\left(i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)\right) \end{aligned} \quad (15)$$



ნახაზი 4: გრადიენტული ველისა და გამოსახულების ჭრილის შორის კავშირი

გრადიენტული კოჭების გარეშე შეუძლებელია ორ და სამგანზომილებიანი მრ გამოსახულებების მიღება. მაგნიტური გრადიენტული ველის შემოღება, რომელიც აყალიბებს ფაზურ სხვაობას სხვადასხვა ლოკაციაზე მყოფ სპინებს შორის, შესაძლებელს ხდის გამოსახულების რეკონსტრუქციას.

1.3 რადიოსიხშირული ანტენები

ანტენები რომლებიც გამოიყენება მაგნიტურ-რეზონანსულ სისტემებში სიგნალის გადაცემის ან მიღებისათვის, ცნობილია როგორც რადიოსიხშირული ანტენები. მრ სისტემებში სიგნალს წარმოადგენს ელექტრომაგნიტური ენერგია, რომელსაც გარკვეული სიხშირე, ფაზა და ამპლიტუდა ახასიათებს. საკვლევი დავალებიდან გამომდინარე რადიოსიხშირული ანტენები განსხვავდება რიგი პარამეტრების მიხედვით, როგორცაა რადიოსიხშირული ველის მახასიათებლები, ანტენის ელემენტის ტიპი, ზომა, განლაგება და სხვები.

რადიოსიხშირული ანტენები ძირითადად კლასიფიცირებულია ფუნქციის (გადამცემი, მიმღები, გადამცემ-მიმღები) და გამოსაკვლევია არის ტიპის მიხედვით (ზედაპირის, მოცულობითი, და სხვ.)

1.3.1 მიმღები ანტენები

მაგნიტურ-რეზონანსულ (მრ) სისტემებში ინფორმაციის მიღება ხდება სპინების საშუალებით. როდესაც ისინი პრეცესირებენ, შესაძლებელია სიგნალის დაფიქსირება რადიოსიხშირული ანტენების საშუალებით, რომლებიც ცნობილია როგორც მიმღები (Rx) ანტენები. სტატიკურ მაგნიტურ ველში, რომელიც მრტ-ში მუდმივად ჩართულია, სპინები პრეცესირებენ Z ღერძის გარშემო და განივი მაგნეტიზაციის კომპონენტის დაფიქსირება შესაძლებელია ორთოგონალურ სიბრტყეზე განლაგებული ანტენების მეშვეობით. ეს ანტენები სიგნალს ვერ აფიქსირებენ წონასწორობის პროცესში, სიგნალის წარმოქმნა ხდება მათი შემფოთების შემდეგ, როდესაც ჯამური მაგნეტიზაციის ვექტორს (M) გაუჩნდება არანულოვანი განივი კომპონენტი (M_{xy}).

1.3.2 გადამცემი ანტენები

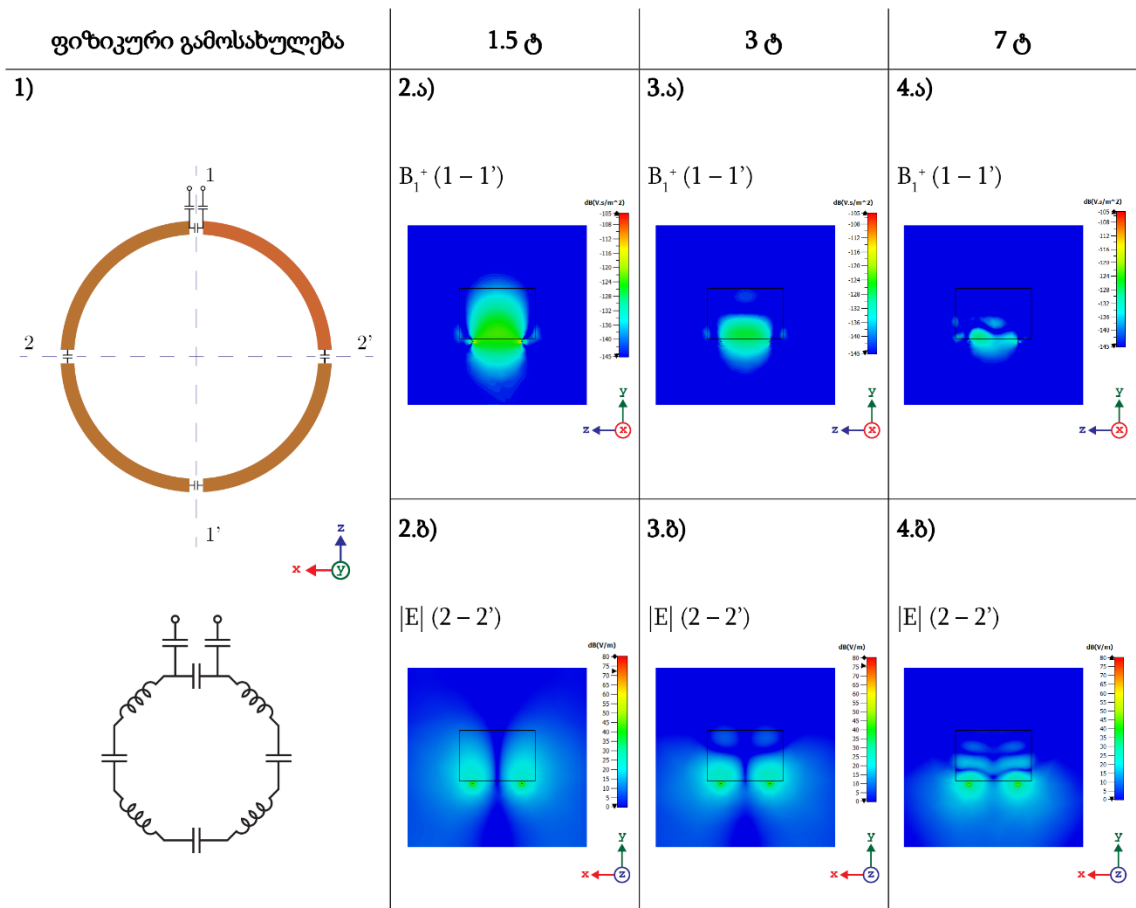
სპინების შემფოთება ხდება რადიოსიხშირული კოჭების საშუალებით, რომლებიც ცნობილია როგორც გადამცემი (Tx) ანტენები. მიმღები ანტენების მსგავსად ისინიც განლაგებულია Z ღერძის ორთოგონალურ სივრცეში და მათი იმპულსის სიხშირე ემთხვევა ლარმორის სიხშირეს ω_0 -ს. მრ სისტემებში ერთიდაიგივე კოჭა შესაძლებელია გამოიყენებოდეს როგორც მიმღები, ისე გადამცემი ანტენა.

1.3.3 ანტენის ელემენტის ტიპები

მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში, ანტენები შედგება ერთეულოვანი ელემენტებით, რომლის ძირითადი ფუნქციაა ელექტრომაგნიტური ენერჯიის გადაცემა ან მიღება კონკრეტულ სიხშირულ

დიაპაზონში. ძირითადი ელემენტის ტიპები რომლებსაც მაგნიტურ-რეზონანსულ სისტემებში იყენებენ არის ჩარჩოსებრი, დიპოლური, მიკროფენიანი ზოლის და მათი სახეცვლილებები, როგორცაა მაგალითად ლუპოლი (loopole), დიპოლისა და მარყუჟისებრი ელემენტის სახეცვლილება [14].

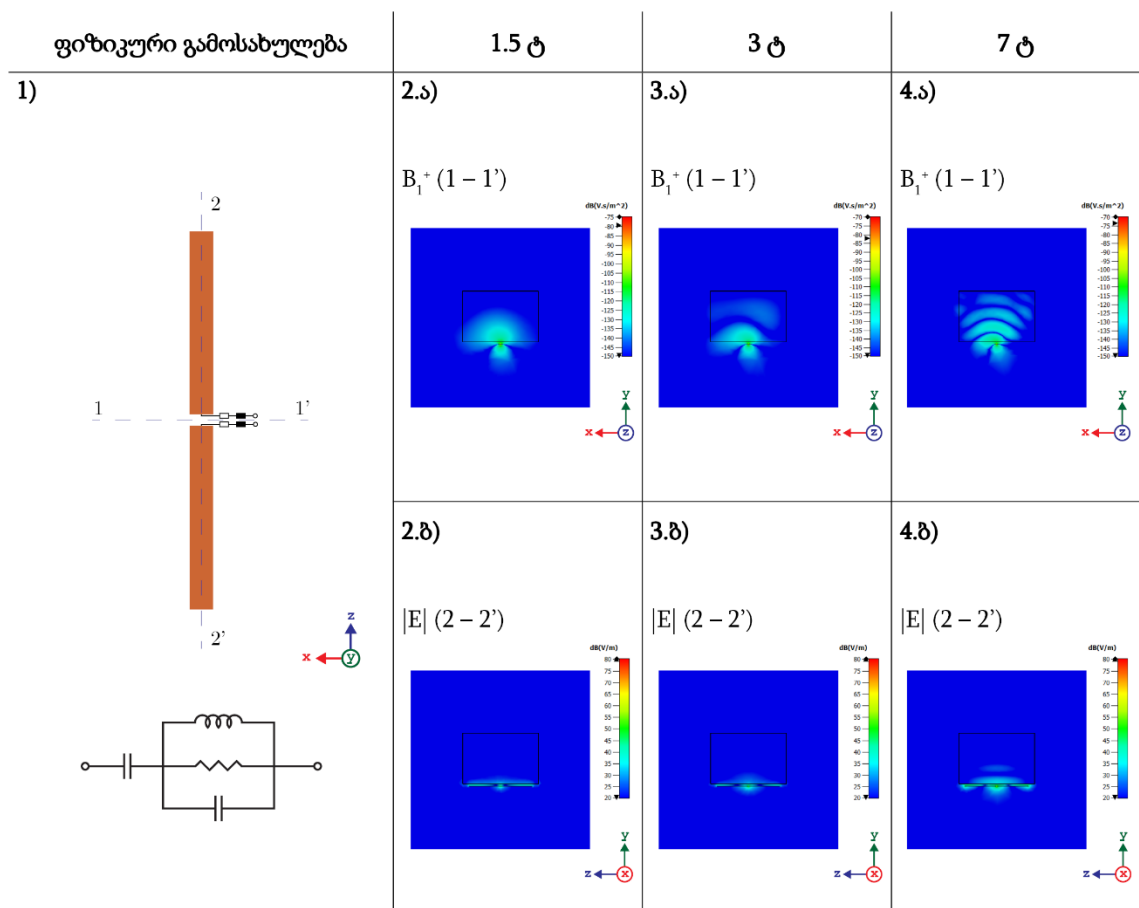
ჩარჩოსებრი ანტენა (ნახაზი 5) არის ყველაზე გავრცელებული ელემენტი მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. ყველაზე ეფექტური მათი გამოყვევა 7 ტესლა ან უფრო დაბალი მაგნიტური ველის აპარატებშია, თუმცა უფრო მაღალი მაგნიტური ველისათვის იყენებენ შედარებით მცირე ზომის ჩარჩოსებრ ანტენებს [15,16]. ულტრამაღალი მაგნიტური ველისთვის ჩარჩოსებრ ანტენას გააჩნია მხოლოდ ზედაპირული ხედვის არე, რისი გაუმჯობესებისთვისაც ჩარჩო დამატებით დაყოფილია ელექტრონული კომპონენტებით [15]. ნახაზი 5-ზე გამოსახულია ჩარჩოსებრი ანტენის ფიზიკური გამოსახულება, ელექტრონული კომპონენტების შესატყვისით, ასევე მაგნიტური და ელექტრული ველების გავრცელება ფანტომში 1.5ტ, 3ტ და 7ტ მაგნიტურ ველში. აღნიშნული მონაცემები გამოკვლეულია სადოქტორო ნაშრომის ფარგლებში.



ნახაზი 5: ჩარჩოსებრი ანტენა

მაღალი მაგნიტური ველისათვის დიპოლური ანტენა [17,18] წარმოადგენს ხელსაყრელ ჩამნაცვლებელს ჩარჩოსებრი ანტენასთან მიმართებაში რიგი მიზეზების გამო. მაგალითად ასეთია მაღალი რადიოსიხშირული შეღწევადობა და მაღალი დაფარვის არე, უკეთესი ველის სიმეტრიით [19]. ძირითად შემთხვევებში დიპოლური ანტენა წარმოადგენს ორ გამტარ ელემენტს რომლებზეც ენერჯის გადაცემა ხდება ცენტრიდან (ნახაზი 6). მრ სისტემებში მრავლადაა განსხვავებული ფორმისა და მახასიათებლის დიპოლური ანტენები, როგორცაა მაგალითად მონოპოლური ანტენა [20], დამოკლებული დიპოლი [19], ფრაქციონირებული დიპოლი [21], მოხრილი დიპოლი [22], წრიული დიპოლი [23], ე.წ. “bow-tie” [24] და “snake” [25] დიპოლები და სხვა მრავალი. დიპოლის სიგრძე შესაძლებელია დარეგულირდეს მასში ელექტრონული

კომპონენტების განლაგებით ან აგებულების ცვლილებით. დიპოლური ანტენების უარყოფით მხარეს ჩარჩოსებრ ანტენასთან შედარებით წარმოადგენს იმპედანსის მნიშვნელოვანი ცვლილება სხვადასხვა დატვირთვის რეჟიმში. ნახაზი 6-ზე გამოსახულია დიპოლური ანტენის ფიზიკური გამოსახულება, ელექტრონული კომპონენტების შესატყვისით, ასევე მაგნიტური და ელექტრული ველების გავრცელება ფანტომში 1.5ტ, 3ტ და 7ტ მაგნიტურ ველში. აღნიშნული მონაცემები გამოკვლეულია სადოქტორო ნაშრომის ფარგლებში.

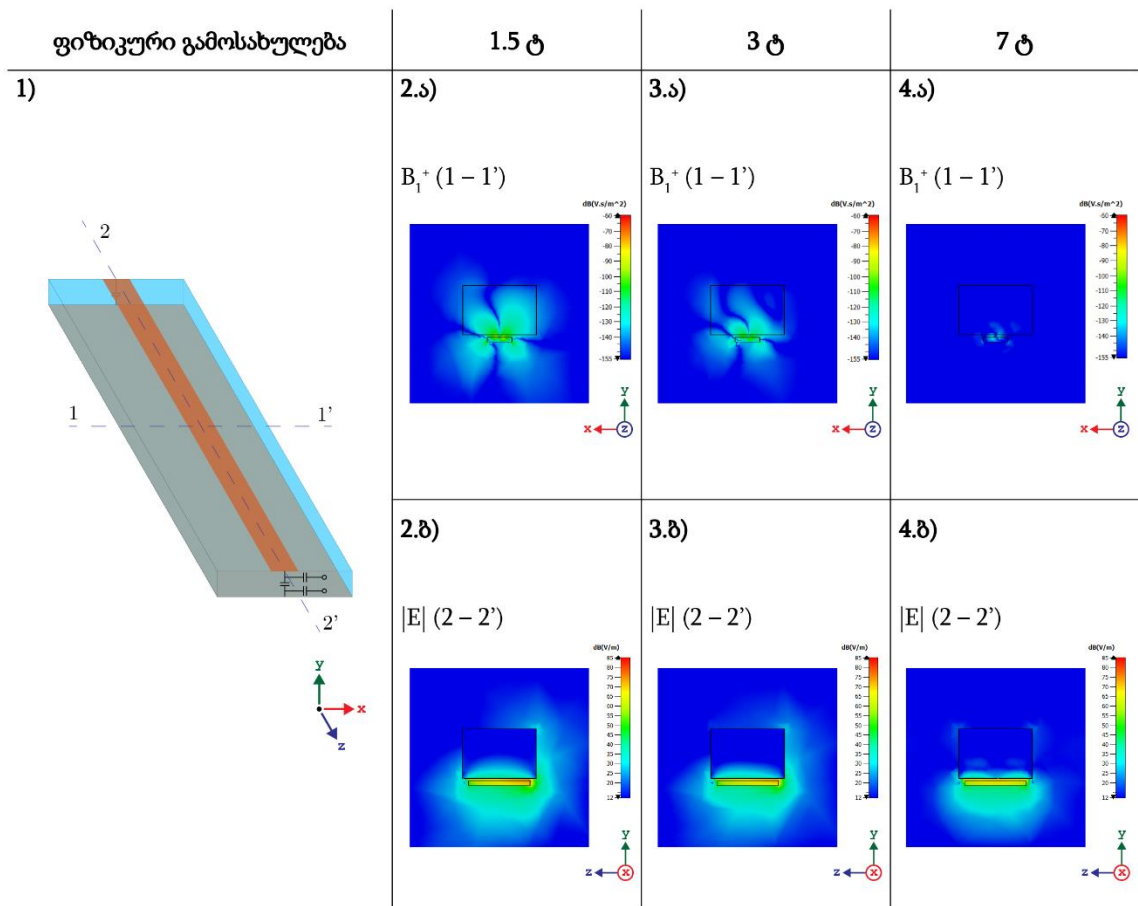


ნახაზი 6: დიპოლური ანტენა

მორიგი ანტენის ტიპი, რომელიც მრავლად გამოიყენება მაგნიტურ-რეზონანსულ სისტემებში არის მიკროფენიანი ზოლის ელემენტები [26]. იგი ძირითადად წარმოდგენილია თხელი გამტარი ზოლით, რომელიც

განთავსებულია ნულოვანი ელექტრული პოტენციალის ფირფიტაზე, რომლისგანაც განმხოლოებულია დიელექტრიკით (ნახაზი 7). მიკროფენიანი ანტენების აგება მარტივია და მათ ახასიათებთ ელემენტების ერთმანეთისგან შედარებით მაღალი განმხოლოების დონე, რაც გულისხმობს მეზობელ ელემენტებს შორის ინდუქციურად ენერჯის გადაცემის ნაკლებ შესაძლებლობას. ეს თვისებები მიკროფენოვან ანტენებს უპირატესობას ანიჭებთ ულტრამაღალი ველის მრ სისტემებში ინტეგრაციისათვის და ამარტივებს შიმირების შესაძლებლობებს [27,28].

ნახაზი 7-ზე გამოსახულია მიკროფენიანი ზოლის ანტენის ფიზიკური გამოსახულება, ასევე მაგნიტური და ელექტრული ველების გავრცელება ფანტომში 1.5ტ, 3ტ და 7ტ მაგნიტურ ველში. აღნიშნული მონაცემები გამოკვლეულია სადოქტორო ნაშრომის ფარგლებში.



ნახაზი 7: მიკროფენიანი ზოლის ანტენა

სხვადასხვა ტიპის ელემენტები შესაძლოა კომბინირებული სახით იყოს წარმოდგენილი ერთ ანტენაში. ჩარჩოსებრი და დიპოლური ანტენის კომბინაცია არის ყველაზე ხშირი ულტრამაღალი ველის მაგნიტურ-რეზონანსულ სისტემებში, რისი ძირითადი მიზეზიც არის მნიშვნელოვნად გაუმჯობესებული შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტისა და სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის მნიშვნელობებით [29,30]. ისინი ასევე ხშირად გამოიყენება მრავალბირთვიანი ანტენების (რომლითაც შესაძლებელია ერთდროულად რამდოდენიმე სხვადასხვა ლარმორის სიხშირის მქონე ბირთვის სპინებისათვის ენერჯის გადაცემა და მიღება) აგებისათვის.

1.3.4 პარალელურად მიმღები ანტენები

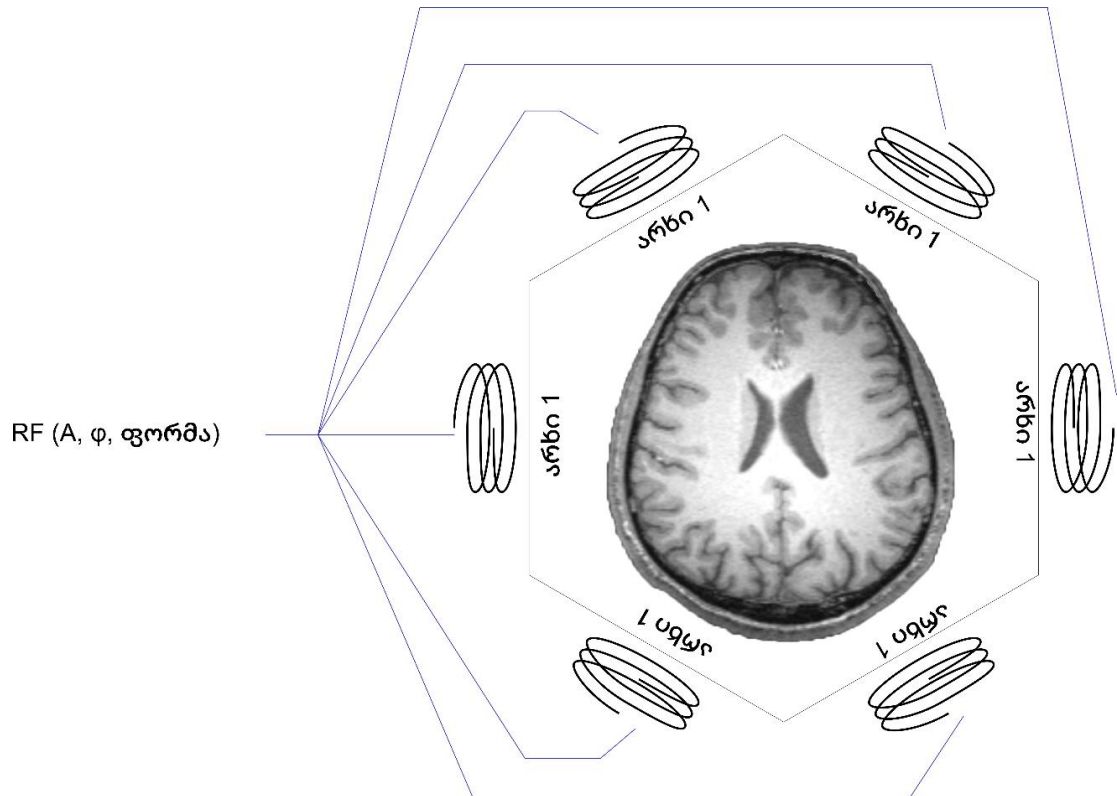
პარალელურად მიმღებ ანტენებში, სტანდარტულისგან განსხვავებით, წარმოდგენილია რამდენიმე მიმღები არხი. მიმღებ არხებს ძირითადად წარმოადგენენ ანტენათა რიგები, რომლებიც გადანაწილებულია საკვლევი ობიექტის ირგვლივ და თითოეულ მათგანს შეუძლია მონაცემების შეგროვება რადიოსიხშირული სიგნალის სახით. მიღებული მონაცემების გაშიფვრა და ორ და სამგანზომილებიანი გამოსახულებების მიღება ხდება სხვადასხვა ალგორითმების მეშვეობით. მაგალითად როგორებიცაა SENSE [31] და GRAPPA [32]. აღნიშნული მეთოდები და გამოსახულების რეკონსტრუქცია პარალელურად გადამცემ სისტემებში წარმოდგენილია 1.4.1 ქვეთავში. აღსანიშნავია, რომ მიმღები ანტენები შესაძლოა არ საერთოდ მოიცავდნენ გადამცემ კომპონენტს და გადამცემი ანტენა წარმოდგენილი იყოს განცალკევებით.

1.3.5 პარალელურად გადამცემი ანტენები

პარალელურად გადამცემი ანტენა წარმოადგენს პარალელურად მიმღები სისტემის გაგრძელებას [33]. პარალელურად მიმღები ანტენების მსგავსად, პგ ანტენებში შესაძლებელია თითოეული არხის რადიოსიხშირული სიგნალის ამპლიტუდის, ფაზისა და ფორმა დამოუკიდებლად მართვა. ჩვეულებრივ გადამცემ ანტენებს, რომლებიც

შესაძლოა წარმოდგენილი იყოს განცალკევებით მიმღები არხებისაგან, ძირითად შემთხვევებში გააჩნიათ რამდენიმე გადამცემი ანტენის ელემენტი საკვლევი ობიექტის გარშემო, თუმცა ყველა მათგანი იმართება ერთი გადამცემი არხის საშუალებით (

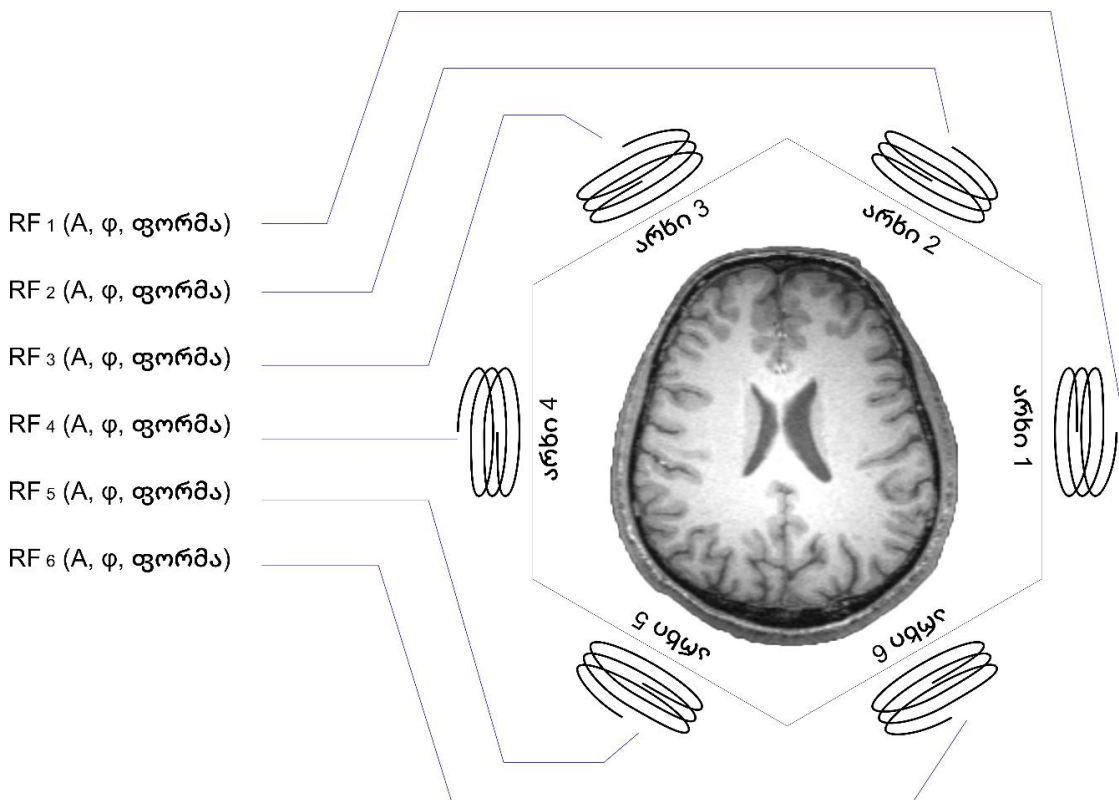
ნახაზი 8).



ნახაზი 8: სტანდარტული გადამცემი ანტენა

პგ ანტენების გამოყენება მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში შედარებით ახალია [1]. მისი კონცეფცია ემყარება თავისუფლების ხარისხის გაზრდას გადამცემი B_1 ველის დაყოფით ცალკეულ, დამოუკიდებლად მართვად ელემენტებად, სადაც თითოეული აწარმოებს საკუთარ $B_{1,n}$ ქვე-ველს. ამ ქვე-ველების ზედდება წარმოადგენს ჯამურ B_1 ველს. აღნიშნულიდან გამომდინარე ძირითადი განსხვავება პარალელურად გადამცემ სისტემებსა და სტანდარტულ მრ აპარატებს შორის არის მათი რადიოსიხშირული სისტემის არქიტექტურა. პარალელურად გადამცემი

სისტემა აღჭურვილია რამდენიმე დამოუკიდებლად მართვადი გადამცემი ანტენების რიგით (ე. წ. გადამცემი არხებით). თითოეულ არხს შეუძლია განსხვავებული ამპლიტუდის, ფაზისა და ფორმის რადიოსიხშირული ტალღის მიწოდება (ნახაზი 9). ასეთ სისტემებში თითოეულ არხში ამპლიტუდისა და ფაზის მოდულაციისათვის, გამოიყენება ცალკეული რადიოსიხშირული გამამძლიერებლები.



ნახაზი 9: პარალელურად გადამცემი ანტენა

პარალელურად გადამცემი ანტენების საშუალებით, შესაძლებელია გადამცემი ველის ერთგვაროვნების გაუმჯობესება, რომელიც მკვეთრად გამოხატულია ულტრა-მაღალი მაგნიტური ველის (≥ 7 ტ) აპარატებში მოკლე რადიოსიხშირული ტალღებით გამოწვეული არაერთგვაროვნების გამო. ასევე შესაძლებელია მაგნიტური და ელექტრული ველების ქსოვილზე გავლენის გადანაწილება, რაც მნიშვნელოვანია შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის რეგულაციისათვის. პგა-ს გამოყენებით ასევე შესაძლებელი

ხდება საკვლევ ობიექტში შეირჩეს სამგანზომილებიანი არე ხედვის ჭრილში, აღნიშნული არის მაღალი გარჩევადობით შესწავლისათვის [34].

1.3.5.1 გამოწვევები

პარალელურად გადამცემი ანტენების დანერგვამ, წამოჭრა რიგი საკითხები რისი მოგვარებაც აუცილებელი გახდა. რადგან გადამცემი ანტენები მოიხმარენ შედარებით მაღალ დენს B_1^+ ველის შესაქმნელად [35], ისინი პირდაპირ არიან დაკავშირებული მაღალი იმპედანსის მქონე გამაძლიერებლებთან. პარალელურად გადამცემი ანტენების მომზადება გულისხმობს თითოეული გადამცემი არხის ელემენტისთვის სიხშირის გასწორებას, სენსიტიურობის გაზრდას და ცალკეული არხებისგან განმხოლოებას. გარდა ამისა, მნიშვნელოვანია კაბელების განმხოლოებისა და რადიოსიხშირული გამაძლიერებლის თანხვედრის გათვალისწინება [36]. თუ პგ ანტენების არხები განმხოლოებული არაა, ერთერთ არხში მიღებული სიგნალი ნაწილობრივ ვრცელდება სხვა არხებშიც. ეს იწვევს მთლიანი სისტემის დატვირთვას და სისტემის ეფექტურობის შემცირებას [37]. ძირითადი განმხოლოების მეთოდები არის კარტეზიული უკუკავშირი [38], ვექტორული განმხოლოება [39], ულტრა-დაბალი იმპედანსი [40], განმხოლოების მატრიცები [36] და დენის კონტროლის რეჟიმი [41–43].

გარდა ჩამოთვლილი გამოწვევებისა, ერთერთი მნიშვნელოვანია ასევე სისტემის კომპლექსურობა, რაც გულისხმობს მის მოსამზადებელ საჭიროებებს, როგორცაა მაგალითად საკვლევ ობიექტის გამოკვლევამდე ჩასატარებელი გაზომვა ანათვალის აღებისათვის და გამოთვლითი და ტექნოლოგიურ რესურსი.

1.3.5.2 ელემენტების ტიპები და მახასიათებლები

პარალელურად გადამცემი ანტენების შემოღებამ მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში მრავალი ინოვაციის დანერგვა გამოიწვია, მათ შორისაა მრავალფეროვანი ანტენის ტიპები რომლებიც ოპტიმიზირებულია

სპეციფიკური მიზნებისთვის და მაგნიტური ველის მნიშვნელობისთვის. თითოეული ანტენის დიზაინი ძირითადად განსხვავდება მასში შემავალი ელემენტის ტიპის, გეომეტრიული განლაგებისა და გამოყენებული ელემენტების რაოდენობის, და ცალკეული არხების განმხილოების მეთოდის მიხედვით. ოპტიმალური არჩევანის გასაკეთებლად, გასათვალისწინებელია ანტენის ხევის არე (მაგალითად, თავის თუ სხეულის გამოკვლევა), პარალელური მეთოდის ტიპი (B_1^+ ველის შიშირება თუ სრული პარალელური გადაცემა) და რადიოსიხშირული სიგნალის გენერაციის ალგორითმი.

დიდი ზომის გამოსაკვლევი არის დამზერისთვის, ანტენის ელემენტის გაზრდის ნაცვლად, უფრო ეფექტურია შედარებით მცირე ზომის ელემენტების მწყობრად განთავსება, რაც საშუალებას იძლევა შენარჩუნდეს ისეთი მაღალი სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის დონე, როგორც მცირე ზომის კოჭებს გააჩნიათ. ასეთი ტიპის განლაგება ცნობილია როგორც ანტენათა რიგი. ჰგ სისტემებში ასეთი ანტენათა რიგის გამოყენებისას, ელემენტები გადანაწილებულია სივრცეში და სათითაოდაა განმხილოებული. ეს საფუძველს აძლევს სივრცული ლოკალზებული მგრძნობელობების ჩამოყალიბებას და შესაძლებელს ხდის პარალელური მეთოდების განხორციელებას [44]. ანტენის არქიტექტურულ დიზაინს ძირითადად განსაზღვრავს შემადგენელი ელემენტების ტიპი და მათი განლაგება.

1.3.5.3 ელემენტების გეომეტრიული განლაგება

ზედაპირული ანტენები თავსდება საკვლევი არის ზედაპირზე და გამოიყენება როგორც მხოლოდ მიმღები ფუნქციით. იგი ძირითადად შედგება ჩარჩოსებრი ანტენის ელემენტებით. ზედაპირული ანტენები უგულბელყოფს საკვლევი არის გარეთ მყოფ ხმაურს და მაქსიმალურამდე ზრდის შიდა არის მგრძნობელობას. რამდენიმე ზედაპირული ანტენის გამოყენება ასევე შეიძლება რიგის სახითაც, რომ შენარჩუნდეს შედარებით

მცირე ზომის ელემენტების მაღალი მგრძობელობა და გაიზარდოს ხედვის არე მათი გადანაწილებით უფრო დიდ ფართობზე. ასეთ ანტენათა რიგს ძირითად შემთხვევებში ზედაპირული ანტენები შეადგენენ. კლინიკურ კვლევებში ზედაპირული ანტენები ძირითადად გამოიყენება ხერხემლისა და კიდურების შესწავლისათვის.

გარდა ზედაპირული ანტენებისა, ასევე შესაძლებელია ანტენათა ელემენტები საკვლევი ობიექტის გარშემო იყოს განლაგებული. ასეთი კონფიგურაცია ცნობილია როგორც მოცულობითი ანტენები და შესაძლოა წარმოადგენდეს როგორც მიმღები ასევე გადამცემი ანტენის ტიპს. მართალია რომ ასეთი კონფიგურაციის ანტენები შედარებით დაბალი სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობით ხასიათდება, თუმცა მათი ძირითადი მიზანი საკვლევი ობიექტის მოცულობითი შესწავლაა, რაც კლინიკურ შემთხვევებში ყველაზე ხშირია, მაგალითად თავის ტვინის ან მუცლის ღრუს შესწავლისას.

1.3.6 შეფასების პარამეტრები

ანტენების გამართული ფუნქციონირების ხარისხი ფასდება სხვადასხვა პარამეტრებით, რაც მნიშვნელოვანია ანტენების ეფექტურობის რიცხვითი მნიშვნელობებით შესაფასებლად.

ანტენის ელემენტებს შორის განმხოლოების რიცხობრივი შეფასებისათვის იყენებენ S-პარამეტრის სპექტრს, რომელიც წარმოებულია კონკრეტული სიხშირის დიაპაზონში [45,46]. ქსელური ანალიზატორის მიერ იზომება სიმძლავრის გადაცემის კოეფიციენტი, S_{12} პარამეტრი, რითაც განისაზღვრება განმხოლოების დონე. დასაშვები განმხოლოების დონე განსხვავდება სხვადასხვა ანტენის დიზაინისა თუ აპლიკაციის მოთხოვნიდან გამომდინარე. მაგალითად რვაარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენათა რიგისთვის საკმარისი განმხოლოების დონე უნდა იყოს სულ მცირე -15 dB ან უკეთესი [47,48]. იგივე სიდიდე ორსიხშირიანი ანტენათა რიგისთვის უნდა იყოს სულ მცირე -25 dB ან უკეთესი.

რადიოსიხშირული ტალღა შეიცავს მაგნიტურ და ელექტრულ კომპონენტებს და სწორედ მეორე ფაქტორი მონაწილეობს საკვლევ ობიექტში ენერჯის გადაცემაზე, რომელიც თავის მხრივ იწვევს ტემპერატურის ზრდას. ამ ეფექტის რიცხობრივად შეფასება ხდება შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის (SAR) განსაზღვრით, რომლის ერთეულია ვტ/კგ. მაღალი სიხშირეებისათვის, ტემპერატურის მოსალოდნელი ზრდა შედარებით მაღალია, შესამაბისად ულტრამაღალი მაგნიტური ველის აპარატებში შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის განსაზღვრა გაცილებით მნიშვნელოვანია. შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტსა და ტემპერატურას შორის კავშირი წრფივი არაა. იმ ადგილებში სადაც სისხლის მიწოდება მაღალია, მაგალითად თავის ტვინში, მაღალი შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის დონეს შეუძლია ტემპერატურის მხოლოდ მინიმალური ზრდა გამოიწვიოს., მაშინ როცა სისხლის დაბალი მიწოდების არეებში (როგორცაა მაგალითად კუნთები მოსვენებულ მდგომარეობაში და თვალები), შედარებით მცირე დონის შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტს შეუძლია ტემპერატურის მნიშვნელოვნად ზრდა [49].

ქსოვილზე გადაცემული ჯამური ენერჯია წარმოდგენილია გლობალური შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტით. რადგან ელექტრული ველი და ქსოვილის გამტარიანობა არაერთგვაროვნადაა გადანაწილებული, შესაბამისად შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტიც ცვალებადია სხეულის სხვადასხვა ნაწილში, რის გამოც აუცილებელია ლოკალური შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის მონიტორინგიც. არსებობს რამდენიმე მეთოდი რითაც შესაძლებელია შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის განაწილების პროგნოზირება [49,50]. ულტრამაღალი მაგნიტური ველი ზრდის შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის მონიტორინგის მოთხოვნილებას, თუმცა პარალელურად გადამცემ-მიმღები ანტენები უფრო ხელმისაწვდომს ხდის მის კონტროლს.

ანტენის მგრძობელობას მაგნიტურ-რეზონანსული სიგნალის აღქმისათვის აღწერს ე.წ. ხარისხის კოეფიციენტი (Q-factor). იგი

წარმოადგენს უგანზომილებო სიდიდეს და გამოითვლება შენახული ენერჯისა და დისიპაციური ენერჯის თანაფარდობით:

$$Q = \frac{\omega L}{R} \quad (16)$$

სადაც ω არის რეზონანსული სიხშირე, L არის ინდუქტიურობა, ხოლო R არის ანტენის წინაღობა. ხარისხის კოეფიციენტი განსხვავებულია თუ ანტენა დატვირთვის ქვეშაა (მაგალითად პაციენტით) ან მის გარეშე.

მორიგი უგანზომილებო სიდიდე არის ე.წ. შევსების კოეფიციენტი, რომელიც განსაზღვრავს დამოკიდებულებას ანტენასა და გამოსაკვლევ ობიექტს შორის. შევსების კოეფიციენტი μ , უახლოვდება 1-ის მნიშვნელობას, როდესაც ანტენა ახლოსაა და ერგება საკვლევ ობიექტს, რაც ზრდის სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობას, თუმცა ამან შესაძლოა პაციენტის დისკოფორტი გამოიწვიოს რაც ასევე გასათვალისწინებელია. შევსების კოეფიციენტი განისაზღვრება შემდეგი ფორმულით:

$$\mu_f = \frac{B_1^2}{Q P} \quad (17)$$

სადაც B_1 არის რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტი, P არის შემავალი სიმძლავრე.

პარალელურად მიმდები ტექნიკა გულისხმობს k -სივრცის სემფლინგის შემცირებას ფაზური კოდირების მიმართულებით. k -სივრცეში ფაზური კოდირების ხაზების სრული რაოდენობის შეფარდებას შემცირებულთან ეწოდება შემცირების (ან ზოგ შემთხვევებში აჩქარების) კოეფიციენტი, R . შემცირების კოეფიციენტი არ შეიძლება იყოს მიმდებ ანტენების რაოდენობაზე მეტი და სასურველია იყოს რაც შეიძლება მცირე, რომ მიღებული გამოსახულება იყოს კლინიკურად ვალიდური [51].

პარალელურად მიმდები ტექნიკის გამოყენება იწვევს სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის შემცირებას ძირითადად ორი მიზეზის გამო. პირველ რიგში, მიღებული სიგნალის გასაშუალოება მცირდება უფრო ცოტა

მონაცემების ხარჯზე რაც იწვევს სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის დაკლებას, შემცირების კოეფიციენტის კვადრატული ფესვის მნიშვნელობით $-\sqrt{R}$. მეორე ფაქტორი არის გადაფარული გამოსახულებების შეზღუდული ამოცნობის შესაძლებლობა რადიოსიხშირული ანტენის მგრძობელობის პროფილების გამო, რომელიც გამომდინარეობს ანტენის გეომეტრიულ თვისებებიდან და იგი ცნობილია როგორც გეომეტრიული კოეფიციენტი (g-factor) [52,53]. სხვა კოეფიციენტებისგან განსხვავებით გეომეტრიული კოეფიციენტი არ წარმოადგენს ერთ კონკრეტულ რიცხვს რომელიმე ანტენისათვის, იგი არის სივრცულად ცვალებადი სიდიდე, რომელიც ყველაზე მაღალია ცენტრისკენ და ყოველთვის მაღალია ან უდრის ერთს (გეომეტრიული კოეფიციენტი ერთის ტოლია მხოლოდ იდეალური შემთხვევისთვის) [51].

ძირითად შემთხვევებში ერთი პარამეტრის გაუმჯობესება იწვევს სხვა პარამეტრის გაუარესებას. ორ განსხვავებულ პარამეტრს შორის ოპტიმალური მნიშვნელობის დასადგენად გამოიყენება L-ფორმის მრუდის აგება. მაგალითისთვის, ოპტიმალური მნიშვნელობის დადგენა შესაძლოა აღნიშნული მეთოდით რადიოსიხშირული ენერჯის გადაცემასა და საშუალო კვადრატულ ცდომილებას შორის. ამ შემთხვევაში მიზანია რადიოსიხშირული ენერჯის გადაცემაც და საშუალო კვადრატული ცდომილებაც იყოს მინიმალური, თუმცა, ერთი სიდიდის შემცირება იწვევს მეორე სიდიდის გაზრდას. მათ შორის ურთიერთდამოკიდებულების მრუდის აგებისას, რომელსაც L-ფორმა აქვს, მარტივადაა შესაძლებელი ოპტიმალური მნიშვნელობის პოვნა [54]. ანალოგიური პრინციპით შესაძლებელია სამი პარამეტრის შედარებაც საუკეთესო მნიშვნელობებს არჩევისათვის [55].

1.4 გამოსახულების რეკონსტრუქცია

მრტ-ში გამოსახულების რეკონსტრუქციისათვის სამი ძირითადი ეტაპია: ჭრილის შერჩევა, ფაზური კოდირება და სიხშირული კოდირება.

როდესაც გრადიენტული კოჭები ჩართულია და წრფივი გრადიენტული ველია შექმნილი Z ღერძის გასწვრივ, მაგნიტური ველის მნიშვნელობა აღარაა მუდმივი ამ ღერძის მიმართ, რაც იწვევს ლარმორის სიხშირის წრფივად დამოკიდებულებას მის პოზიციაზე, ასევე Z ღერძის მიმართ. როდესაც ვიწრო რადიოსიხშირული იმპულსით (ძირითადად 5-20 კჰც დიაპაზონში) მოხდება ზემოქმედება, შემფოთდება ვოქსელების მხოლოდ ის ჯგუფი რომლებიც Z ღერძის მართობულადაა განლაგებული და მისი ლარმორის სიხშირე ხვდება გადაცემული რადიოსიხშირული იმპულსის დიაპაზონში. ვოქსელების ეს ჯგუფი, რომელიც ცნობილია როგორც შრე, არიან ერთიდაიგივე მაგნიტური ველის ქვეშ და შესაბამისად გააჩნიათ ერთიდაიგივე ლარმორის სიხშირე.

ანალოგიური პრინციპით შესაძლებელია შრის შერჩევა x და y ღერძების მიმართულებით - შესაბამისი გრადიენტული კოჭების გამოყენებით. თუ წრფივი გრადიენტული ველი მხოლოდ ფიქსირებული დროით იქნება ჩართული, სპინების სიხშირეები ისევ თანაბარი გახდება მთელი ხედვის არეში, თუმცა ფაზური კომპონენტი დარჩება წრფივად ცვლადი, რაც იძლევა დამატებითი კოდირების საშუალებას მრ სისტემებში და ცნობილია როგორც ფაზური კოდირება. ამ შემთხვევაში მაგნეტიზაციის განტოლებას ექნება შემდეგი სახე:

$$\frac{d}{dt} M_{xy} = i\gamma \vec{G} \cdot \vec{r} M_{xy} \quad (18)$$

ხოლო მისი ამონახსენი იქნება:

$$M_{xy}(t + \delta t) = M_{xy}(t) \times \exp(i\gamma \vec{G} \cdot \vec{r} \delta t) \quad (19)$$

სადაც ფაზური კუთხე δt განისაზღვრება შემდეგნაირად:

$$\Delta\phi = \gamma \vec{G} \cdot \vec{r} \delta t \quad (20)$$

1.4.1 პარალელურად მიმღები სისტემები

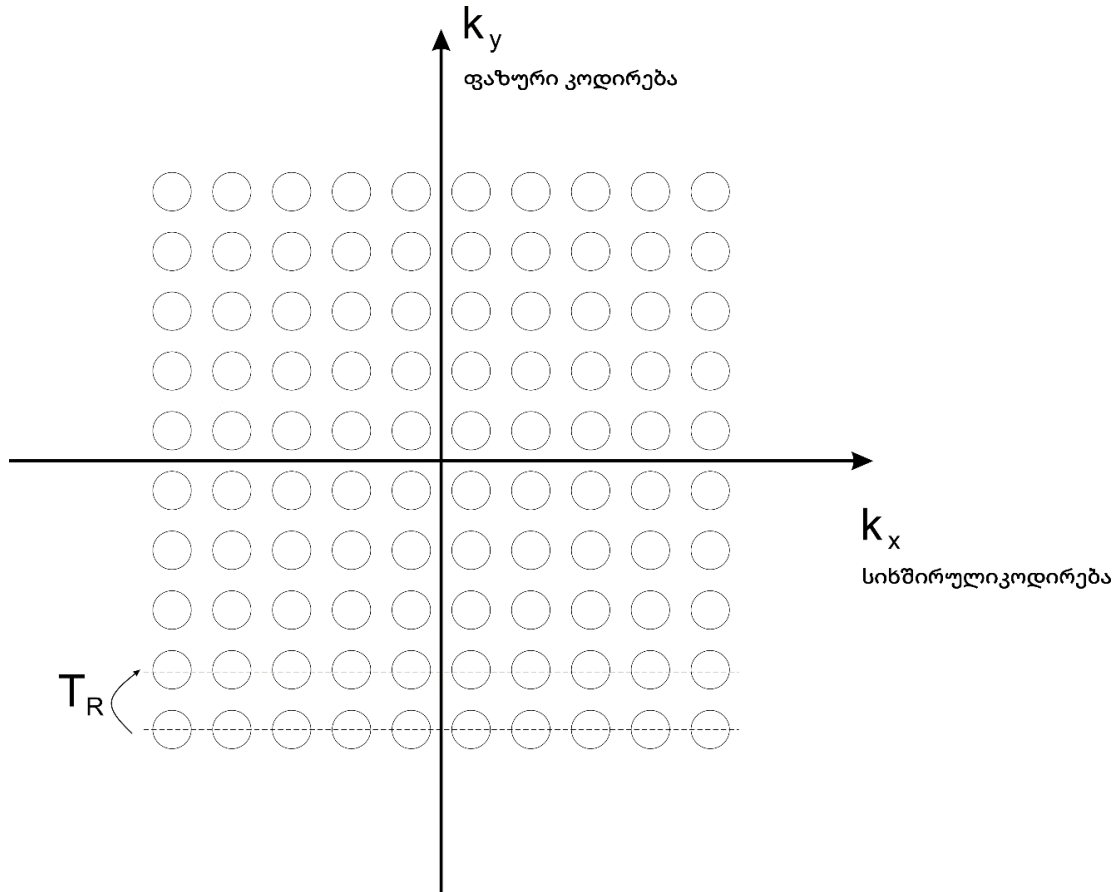
გამოსახულებების მიღებამდე მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მიერ შეგროვებული ინფორმაცია წარმოდგენილია k -სივრცის მატრიცაში. მისი ფურიეს გარდაქმნის შემდეგ ხდება გამოსახულების რეკონსტრუქცია. გრადიენტული კოჭების ზემოქმედება ფაზური და სიხშირული კოდირებისათვის საშუალებას იძლევა რომ შეივსოს k -სივრცის მატრიცა. აღნიშნული პროცესი იკავებს ძირითად დროს მრგ-ში და პარალელურად მიმღები ტექნიკის ძირითადი მიზანია შეამციროს გადაღების დრო, k -სივრცის მატრიცის დისკრეტიზაციის შემცირებით. ინფორმაციის კომპენსაცია ხდება თითოეული არხიდან თანადროულად მოწოდებული მონაცემების ხარჯზე, რაც ჯამური გადაღების დროს საგრძნობლად ამცირებს [56].

ზოგადად, k -სივრცის მატრიცის თითოეული ხაზის შევსება მრტ გადაღებისას ხდება ერთმანეთის მიყოლებით. k_x მიმართულება არის სიხშირული კოდირებისთვის და k_y - ფაზური კოდირებისთვის (ნახაზი 10). სამგანზომილებიანი სკანირებისას, ემატება მესამე k_z ფაზური კოდირების მიმართულება. ორგანზომილებიანი გამოსახულებების მიღებისას ჯამური გადაღების დრო (T_A) წარმოადგენს გამეორებების დროისა (T_R , რომელიც არის მატრიცის ერთი ხაზისთვის დახარჯული დრო) და k_x ხაზების რაოდენობის (N_L) ნამრავლი:

$$T_A = T_R \times N_L \quad (21)$$

ჯამური გადაღების დროის შესამცირებლად უნდა შემცირდეს T_R გამეორების დრო ან N_L ხაზების რაოდენობა. T_R უშუალოდ განსაზღვრავს მისაღები გამოსახულების კონტრასტს, ასევე ტექნიკური მხრიდან იგი მოითხოვს მეტ სიმძლავრეს რამაც შესაძლოა გამოიწვიოს პერიფერიული ნერვების სტიმულირება [57] და გარდა ამისა შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის ზღვრულმა მნიშვნელობამ შესაძლოა შეზღუდოს

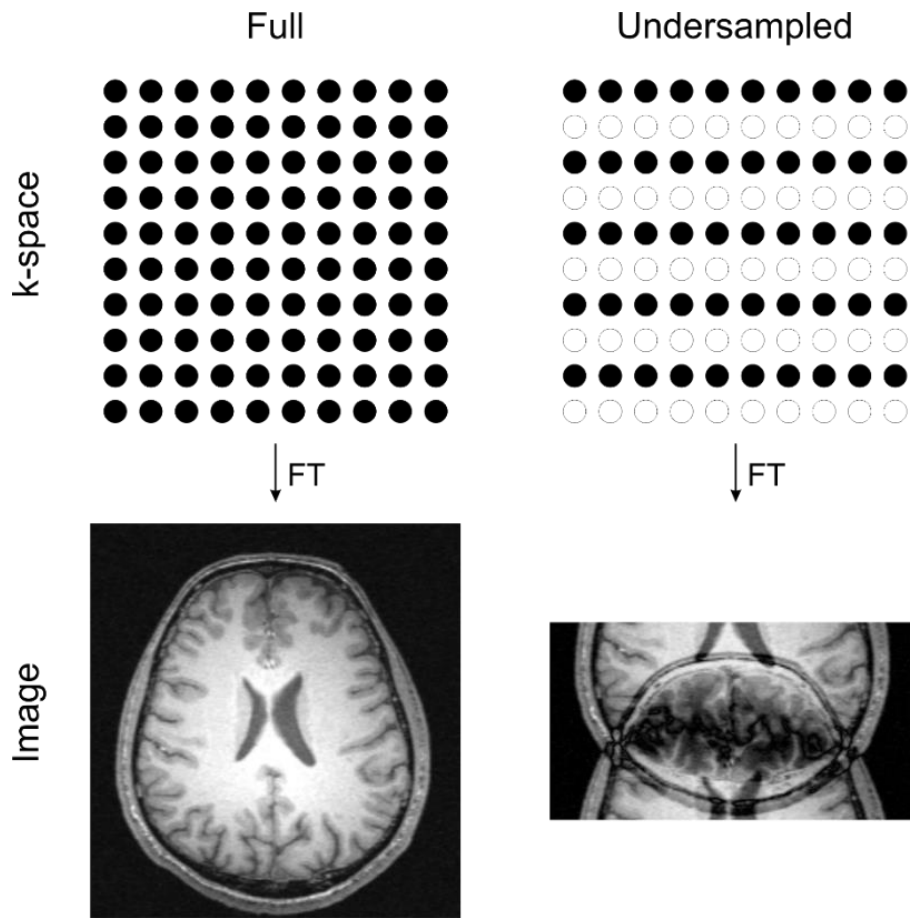
მინიმალური გამეორების დროის მნიშვნელობა [49]. აღნიშნული ფაქტორებიდან გამომდინარე T_R -ის შემცირება ხელსაყრელი არ არის.



ნახაზი 10: k -სივრცის ფაზური და სიხშირული კოდირების მიმართულებები

სხვა გამოსავალი არის k_x ხაზების (N_L) შემცირება k -სივრცის მონაცემებში. ამ შემთხვევაში, თუ მაგალითად ყოველი მეორე ხაზი გამოაკლდება k -სივრცეს, შემცირდება ხედვის არე, თუმცა რეზოლუცია უცვლელი დარჩება. აღნიშნული მეთოდის გამოყენება იწვევს გამოსახულებების გადაფარვას (ნახაზი 11). გადაფარული გამოსახულებების კლინიკური კვლევებისთვის გამოყენება შეუძლებელია, თუმცა პარალელურად მიმღები ტექნიკა, მიმღებ ანტენათა რიგის გამოყენებით, საშუალებას იძლევა გაშალოს მსგავსი გამოსახულებები. სრული ხედვის არის გამოსახულებების რეკონსტრუქცია შესაძლებელია სხვადასხვა

ალგორითმების გამოყენებით, რომელთაგანაც ყველაზე ხშირად გამოყენებადია SENSE [31] და GRAPPA [32] ტიპის ალგორითმები.



ნახაზი 11: სრული და შემცირებული k -სივრცის ფურიე გარდაქმნა, რომელიც იძლევა გადაფარულ გამოსახულებას

SENSE მეთოდი დაფუძნებულია თითოეული მიმღები არხის მგრძნობელობის რუქების მონაცემებზე. თითოეულ არხს გააჩნია საკუთარი მგრძნობელობის პროფილი, რომელიც განსაზღვრავს თუ სივრცის რომელ ნაწილშია კონკრეტული არხი მეტად მგრძნობიარე, რასაც მეტწილად განსაზღვრავს ანტენის გეომეტრიული პოზიციონირება და ქსოვილის შეღწევადობა. რეკოსტრუქციისთვის, თავდაპირველად მრტ გადაღების დაწყებისას ისაზღვრება ყველა მგრძნობელობის რუქა, შემდგომ აღიწერება შემცირებული k -სივრცის მონაცემები თითოეული არხიდან და შესაბამისი მათემატიკური მანიპულაციების საშუალებით [31] შესაძლებელია

კლინიკური კვლევებისთვის თავსებადი სრული ხედვის არის გამოსახულებების რეკონსტრუქცია.

1.4.2 პარალელურად გადამცემი სისტემები

გამოსახულების რეკონსტრუქციაში პარალელურად გადამცემი სისტემის ძირითად როლს წარმოადგენს სპინების შეშფოთება შერჩეული მეთოდით. სპინების შეშფოთება ხდება ანტენის ელემენტების მიერ რადიოსიხშირული სიგნალის პულსის გავრცელებით. აღნიშნულ პულსს შესაძლებელია ქონდეს განსხვავებული ტიპის ამპლიტუდა ფაზა და ფორმა, რაც იძლევა დიდ თავისუფლების ხარისხს პარალელურად გადამცემ სისტემებთან მუშაობისას. რადიოსიხშირული სიგნალი ხასიათდება ორი კომპონენტით - ელექტრული და მაგნიტური. ორივე კომპონენტს შესაბამისი გავლენის მოხდენა შეუძლია ქსოვილზე. მაგნიტური კომპონენტით შესაძლებელია სპინების მანიპულაცია, რაც რადიოსიხშირული სიგნალის გამოყენების მიზანს წარმოადგენს, ხოლო ელექტრული კომპონენტის ზეგავლენა ძირითადად ხასიათდება ქსოვილზე ენერჯის გადაცემით რომელიც ტემპერატურის ზრდით გამოიხატება. აღნიშნული ზეგავლენა საჭიროებს კონტროლს რათა არ მოხდეს ბიოლოგიური ქსოვილის ნორმაზე მეტი გაცხელება, რასაც შეუძლია გამოიწვიოს მისი დაზიანება. პარალელურად გადამცემი სისტემები იძლევა მეტი კონტროლის შესაძლებლობას რადიოსიხშირული სიგნალის ენერჯის გადაცემაზე, რომელიც იზომება როგორც შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტი.

1.4.2.1 რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმა

დამოკიდებულება რადიოსიხშირულ სიგნალსა და \vec{M} ჯამური მაგნეტიზაციაციის ვექტორს შორის წარმოდგენილია ბლოხის განტოლების სახით [58,59]:

$$\begin{aligned} & \frac{d}{dt} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \\ &= \gamma \begin{pmatrix} 0 & \vec{G}(t) \cdot \vec{r} & -B_{1,y}(\vec{r}, t) \\ \vec{G}(t) \cdot \vec{r} & 0 & B_{1,x}(\vec{r}, t) \\ -B_{1,y}(\vec{r}, t) & -B_{1,x}(\vec{r}, t) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (22)$$

სადაც,

$$B_{1,x}(\vec{r}, t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{n=1}^N S_n(\vec{r}) b_n(t) \right\} \quad (23)$$

$$B_{1,y}(\vec{r}, t) = \operatorname{Im} \left\{ \sum_{n=1}^N S_n(\vec{r}) b_n(t) \right\} \quad (24)$$

ამ განტოლებაში B_1 არის რადიოსიხშირული სიგნალის მაგნიტური კომპონენტი; S_n (სივრცული კომპონენტი) არის გადამცემი ანტენის n -ური არხის მგრძობელობის რუქა, რომლის გაზომვაც შესაძლებელია B_1 -ის ასახვის ტექნიკების საშუალებით [60–62]; b_n (დროითი კომპონენტი) წარმოადგენს რადიოსიხშირულ სიგნალს, რომელიც მიეწოდება n -ურ გადამცემ არხს.

სპინის მცირე გადახრის კუთხისათვის შესაძლებელია პროცესის აღწერის გამარტივება [59]. ასეთ შემთხვევაში გრძივი მაგნეტიზაცია M_z წარმოადგენს მუდმივას და უდრის მის წონასწორულ მნიშვნელობას M_0 -ს, შესაბამისად შესაძლებელია განტოლება 22-დან M_z კომპონენტის გამორიცხვა მისი გამარტივებისათვის:

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \end{pmatrix} = \gamma \begin{pmatrix} 0 & \vec{G}(t) \cdot \vec{r} & -B_{1,y}(\vec{r}, t) \\ \vec{G}(t) \cdot \vec{r} & 0 & B_{1,x}(\vec{r}, t) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (25)$$

SDM (Spatial Domain Method) არის რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმირების საშუალება, რომელიც შეუძლია გამოიყენოს გადამცემი k -სივრცის ნებისმიერი ტრაექტორია [3]. აღნიშნული მეთოდი ეფუძნება ზემოთ აღნიშნული მცირე გადახრის კუთხის მიახლოებას [59].

ამ განტოლების ამოხსნა შესაძლებელია მაგნეტიზაციის ვექტორის განივი კომპონენტებისათვის $M_{xy} = M_x + iM_y$, განტოლების საბოლოო სახე არის შემდეგნაირი:

$$M_{xy}(\vec{r}, T) = i\gamma \sum_{n=1}^N S_n \vec{r} \int_0^T b_n(t) e^{i2\pi \vec{k}(t) \cdot \vec{r}} dt \quad (26)$$

სადაც γ არის გირომაგნიტური თანაფარდობა, N არის გადამცემი არხების რაოდენობა, T არის სიგნალის ხანგრძლივობა, და ასევე ამ განტოლებაში $\vec{k}(t) = -\frac{\gamma}{2\pi} \int_t^T \vec{G}(s) ds$ და ცნობილია როგორც k -სივრცე.

განტოლება 26-ში, სამიზნე კომპონენტი არის $b_n(t)$ - რადიოსიხშირული სიგნალის მახასიათებელი, რომელიც ამ განტოლებიდან უნდა გამოითვალოს. როდესაც $b_n(t)$ განისაზღვრება თითოეული n გადამცემი არხისათვის, შემდეგ შესაძლებელია მათი გამოყენება სასურველი ფორმის მაგნეტიზაციის მისაღებად.

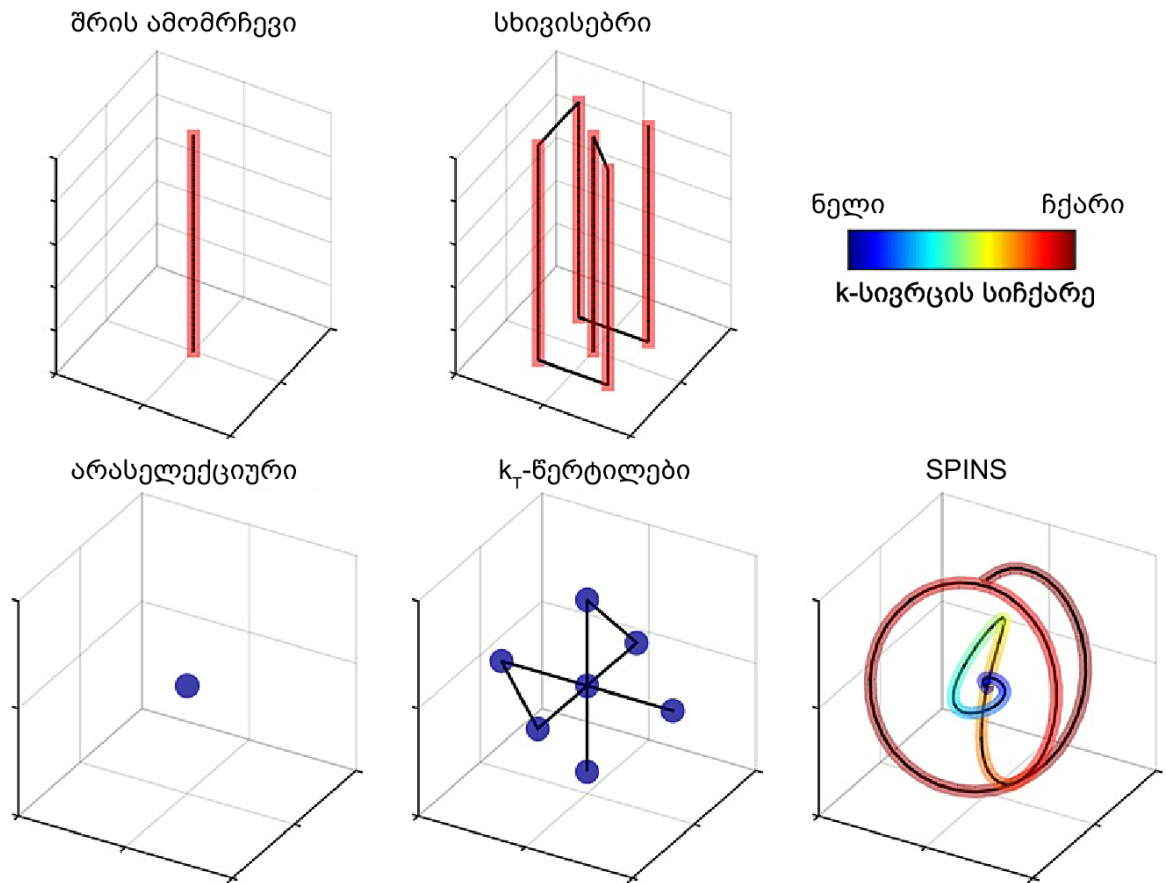
პარალელურად გადამცემი ტექნიკის გამოყენებისას მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში, თითოეული არხი იმართება განსხვავებული ამპლიტუდით, ფაზითა და რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმით. ძირითად შემთხვევებში რადიოსიხშირული სიგნალის მართვა იმ შემთხვევაში ხდება საჭირო, როდესაც გადამცემი ველი B_1^+ არის არაერთგვაროვანი და საჭიროა დამატებითი შიშირება, რათა შეშფოთებისას სპინების გადახრის კუთხე ხედვის არეში იყოს მეტწილად თანაბარი. პარალელურად გადამცემ ანტენებში რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმებს განასხვავებენ გადამცემი k -სივრცის ტრაექტორიით, რომელიც უშუალოდ

განსაზღვრავს სიგნალის ბუნებას. ასეთი ტრაექტორიები მრავლადაა და თითოეული მათგანი განსხვავებულ მიზანს ემსახურება.

სხივისებრი (Spokes), იგივე სწრაფი k_z ტრაექტორია (ნახაზი 12) გვთავაზობს შრის ამომრჩევ გრადიენტს z მიმართულებით, $\frac{\sin(x)}{x}$ რადიოსიხშირული სიგნალის ფორმით [5]. B_1^+ ველის ერთგვაროვნება მიიღწევა იმ კომპლექსური წონების ოპტიმიზაციით რომელიც მიუყვება k_z მიმართულებას გადამცემ k -სივრცეში. გაუმჯობესებისთვის შესაძლებელია დამატებითი სხივების გამოყენება, მისი წანაცვლებით k_x და k_y სიხშირული და ფაზური კოდირების გრადიენტების მიმართულებით [63]. მიუხედავად იმისა რომ სხივები სამგანზომილებიან k -სივრცეში ხორციელდება, აღნიშნული მეთოდი გამოიყენება მხოლოდ ერთი კონკრეტული შრის, ორგანზომილებიანი არის ერთგვაროვნებისთვის.

k_T -წერტილები (გადამცემი k -სივრცის წერტილები) წარმოადგენენ სხივისებრი ტრაექტორიის არასელექციურ გამოხატულებას (ნახაზი 12). აღნიშნული მეთოდი არ იყენებს გამჭოლ ტრაექტორიებს და მის ნაცვლად ხდება პოზიციის შერჩევა k -სივრცის კონკრეტულ ლოკაციებში [8].

სპირალური არასელექციური (SPINS) რადიოსიხშირული სიგნალი წარმოადგენს სამგანზომილებიან სპირალურ ტრაექტორიას (ნახაზი 12), რომელზეც ხდება სიგნალის წარმოება პარალელურად გადამცემი ანტენების გამოყენებისას. აღნიშნული მეთოდი საჭიროებს უფრო დიდ გრადიენტულ კოდირებას და მათი გამოყენება უფრო პრაქტიკულია მცირე რაოდენობის გადამცემი არხებისათვის [64].

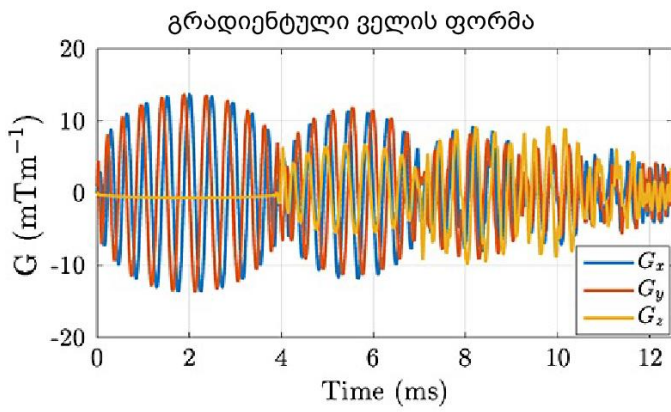


ნახაზი 12: გადამცემი k -სივრცის ტრაექტორიები

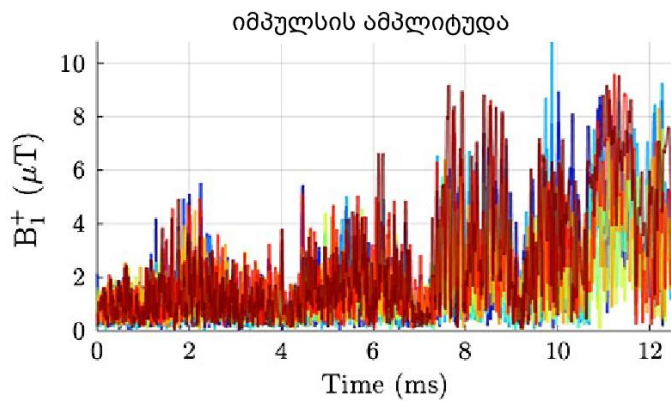
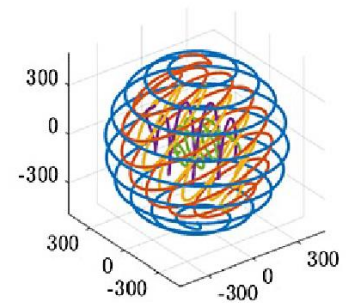
რადგან ქსოვილის მიერ ენერჯის შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტი არის შემზღუდველი რადიოსიხშირული სიგნალის გადაცემისას, იგი ფაქტიურად ზღუდავს B_1^+ ველს ერთგვაროვნების დონეს. ასეთ შემთხვევებში მრავალშრიანი შეშფოთება პარალელურად გადამცემი ანტენების მიერ არის კარგი გამოსავალი. თანადროული მრავალშრიანი შეშფოთების მეთოდის გამოყენებისას, თითოეული შრის არჩევისას მეტ კონტრიბუციას ის ანტენის ელემენტი იღებს რომელიც მასთან უფრო ახლოს მდებარეობს და შედარებით მცირეს ის - რომელიც მისგან შორსაა, რაც ხელს უწყობს ქსოვილის მიერ ენერჯის შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტის შემცირებას [65].

არასელექციური, მთლიანი ხედვის არის შეშფოთება ხდება მოკლე მართკუთხა სიგნალის საშუალებით, თუმცა სივრცულად ან სპექტრულად შერჩეული არის შეშფოთებისას, სიგნალის ფორმა გაცილებით კომპლექსური და ხანგრძლივია. ისეთი სიგნალის ფორმები, რომლებსაც შეუძლიათ ლოკალური შეშფოთების წარმოება, ცნობილია როგორც LEx (local excitation) აბრევიატურის სახით [34]. LEx მეთოდის დანერგვისას მნიშვნელოვან გამოწვევას სიგნალის ხანგრძლივობის მინიმიზაცია წარმოადგენს. აღნიშნული მეთოდი შესაძლებლობას იძლევა შემოკლდეს გამოკვლევის ჯამური დრო, შემცირებული ხედვის არის გამოყენებით; ასევე გაიზარდოს სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის მნიშვნელობა და უგულვებელყოს მოძრავი არეებიდან წარმოქმნილი პოტენციური არტეფაქტები [66].

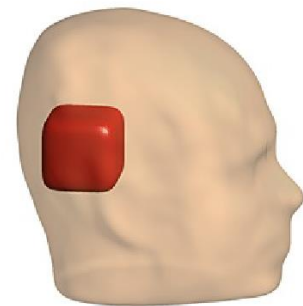
ხანგრძლივი LEx მეთოდის გამოყენება მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში შესაძლებელია გამარტივდეს ე. წ. უნივერსალური პარალელურად გადამცემი სიგნალის (UP) საშუალებით, რომელით მიღებული გამოსახულება მხოლოდ მცირედით ჩამოუვარდება მას. უნივერსალური სიგნალის განსაზღვრა ხდება კონკრეტული სივრცული არისთვის და სპინების სასურველი გადახრის კუთხისათვის, რომელიც გამოყენებაც შესაძლებელია სხვადასხვა საკვლევ ობიექტებში. რადგან ერთი კონკრეტული სიგნალის ფორმით შესაძლებელია ბევრი პაციენტის გამოკვლევა, მათთვის ინდივიდუალური სიგნალის ფორმების განსაზღვრის გარეშე (რის შესაძლებლობასაც სხვა ტიპის სიგნალები პარალელურად გადამცემ სისტემებში არ იძლევიან), იგი მოსახერხებელს ხდის დიდი საკვლევ ჯგუფებში აღნიშნული მეთოდის გამოყენებას [10,11].



k-სივრცის ტრაექტორია (რად/წთ)

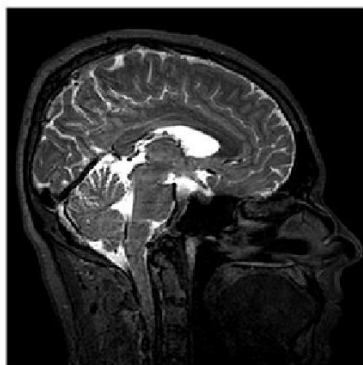


სამიზნე მოცულობა



სრული FOV (5წთ, 25მ)
რეზოლუცია 1 მმ

შემცირებული FOV (3წთ, 17მ)
რეზოლუცია 0.8 მმ



მართკუთხა იმპულსი

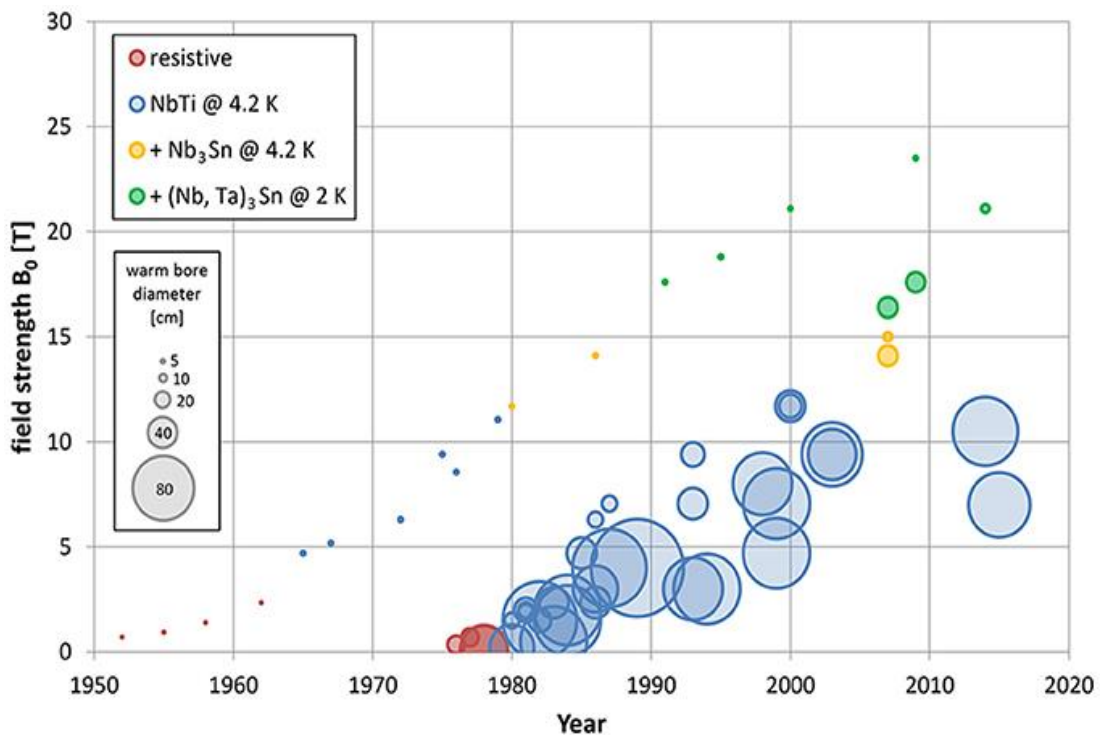
3D LEX იმპულსი

ნახაზი 13: 3D LEX იმპულსის გრაფიკული გამოსახულება

1.5 ულტრამალალი მაგნიტური ველი

ულტრამალალი მაგნიტური ველის ($\geq 7\text{ტ}$) მაგნიტურ-რეზონანსული აპარატები თავდაპირველად ცხოველების გამოკვლევისთვის შეიქმნა. ძირითადი მიზეზი იყო ის, რომ ცხოველებისთვის სკანერის დიამეტრი სამი-ოთხჯერ მცირეა ადამიანის სკანერთან შედარებით, რაც გაცილებით მარტივი

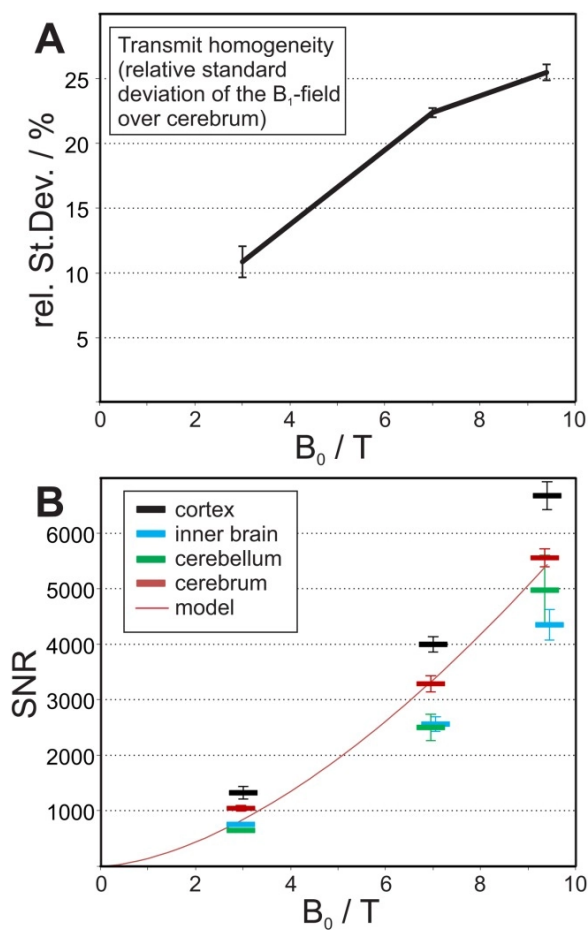
დასამზადებელია დიდი შიდა დიამეტრის მქონე სკანერთან შედარებით. დღესდღეობით ეს ტექნოლოგიური წინააღმდეგობა ნაკლებ პრობლემას წარმოადგენს და შესაბამისად ხშირად ვხვდებით ადამიანისათვის განკუთვნილ ულტრამაღალი მაგნიტური ველის მქონე სკანერებს, თუმცა ამ ეტაპზე ისინი ძირითადად განთავსებულია კვლევით ცენტრებში. კლინიკური კვლევების ჩატარებისათვის ჯერ საჭიროა მათი ვალიდურობის განსაზღვრა. ეს პროცესი კი საკმაოდ აქტიურად მიმდინარეობს და გულისხმობს იმ გამოწვევების გადალახვას რომელიც ულტრამაღალი მაგნიტური ველის მრტ აპარატებს ახლავს.



ნახაზი 14: კომერციულად ხელმისაწვდომი მრტ აპარატები წარმოდგენილი სტატიკური მაგნიტური ველის, გენტრის შიდა დიამეტრის და მაგნიტის სპეციფიკაციის მიხედვით. წერტილებით აღნიშნულია ანალიტიკური მრტ აპარატები, მცირე და საშუალო წრეებით ბიოსამედიცინო და პრეკლინიკური აპარატები, ხოლო დიდი წრეებით ადამიანის მრტ და მრს აპარატები [67]. © 2017 Moser, Laistler, Schmitt and Kontaxis.

1.5.1 უპირატესობები და გამოწვევები

ულტრამაღალი მაგნიტური ველის მრ სკანერები ხასიათდება მაღალი სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობით [68,69], გაუმჯობესებული სპექტრული [70] და სივრცული რეზოლუციით [71], გაუმჯობესებული მრ გამოსახულებებით X-ბირთვებისათვის [72] და გაზრდილი BOLD (სისხლში ჟანგბადის დონის დამოკიდებულების) კონტრასტით ფუნქციური მრტ-სთვის [73].

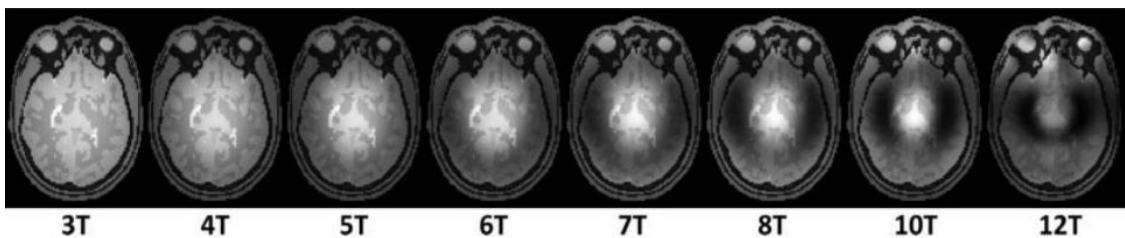


ნახაზი 15: ფარდობითი სტანდარტული გადახრის დამოკიდებულება სტატისტიკურ ველის მიმართ (A); სიგნალი-ხმაურის თანაფარდობის დამოკიდებულება სტატისტიკური ველის მიმართ (B) [74]. © 2015 Wiley Periodicals, Inc.

გარდა უპირატესობებისა, ულტრამაღალი მაგნიტური ველი ხასიათდება სხვადასხვა გამოწვევით. ერთერთი ყველაზე მნიშვნელოვანი მათ შორის არის რადიოსიხშირული ველის ქვემ ქსოვილის მიერ ენერჯის


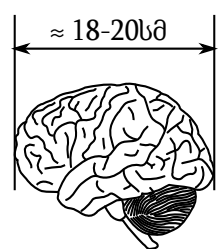


შთანთქმა - მაგნიტური ველის ზრდასთან ერთად, იზრდება საკვლევ ობიექტზე გადაცემული ენერჯია. აღნიშნული მახასიათებელი ცნობილია როგორც შთანთქმის კუთრი კოეფიციენტი (SAR). ექსპერიმენტული [75] და სიმულაციური [69] დაკვირვებების შედეგად, სტატიკური მაგნიტური ველის ზრდისას, როდესაც იგი უახლოვდება ულტრა-მაღალ დონეს, B_0 ველსა და საჭირო რადიოსიხშირულ სიმძლავრეს შორის დამოკიდებულება კვადრატულზე გაცილებით მცირეა. ამის ძირითადი მიზეზი არის ახლო-ველის რეჟიმიდან გამოსვლა, სადაც რადიოსიხშირული ტალღების სიგრძე საკვლევ ობიექტზე დიდია.

მეორე გამოწვევა რომელიც ულტრამაღალი მაგნიტური ველის გამოყენებისას გვხვდება არის ე.წ. ცენტრალური ნათების ეფექტი. იგი წარმოიქმნება ანტენის სხვადასხვა ელემენტების, ელექტრომაგნიტური ტალღების ინტერფერენციისას [71,76,77].



ნახაზი 16: სიმულაციური გამოსახულებები სტატიკური მაგნიტური ველის ზრდის მიმართებით. ველის ზრდასთან ერთად შესამჩნევია ე.წ. ცენტრალური ნათების ეფექტი [71]. © 2010 Wiley Periodicals, Inc.

მაგნიტური ველის ზრდასთან ერთად, რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძე მცირდება და უახლოვდება საკვლევ ობიექტის ზომებს, რომელიც ინტერფერენციული ურთიერთქმედების გამო წარმოქმნის ნათელ და ბნელ არეებს (ნახაზი 17).

B_0	შესაბამისი რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძე	თავის ტვინი
1.5 ტ	$\lambda \approx 60\text{სმ}$ 	
3.0 ტ	$\lambda \approx 30\text{სმ}$ 	
7.0 ტ	$\lambda \approx 13\text{სმ}$ 	

ნახაზი 17: რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძის შედარება მოზრდილი ადამიანის თავის ტვინთან. სურათიდან ჩანს რომ 7ტ მაგნიტური ველის შემთხვევაში რადიოსიხშირული ტალღის სიგრძე თავის ტვინის დიამეტრზე მცირეა, რაც იწვევს ტალღების ინტერფერენციას

მცირე ზომის ტალღის სიგრძე ასევე ამცირებს რადიოსიხშირული ტალღების შეღწევადობას [76] და ეს თავის მხრივ საჭიროს ხდის ენერჯის გადაცემის გაზრდას სასურველი შეშფოთების (სპინების გადახრის კუთხის მნიშვნელობისთვის), რომელიც თავის მხრივ იწვევს ტემპერატურის ზრდას ზემოქმედებულ არეზე [50,78,79]. ტემპერატურის ზრდა ცალსახად წარმოადგენს უარყოფით გავლენას ბიოლოგიურ ქსოვილზე, რომელიც მაქსიმალურად უნდა იყოს შეზღუდული და იგი კონტროლდება შთანთქმის კუთქი კოეფიციენტით.

ულტრამაღალი მაგნიტური ველის უპირატესობების გამოყენება ერთმნიშვნელოვნად საჭიროა. მათი საშუალებით შესაძლებელია მიღებული გამოსახულებების რეზოლუციის მკვეთრად გაუმჯობესება, რაც მნიშვნელოვანია ზუსტი კლინიკური დიაგნოზისათვის. ამისათვის მნიშვნელოვანია ზემოთ აღნიშნული ულტრამაღალი მაგნიტური ველის

გამოწვევების კომპენსაცია, რის საშუალებასაც პარალელურად გადამცემი სისტემები იძლევა, რომელიც ასევე წარმოდგენილია სადისერტაციო ნაშრომის კვლევით ნაწილში.

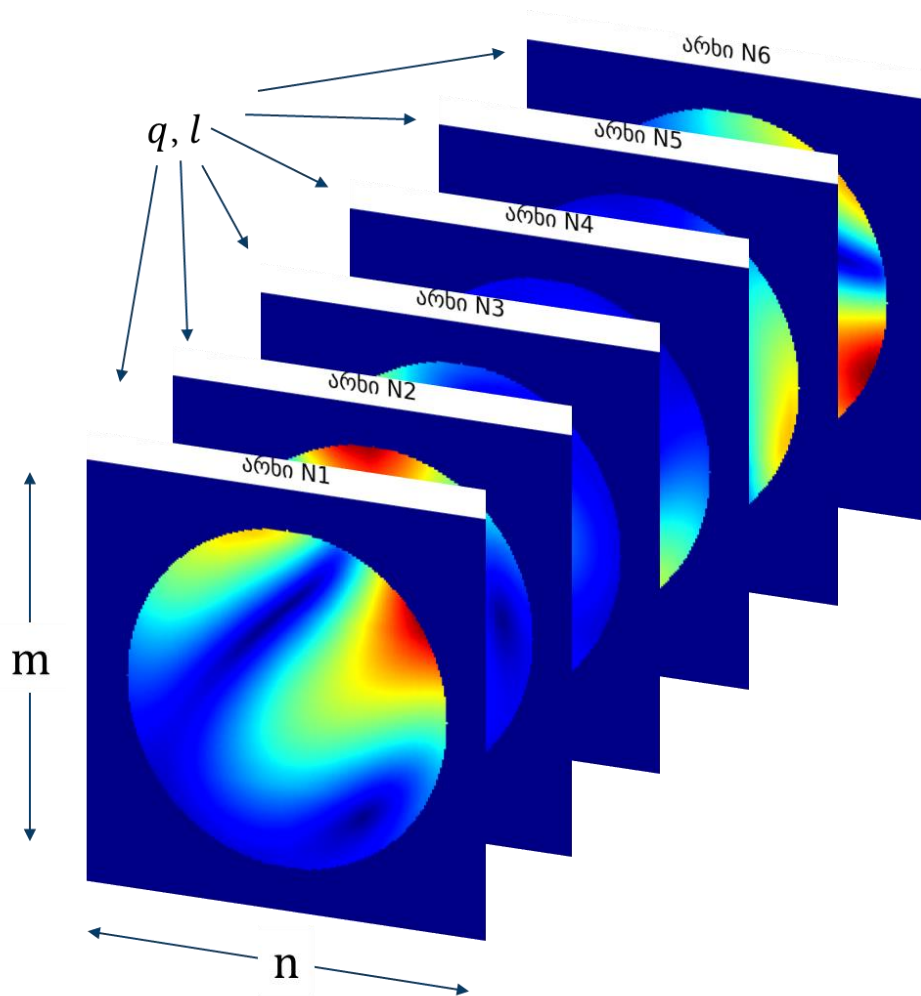
კვლევა

1.6 კვლევის მიზანი

ნაშრომში წარმოდგენილი მეთოდოლოგია მიზნად ისახავს პარალელურად გადამცემი სისტემის გამარტივებას. იგი ემყარება გადამცემი არხების დაწყვილებას შერჩევითი მეთოდით [80]. ძირითადი პრინციპი მდგომარეობს წყვილებად იმ არხების არჩევაში, რომელთა გადამცემი ველებსაც ყველაზე ნაკლები თანაკვეთა აქვთ. მეთოდოლოგიის განხორციელებისათვის აგებულია თითოეული გადამცემი არხის რადიოსიხშირული ტალღის მაგნიტური კომპონენტის რუქები (B_1^+) და მათ შორის მინიმალური თანაკვეთის კომპონენტები არჩეულია საშუალო კვადრატული ცდომილების გამოთვლით თითოეულ არხს შორის. საშუალო კვადრატული ცდომილების განსაზღვრა პირობითად q და l გადამცემი არხების B_1^+ რუქებს შორის გამოთვლილია შემდეგი ფორმულით:

$$MSE_{q,l} = \frac{1}{m \times n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [b_q(i,j) - b_l(i,j)]^2 \quad (27)$$

სადაც m და n წარმოადგენენ B_1^+ რუქების განზომილებას, b_q და b_l წარმოადგენენ q -ური და l -ური გადამცემი არხების B_1^+ რუქებს შესაბამისად.



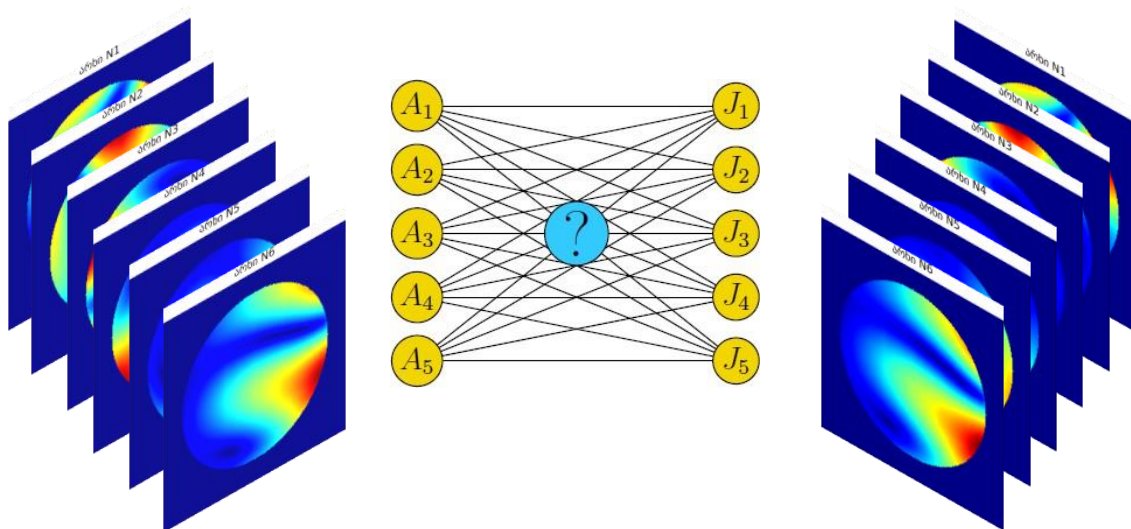
ნახაზი 18: საშუალო კვადრატული ცდომილების გამოთვლისათვის საჭირო არგუმენტები

გადამცემი არხების დაწყვილებისათვის საჭიროა გამოთვლილი საშუალო კვადრატული ცდომილების მნიშვნელობების ერთმანეთთან დადარება და მაქსიმალურად განსხვავებული მნიშვნელობების წყვილების არჩევა. აღნიშნული წყვილების ასარჩევად გამოყენებულია ე.წ. Kuhn–Munkres-ის განაწილების ალგორითმი, რომლისთვისაც სამიზნე კომპონენტი არის ისეთი წყვილების არჩევა, რომელიც შესაძლო ვარიანტებიდან იძლევიან ყველაზე მაღალ ჯამს, ანუ ამ შემთხვევაში ყველაზე მეტად განსხვავებულ წყვილებს [81]. აღნიშნული ალგორითმი შედგება რამდენიმე ეტაპისგან, რომელიც განხილულია 1.7.1 ქვეთავში.

1.7 კვლევის მეთოდები

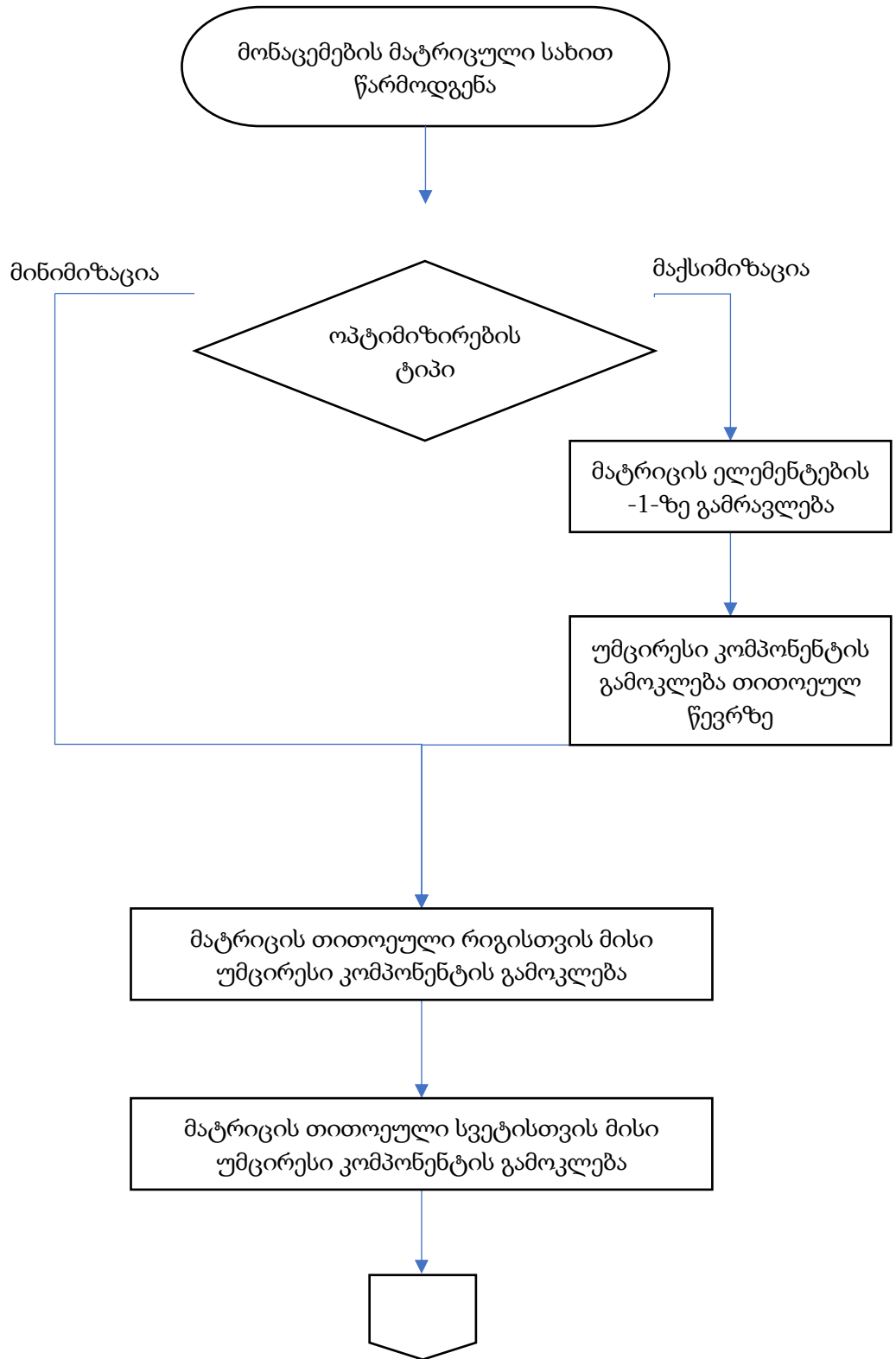
1.7.1 Kuhn–Munkres-ის განაწილების ალგორითმი

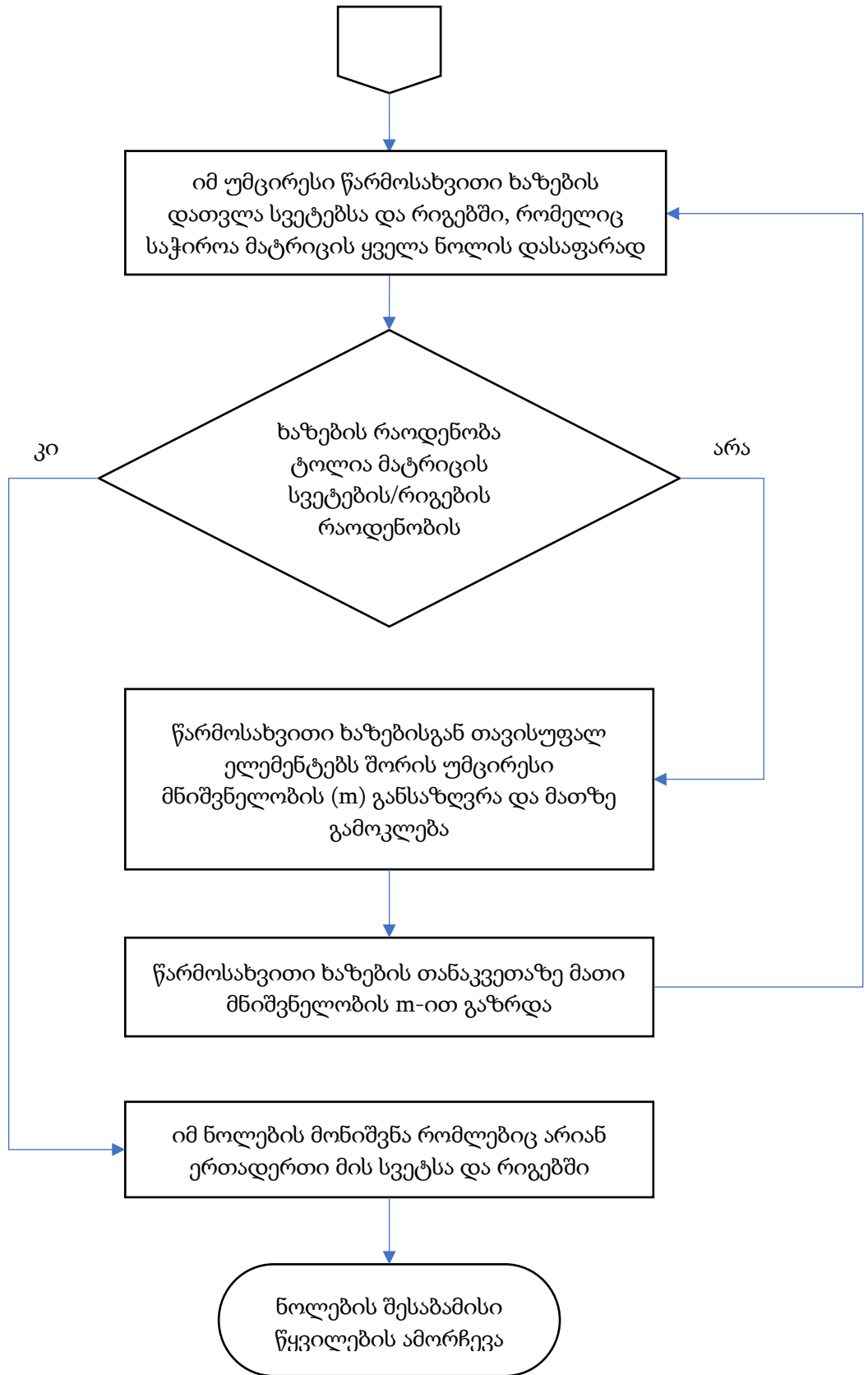
Kuhn–Munkres-ის, იგივე უნგრული ალგორითმი წარმოადგენს ოპტიმალური განაწილების შერჩევის ხერხს [81–84]. მისი საშუალებით შესაძლებელია ორ მონაცემთა კრებულს შორის იმ ოპტიმალური წყვილების შერჩევა, რომელიც იძლევა მინიმალურ ან მაქსიმალურ ჯამს ყველა შესაძლო კომბინაციებიდან.



ნახაზი 19: განაწილების პრობლემის გრაფიკული გამოსახულება

აღნიშნული ალგორითმი რამდენიმე ეტაპებისგან შედგება, რომლებიც ბლოკ-სქემის სახით ქვემოთაა მოყვანილი.

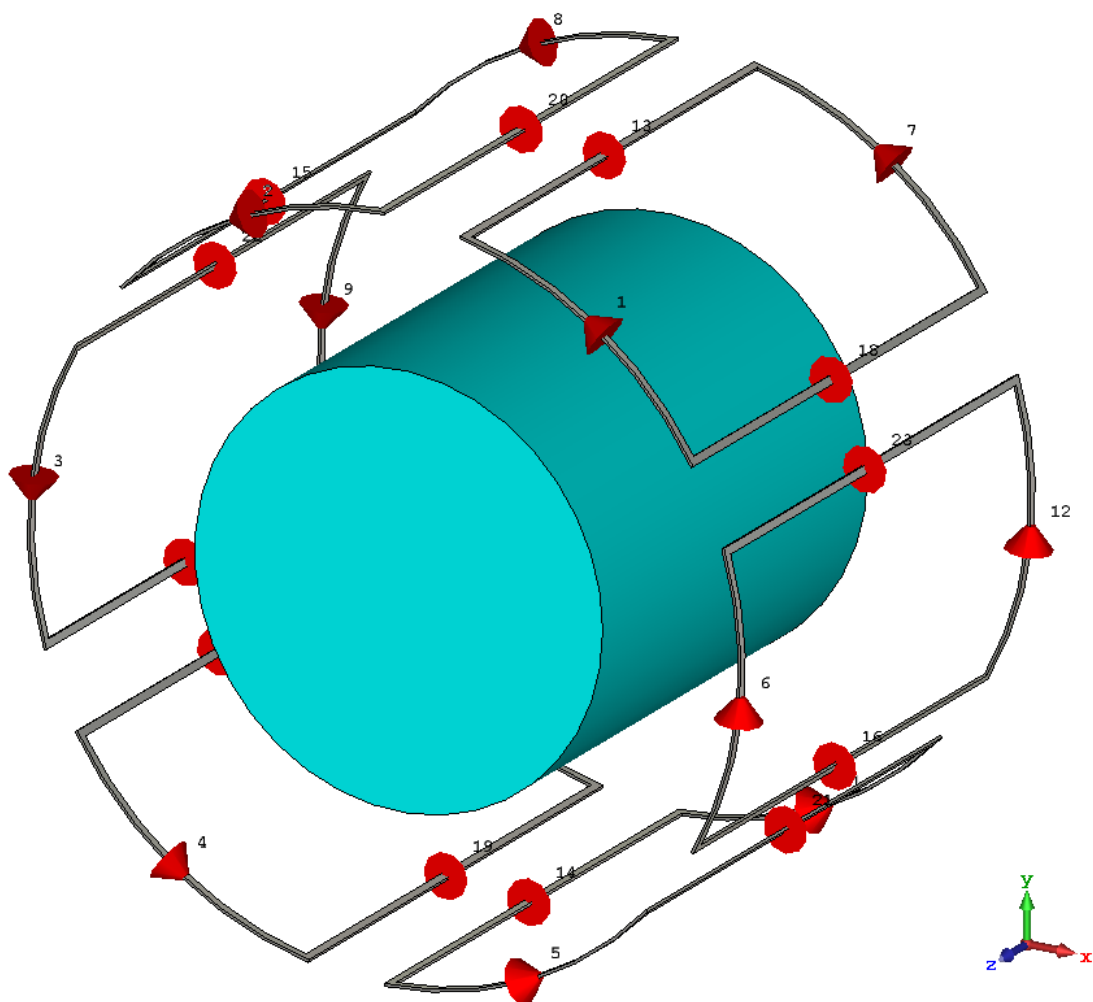




აღნიშნული ბლოკ-სქემიდან ჩანს რომ პასუხის დასადგენად შესაძლოა ალგორითმს დასჭირდეს რამდენიმე იტერაცია.

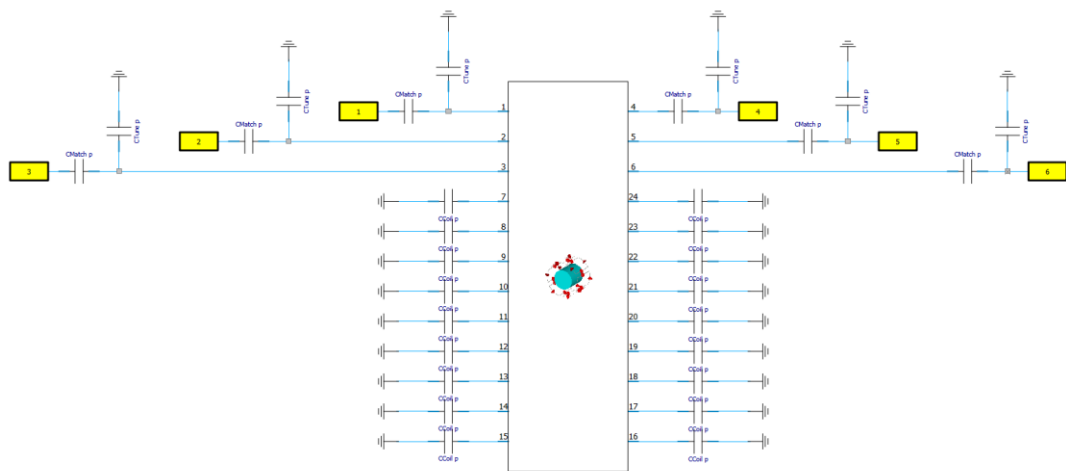
1.8 კვლევის ობიექტი

მეთოდოლოგიის განხორციელებისათვის აგებულია სიმულაციური მოდელი, რომელიც შედგება ფანტომის ირგვლივ განლაგებული ექვსი დამოუკიდებლად მართვადი ანტენის ელემენტისგან, რომელიც ნაჩვენებია ნახაზი 20-ზე. აღნიშნული მოდელის აგებისას გამოყენებული პარამეტრები და დეტალები მოყვანილია 1.9 ქვეთავში.

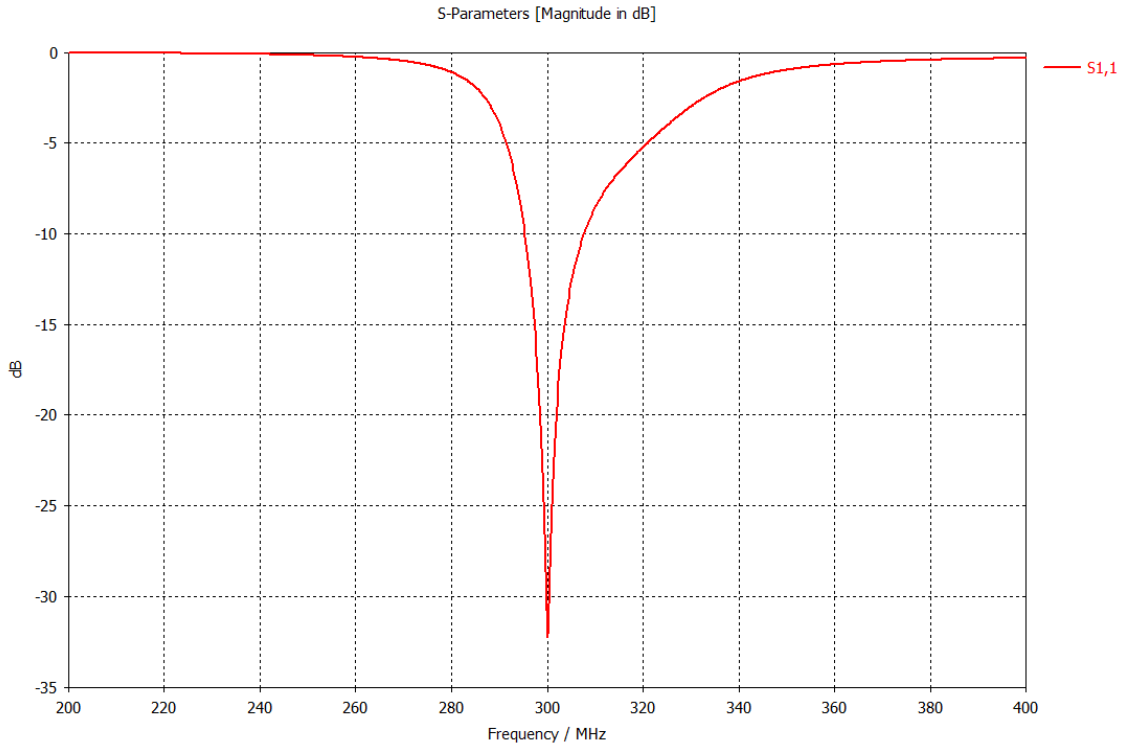


ნახაზი 20: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენა

სიმულაციურ პროგრამაში შეტანილია ელექტრო კომპონენტები სრული ფუნქციონირებისათვის (ნახაზი 21). ასევე ანტენის ცალკეული ელემენტების სიხშირე გასწორებულია 300 მჰც ლარმორის სიხშირეზე (ნახაზი 22), რომელიც შეესაბამება 7 ტ მრტ-ს.

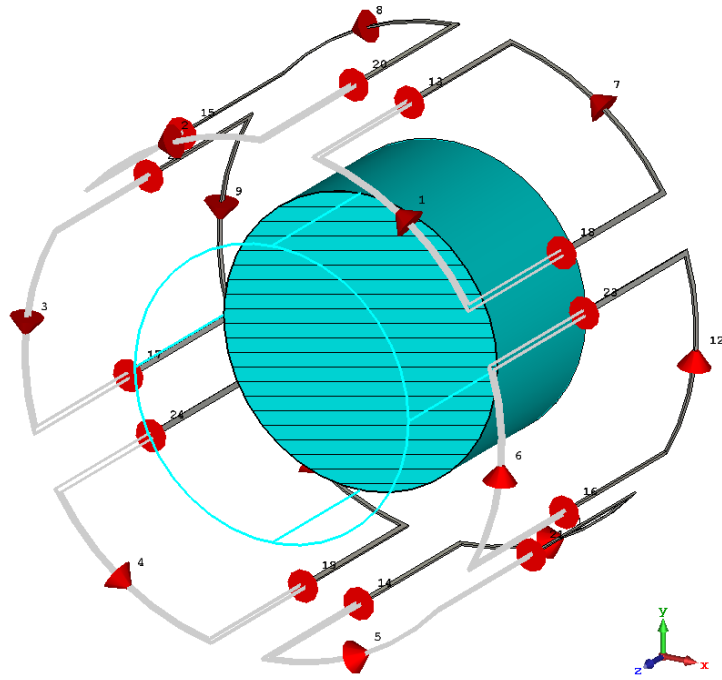


ნახაზი 21: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის სქემატური გამოსახულება

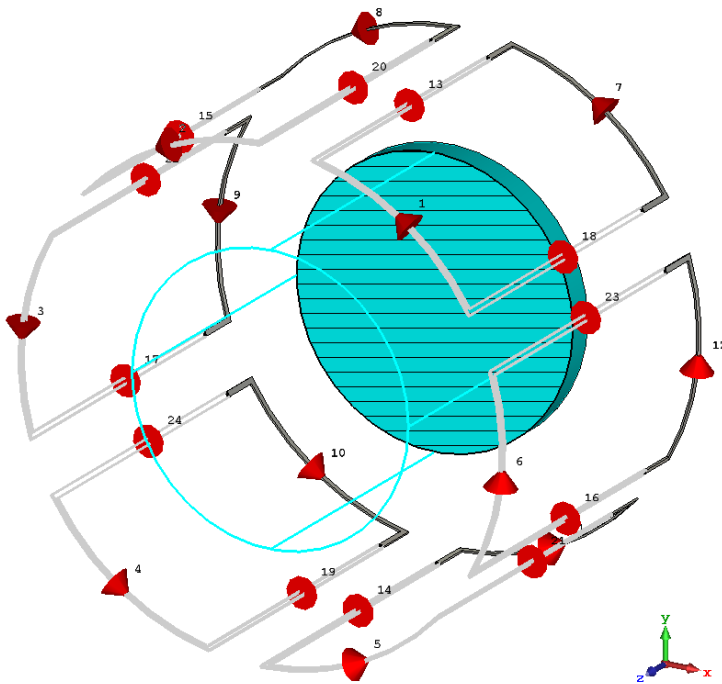


ნახაზი 22: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის რეზონანსული სიხშირე და მაგნიტუდა პირველი არხისთვის

კვლევისათვის შევარჩიე ანტენის ორი ჭრილი: პირველი – ჭრილი A, რომელიც განთავსებულია XOY სიბრტყეზე ანტენის გეომეტრიულ ცენტრში (ნახაზი 23) და მეორე - ჭრილი B, ასევე XOY სიბრტყეზე, გეომეტრიული ცენტრიდან 75 მმ დაშორებით Z' ღერძის მიმართულებით (ნახაზი 24).



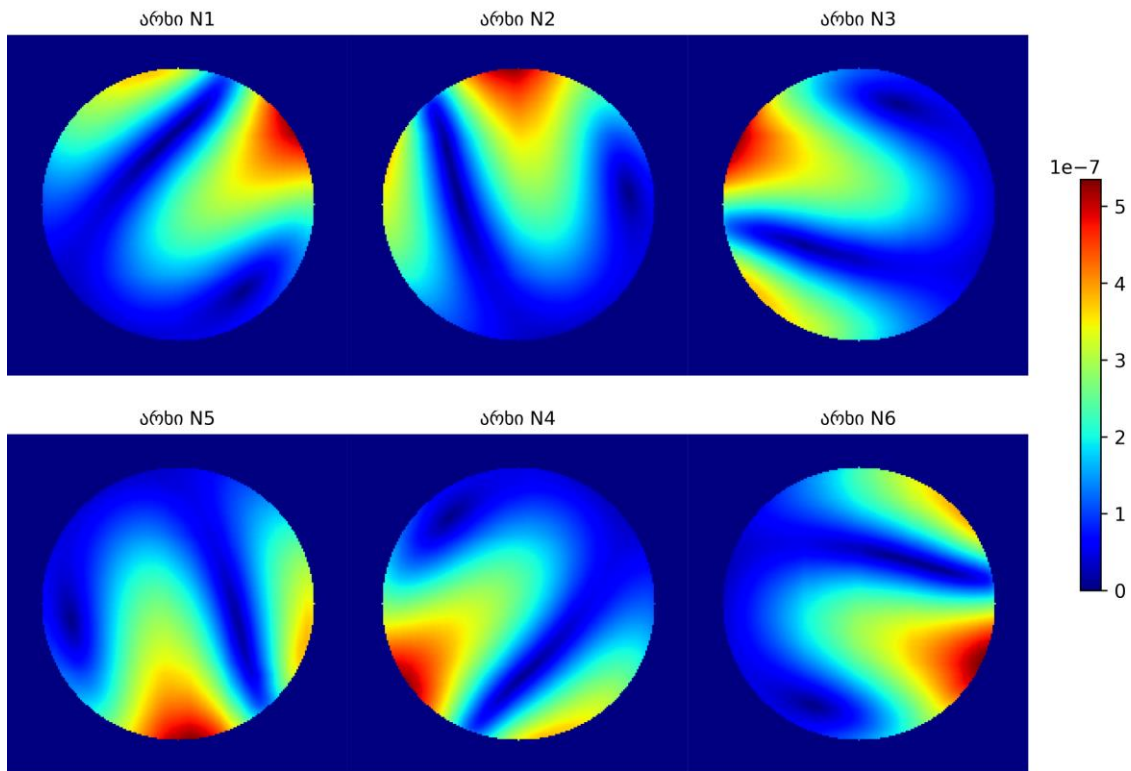
ნახაზი 23: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი A



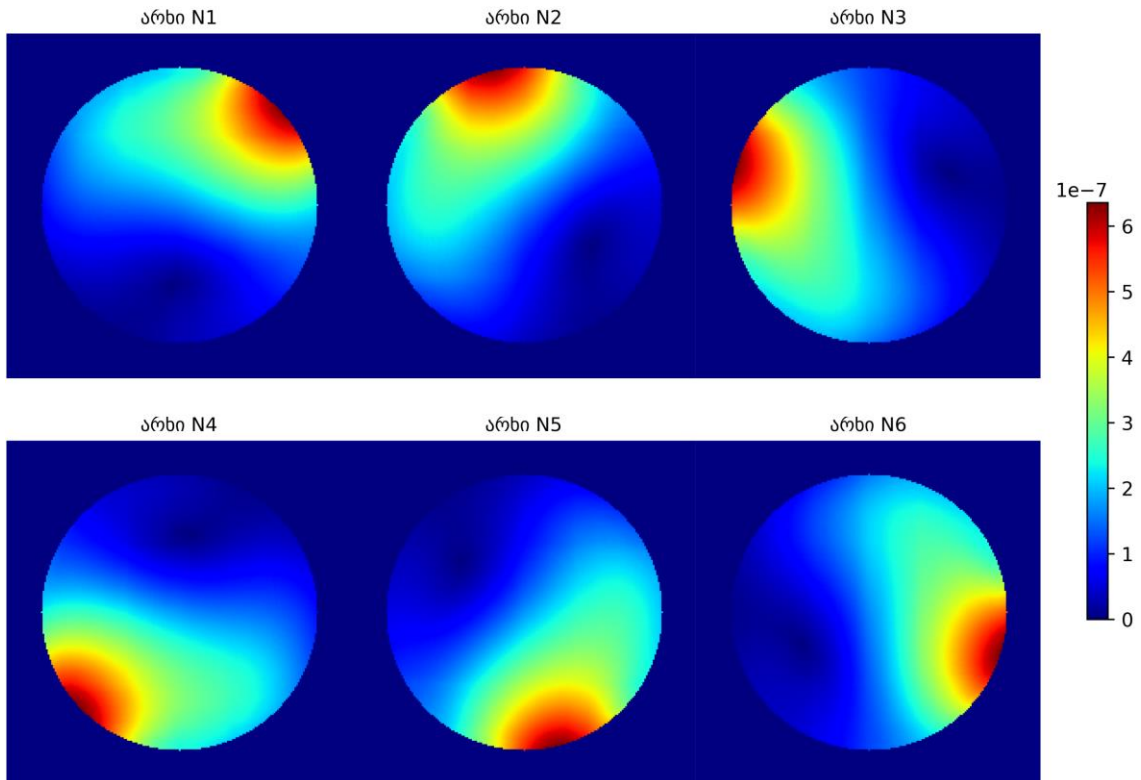
ნახაზი 24: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი B

სიმულაციურ პროგრამაში განვსაზღვრე რადიოსიხშირული ტალღის მაგნიტური კომპონენტის B_+^1 რუქები თითოეული არხისთვის როგორც ჭრილი A-სთვის (ნახაზი 25), ასევე ჭრილი B-სთვის (ნახაზი 26). სიმულაციური პროგრამის მიერ მიღებული მნიშვნელობებით, გადამცემი ველის მნიშვნელობები დათვლილია შემდეგი ფორმულით:

$$|B_+^1| = \sqrt{\operatorname{Re}(B_x)^2 + \operatorname{Im}(B_x)^2} + \sqrt{\operatorname{Re}(B_y)^2 + \operatorname{Im}(B_y)^2} + \sqrt{\operatorname{Re}(B_z)^2 + \operatorname{Im}(B_z)^2} \quad (28)$$

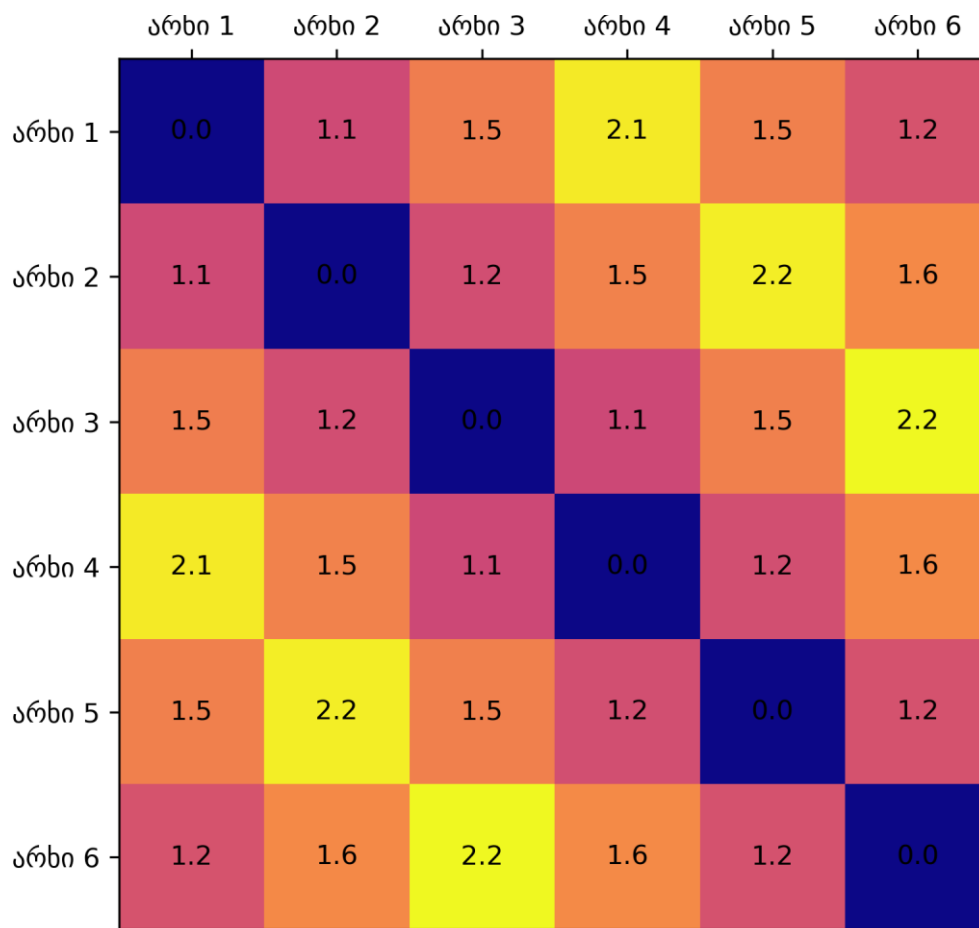


ნახაზი 25: ექვსარხიანი ერთრიგაანი პარალელურად გადამცემი ანტენის ჭრილი A-ს გადამცემი მაგნიტური ველის რუქები თითოეული არხისთვის

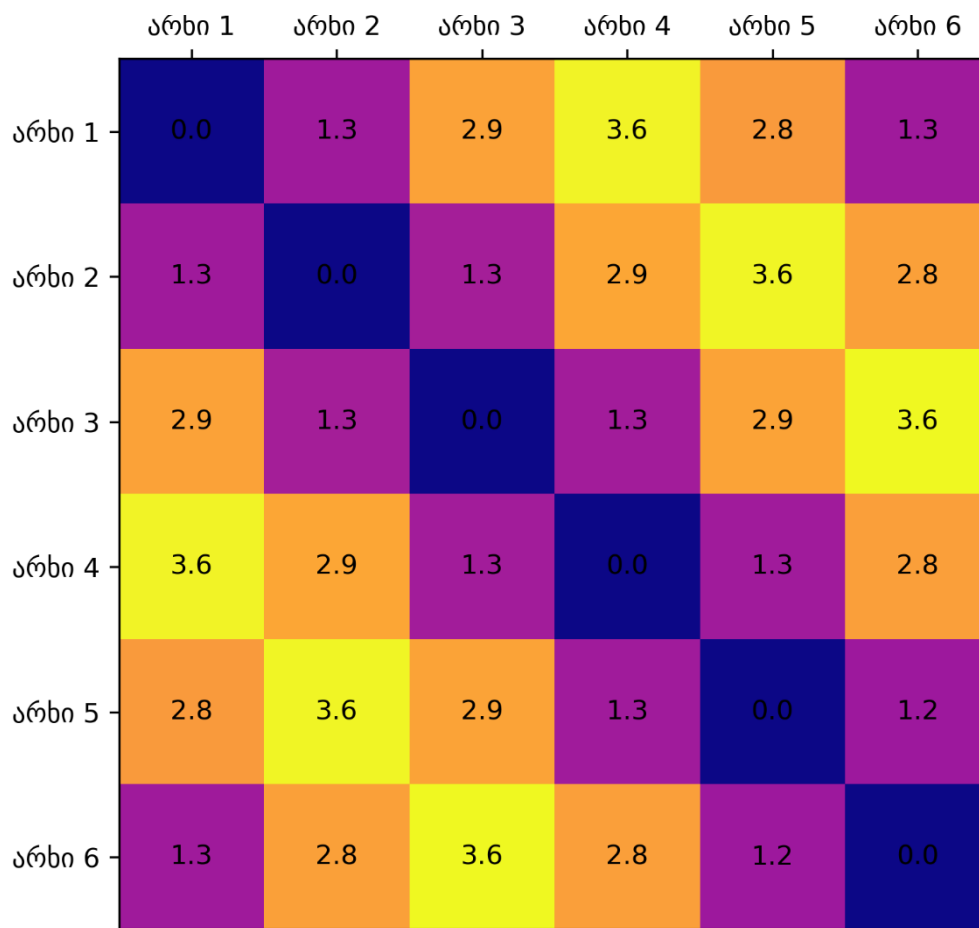


ნახაზი 26: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის
 ჭრილი B-ს გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის
 რუკები თითოეული არხისთვის

განტოლება 27-ის გამოყენებით გამოთვლილია საშუალო
 კვადრატული ცდომილება თითოეულ არხს შორის. ჭრილი A-სთვის
 მიღებული შედეგი გრაფიკული გამოსახულების სახით ნაჩვენებია ნახაზი
 27-ზე, ხოლო ჭრილი B-სთვის მიღებული შედეგი ნახაზი 28-ზე.



ნახაზი 27: ექვსარბიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{14}$) თითოეულ არხს შორის ჭრილი A-სთვის



ნახაზი 28: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{14}$) თითოეულ არხს შორის ჭრილი B-სთვის

კვლევისათვის საჭიროა გადამცემ არხებს შორის ყველაზე მეტად განსხვავებული წყვილების არჩევა, რომელსაც საშუალო კვადრატული ცდომილების მნიშვნელობა განსაზღვრავს - ამ შემთხვევაში სამიზნე კომპონენტს წარმოადგენს იმ წყვილების არჩევა, რომლებიც იძლევა მაქსიმალურ საშუალო კვადრატული ცდომილების მნიშვნელობების ჯამს ყველა შესაძლო ვარიანტიდან.

რადგან ყველა შესაძლო მნიშვნელობებიდან უმაღლესი ჯამია შესარჩევი, 1.7.1 ქვეთავში განხილული ეტაპების მიხედვით პირველ ნაბიჯს წარმოადგენს უარყოფითი კომპონენტების შემოტანა, თითოეული ელემენტის -1-ზე გამრავლებით.

0.0	-1.1	-1.5	-2.1	-1.5	-1.2
-1.1	0.0	-1.2	-1.5	-2.2	-1.6
-1.5	-1.2	0.0	-1.1	-1.5	-2.2
-2.1	-1.5	-1.1	0.0	-1.2	-1.6
-1.5	-2.2	-1.5	-1.2	0.0	-1.2
-1.2	-1.6	-2.2	-1.6	-1.2	0.0

შემდეგ თითოეული ელემენტი უნდა გაიზარდოს თავდაპირველი მატრიცის მაქსიმალური ელემენტით, ამ შემთხვევაში 2.2-ით. მიღებული მატრიცის სახე იქნება შემდეგი:

2.2	1.1	0.7	0.1	0.7	1
1.1	2.2	1	0.7	0	0.6

0.7	1	2.2	1.1	0.7	0
0.1	0.7	1.1	2.2	1	0.6
0.7	0	0.7	1	2.2	1
1	0.6	0	0.6	1	2.2

თითოეული რიგის უმცირესი ელემენტის შემცირებით მიღებული შედეგი წარმოდგენილია მომდევნო ცხრილში:

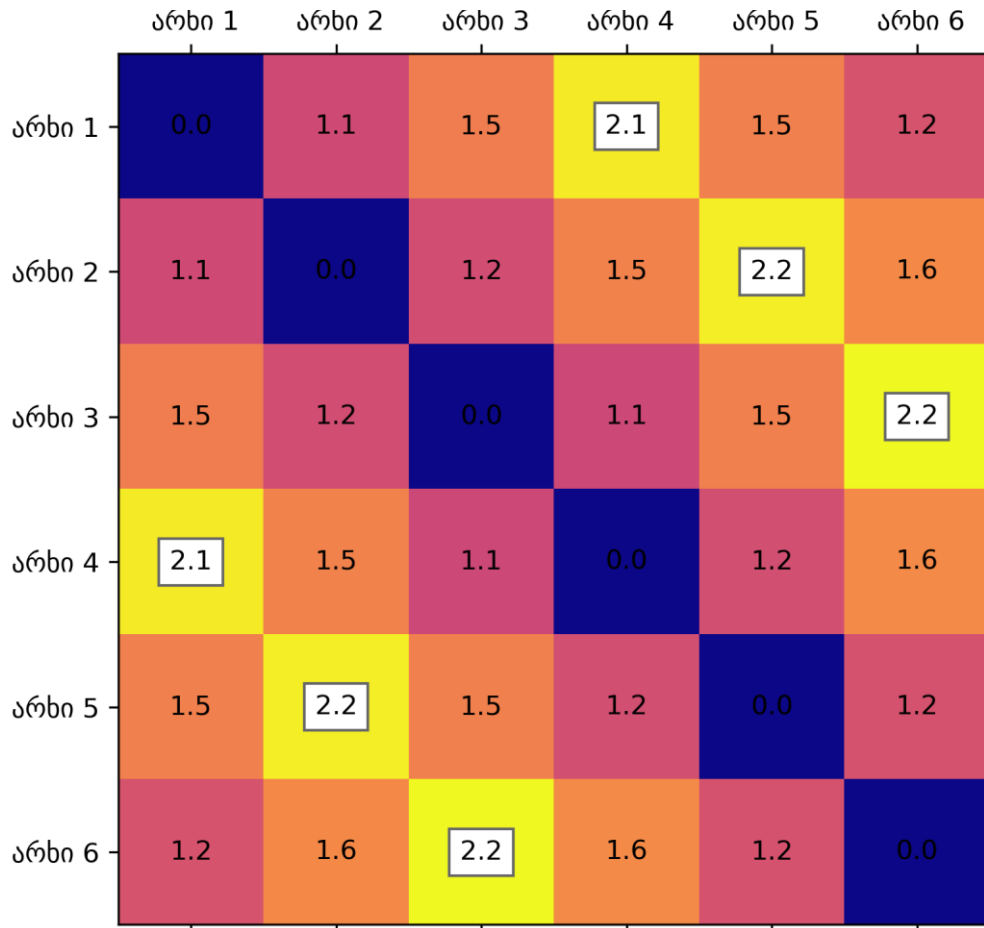
2.1	1	0.6	0	0.6	0.9	<i>(-0.1)</i>
1.1	2.2	1	0.7	0	0.6	
0.7	1	2.2	1.1	0.7	0	
0	0.6	1	2.1	0.9	0.5	<i>(-0.1)</i>
0.7	0	0.7	1	2.2	1	

1	0.6	0	0.6	1	2.2
---	-----	---	-----	---	-----

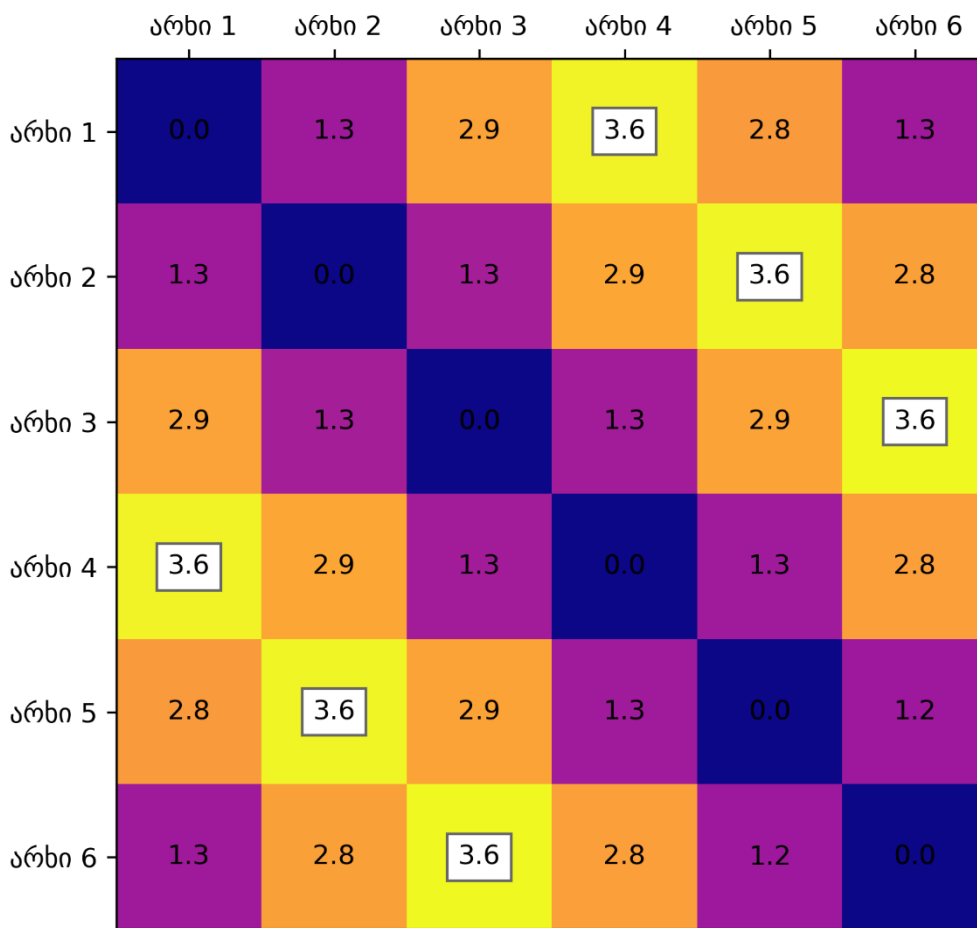
რადგან ყველა სვეტი შეიცავს 0-ს, ამიტომ შემდეგი ბიჯის გავლა, რომელიც გულისხმობს თითოეული სვეტისთვის მისი უმცირესი ელემენტის გამოკლებას, საჭირო აღარაა და ოპტიმალური წყვილების შერჩევის საბოლოო მატრიცა მოყვანილია ქვემოთ, სადაც ნოლების პოზიციები განსაზღვრავს ოპტიმალურ წყვილებს:

2.1	1	0.6	0	0.6	0.9
1.1	2.2	1	0.7	0	0.6
0.7	1	2.2	1.1	0.7	0
0	0.6	1	2.1	0.9	0.5
0.7	0	0.7	1	2.2	1
1	0.6	0	0.6	1	2.2

შერჩეული წყვილები ერთრიგიანი ექვსკუთხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის, ჭრილი A-სთვის ნაჩვენებია ნახაზი 29-ზე, ხოლო ჭრილი B-სთვის ნახაზი 30-ზე, რომლებიც თეთრი მართკუთხედიტაა მონიშნული.



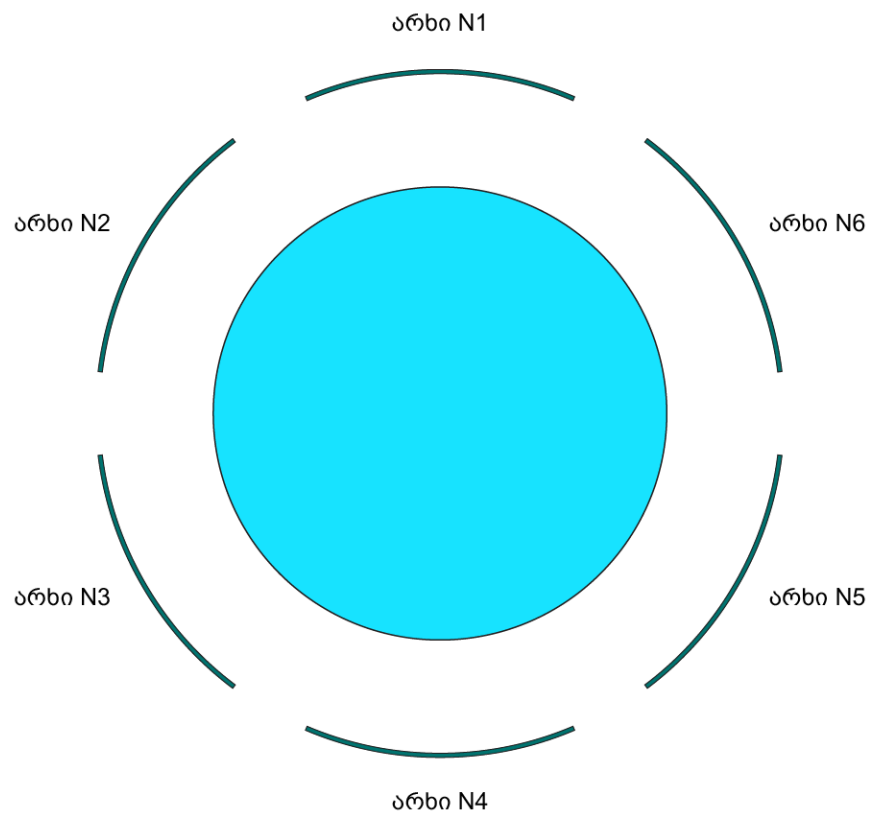
ნახაზი 29: მიღებული წყვილები ჭრილი A-სთვის



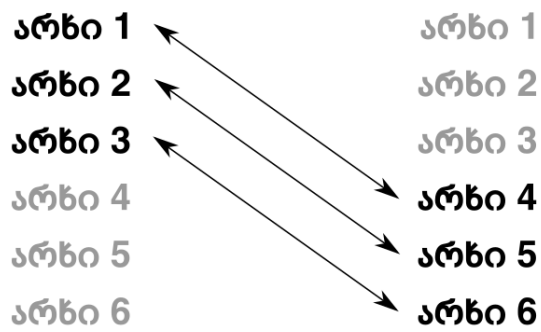
ნახაზი 30: მიღებული წყვილები ჭრილი B-სთვის

ორივე ჭრილზე ჩატარებული გამოთვლები ერთსადაიმავე შედეგზე მიუთითებს. აღნიშნულ სურათებზე ვიზუალური დაკვირვებით ასევე ნათლად ჩანს რომ ყველაზე დიდი სხვაობა არის არხი N1-სა და არხი N4-ს შორის, ასევე არხი N2-სა და არხი N5-ს შორის, და არხი N3-სა და არხი N6-ს შორის. თუ დავაკვირდებით ამ არხების გეომეტრიულ განლაგებას ერთმანეთის მიმართ (ნახაზი 31), მარტივი შესამჩნევია რომ ეს არხები ერთმანეთის მოპირდაპირედ მდებარეობენ. აღნიშნული შედეგის განსაზღვრა ინტუიციურად შეიძლება სხვა მსგავსი ტიპის ერთრიგიანი ანტენებისათვის რომელთა ანტენის ელემენტების ერთნაირია და რაოდენობა ლუწი, რადგან ამ შემთხვევაში თითოეულ ანტენას ყავს მის მოპირდაპირედ განლაგებული ანტენის ელემენტი. აღნიშნული შემთხვევებისგან განსხვავებული ვარიანტების წინასწარ განსაზღვრა გაცილებით რთულია,

განსაკუთრებით კი იმ შემთხვევებში როდესაც ანტენა შედგება რამდენიმე რიგისაგან, რაც საკმაოდ გავრცელებული შემთხვევაა პარალელურად გადამცემ ანტენებში. ასევე შესაძლებელია ანტენა შეიცავდეს სხვადასხვა ტიპის ელემენტებს, მაგალითად ჩარჩოსებრ და დიპოლურ ანტენებს რომლებიც საკვლევი ობიექტის ირგვლივ არათანაბრადაა განაწილებული. ამ მიზეზით, კვლევაში განხილული მათემატიკური მოდელი იძლევა გაცილებით მეტ თავისუფლებას პარალელურად გადამცემი ანტენის არქიტექტურის მიმართ.

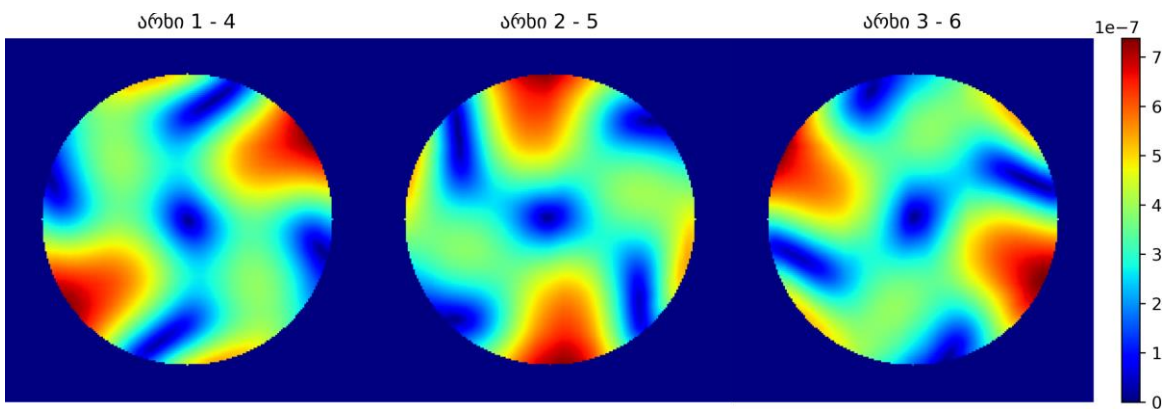


ნახაზი 31: არხების ურთიერთგანლაგება ექვსრიგიან ერთარხიან პარალელურად გადამცემ ანტენაში

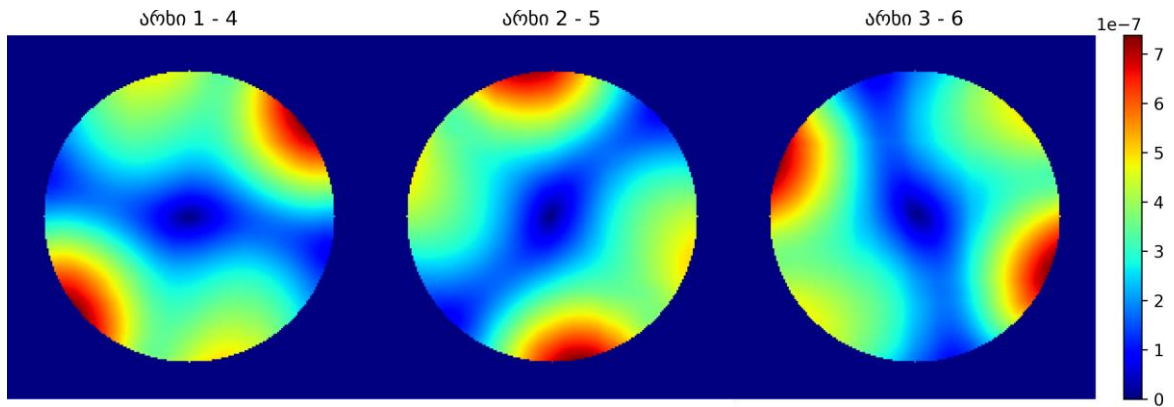


ნახაზი 32: შერჩეული წყვილები ერთრიგიანი ექვსარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის

ექვსეულემენტისანი ერთრიგიანი ანტენის შედეგების გათვალისწინებით, დავაწყვილე არხები და მიღებული რადიოსიხშირული ტალღების მაგნიტური კომპონენტის რუკები ნაჩვენებია ნახაზი 33-სა და ნახაზი 34-ზე, ჭრილი A და ჭრილი B-სთვის შესაბამისად.



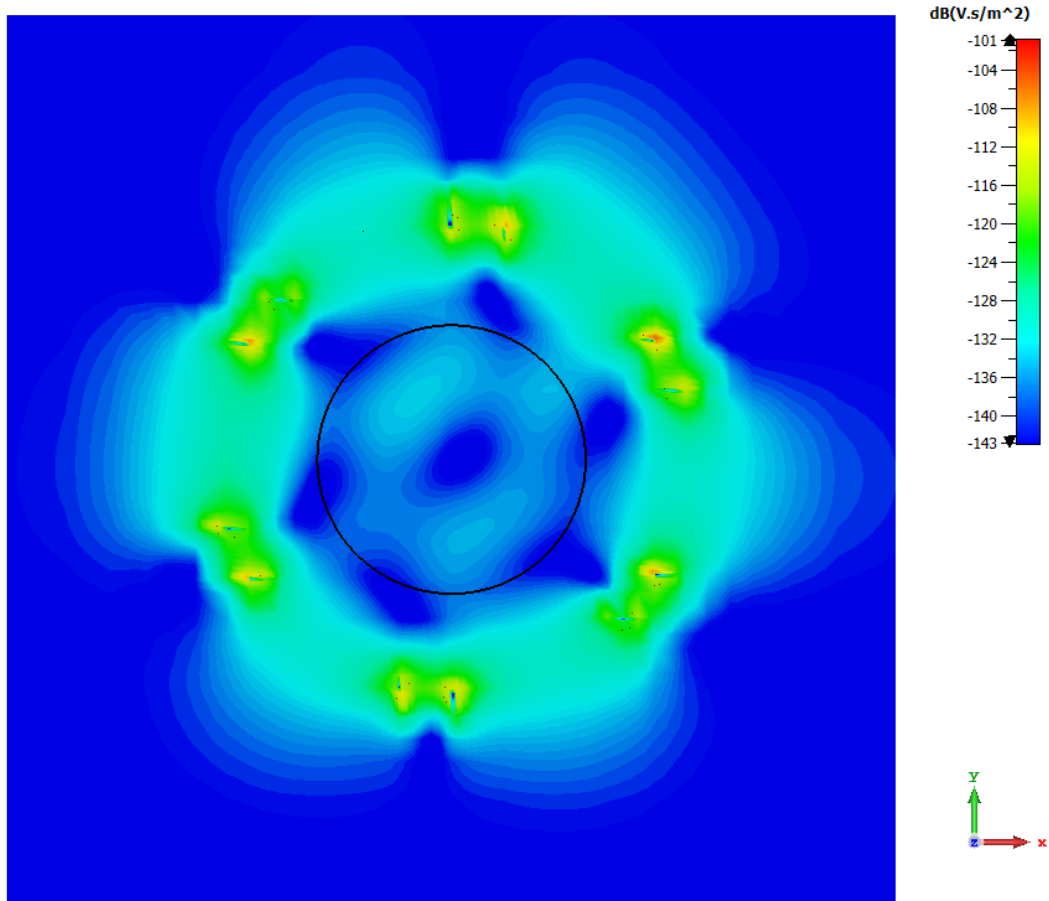
ნახაზი 33: ექვსარხიანი ერთრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის არხების წყვილების გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები ჭრილი A-სთვის



ნახაზი 34: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის არხების წყვილების გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები ჭრილი B-სთვის

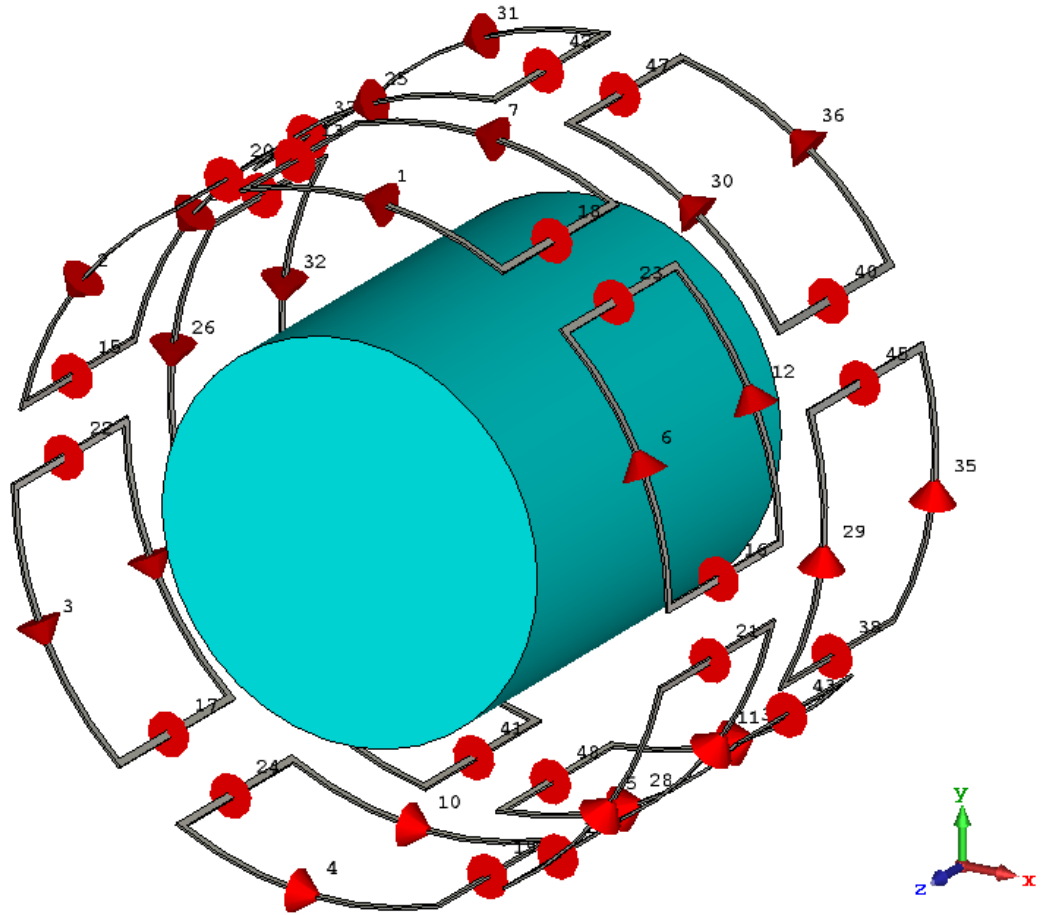
კვლევაში მოყვანილმა მეთოდოლოგიამ ექვსარხიან ერთრიგის ანტენაზე მოგვცა გადამცემი არხების რაოდენობის ორჯერ შემცირების საშუალება, რაც ამცირებს პარალელურად გადამცემი სისტემის საჭიროებებს დროისა და ტექნოლოგიური რესურსის სახით. აღსანიშნავია რომ მიმღები არხების რაოდენობა შეუცვლელია, რაც აუცილებელია გამოსახულების ხარისხის შენარჩუნებისათვის.

CST Studio Suite სიმულაციური პროგრამით ექვსივე არხის მიერ ერთობლივად გენერირებული რადიოსიხშირული ტალღის რუკები გამოსახულია ნახაზი 35-ზე.

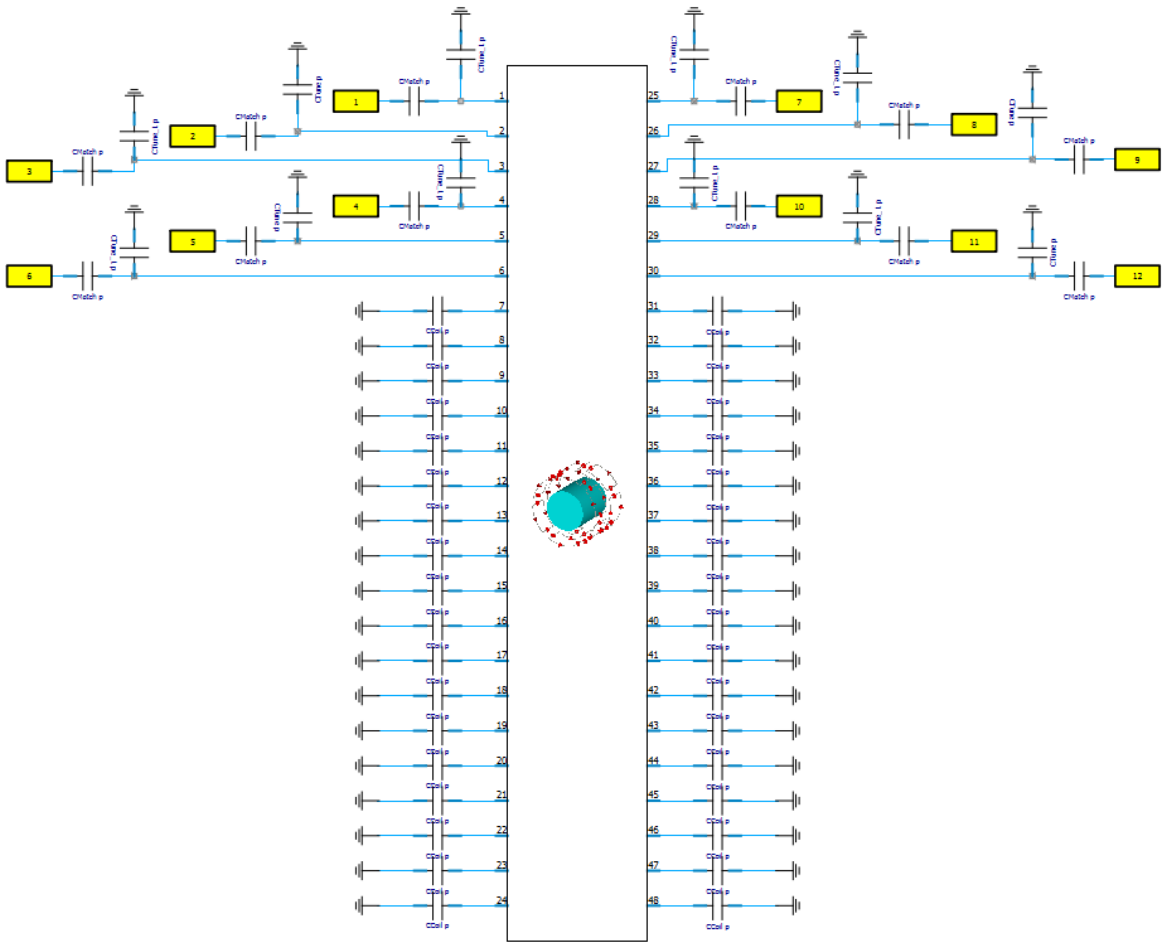


ნახაზი 35: ექვსარხიანი ერთრიგის პარალელურად გადამცემი ანტენის ყველა არხის გადამცემი მაგნიტური ველის რუკები

კვლევა ასევე ჩატარებულია თორმეტარხიან, ორრიგან პარალელურად გადამცემ ანტენაზე (ნახაზი 36). აღნიშნული ობიექტის ტექნიკური პარამეტრები და დეტალები მოყვანილია 1.9 ქვეთავში. ამ ექსპერიმენტისას დათვლები გაკეთებულია არა რომელიმე შრეზე არამედ მთლიან მოცულობაზე, რაც ზრდის შედეგის საიმედოობას.



ნახაზი 36: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა



ნახაზი 37: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის სქემატური გამოსახულება

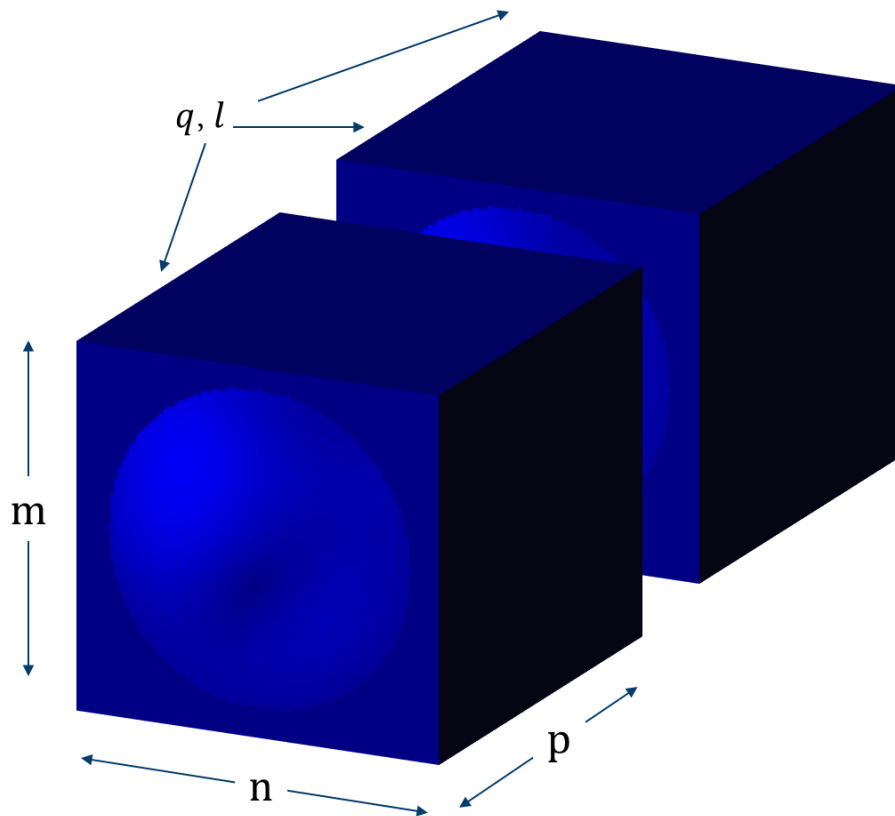
გადამცემი ველის რუქები გამოვთვალე სიმულაციური პროგრამით. მისი გამოსახულება პირობითად შერჩეული ჭრილისთვის, თორმეტივე არხზე ნაჩვენებია ნახაზი 39-ზე. აღნიშნულ სურათზე ჩანს რომ პირველიდან მეექვსე არხის ჩათვლით მაგნიტური ველის დონე თითქმის ნულის ტოლია მთელს არეზე, ხოლო მეშვიდედან მეთორმეტე არხის ჩათვლით მაგნიტური ველის მნიშვნელობები მკვეთრად გამოხატულია. ამის მიზეზი არის რომ პირველიდან მეექვსე არხის ჩათვლით მიეკუთვნებიან პირველ რიგს, ხოლო მეშვიდედან მეთორმეტე არხის ჩათვლით მეორე რიგს, ხოლო შერჩეული ჭრილი მოთავსებულია მეორე რიგში. რადგან დაშორება მეორე რიგის არხებიდან პირველი რიგის არხებამდე დიდია, ამიტომ პირველი არხის

რიგებიდან გავრცელებული რადიოსიხშირული ველი თითქმის ვერ აღწევს იმ შრეებში რომელიც მეორე რიგის არხებთანაა განთავსებული.

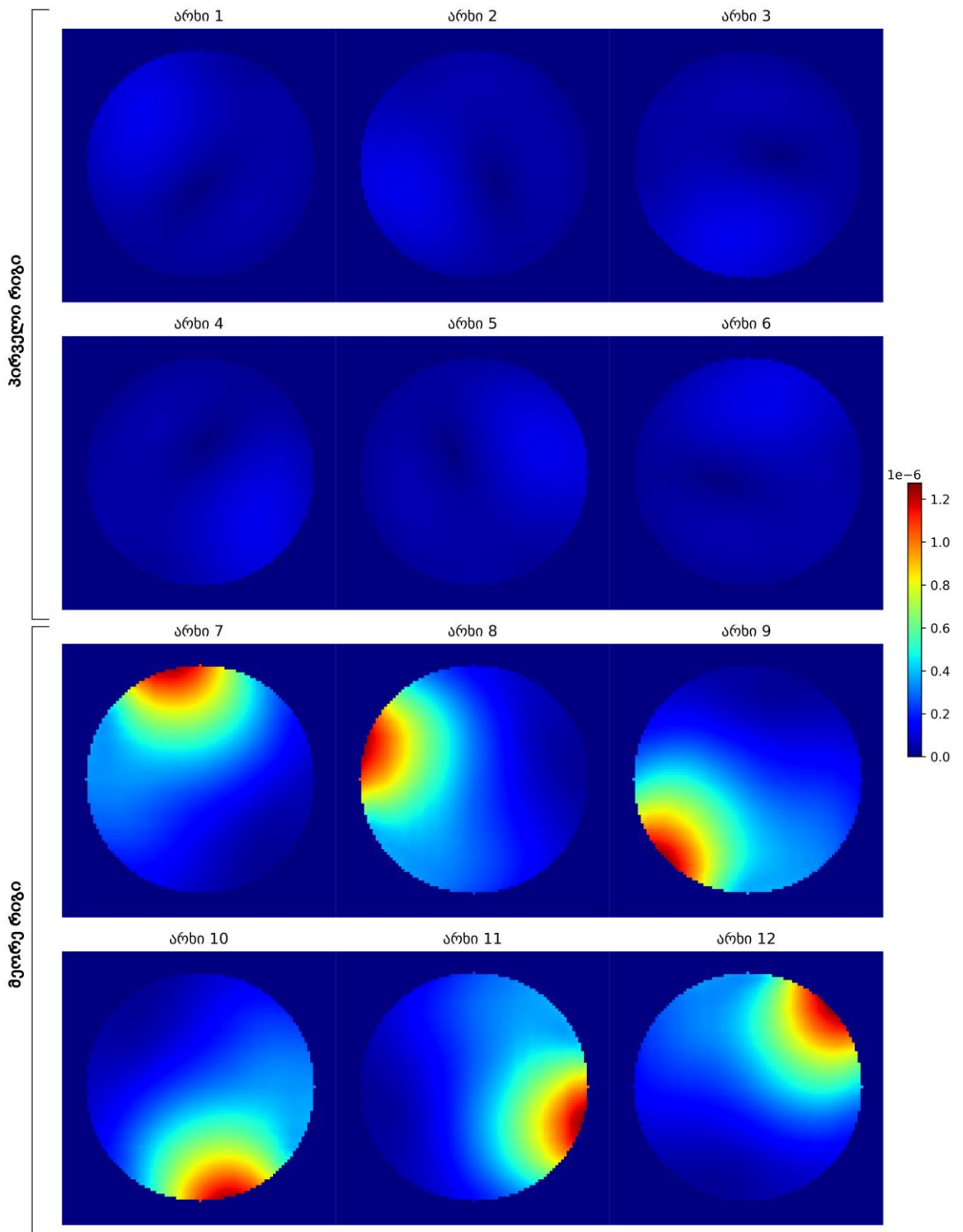
ამ შემთხვევაში საშუალო კვადრატული გადახრა გამოთვლილია შემდეგი ფორმულით:

$$MSE_{q,l} = \frac{1}{m \times n \times p} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{k=0}^{p-1} [b_q(i, j, p) - b_l(i, j, p)]^2 \quad (29)$$

სადაც 27-ე განტოლებისგან განსხვავებით დამატებულია p კომპონენტი სამგანზომილებიანი მონაცემის შემოტანისას.

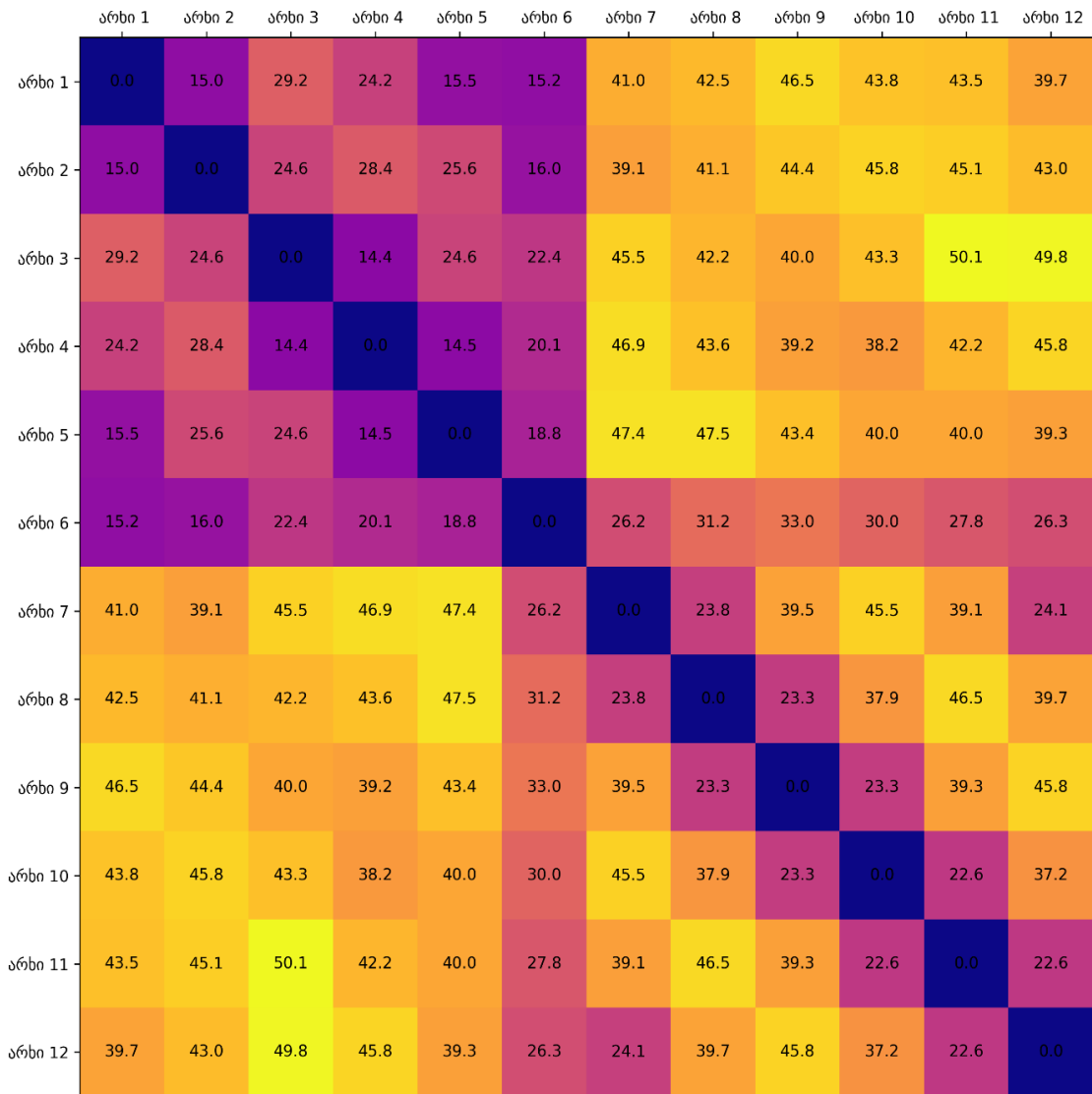


ნახაზი 38: საშუალო კვადრატული ცდომილების გამოთვლისათვის საჭირო არგუმენტები სამგანზომილებიანი მონაცემებისთვის



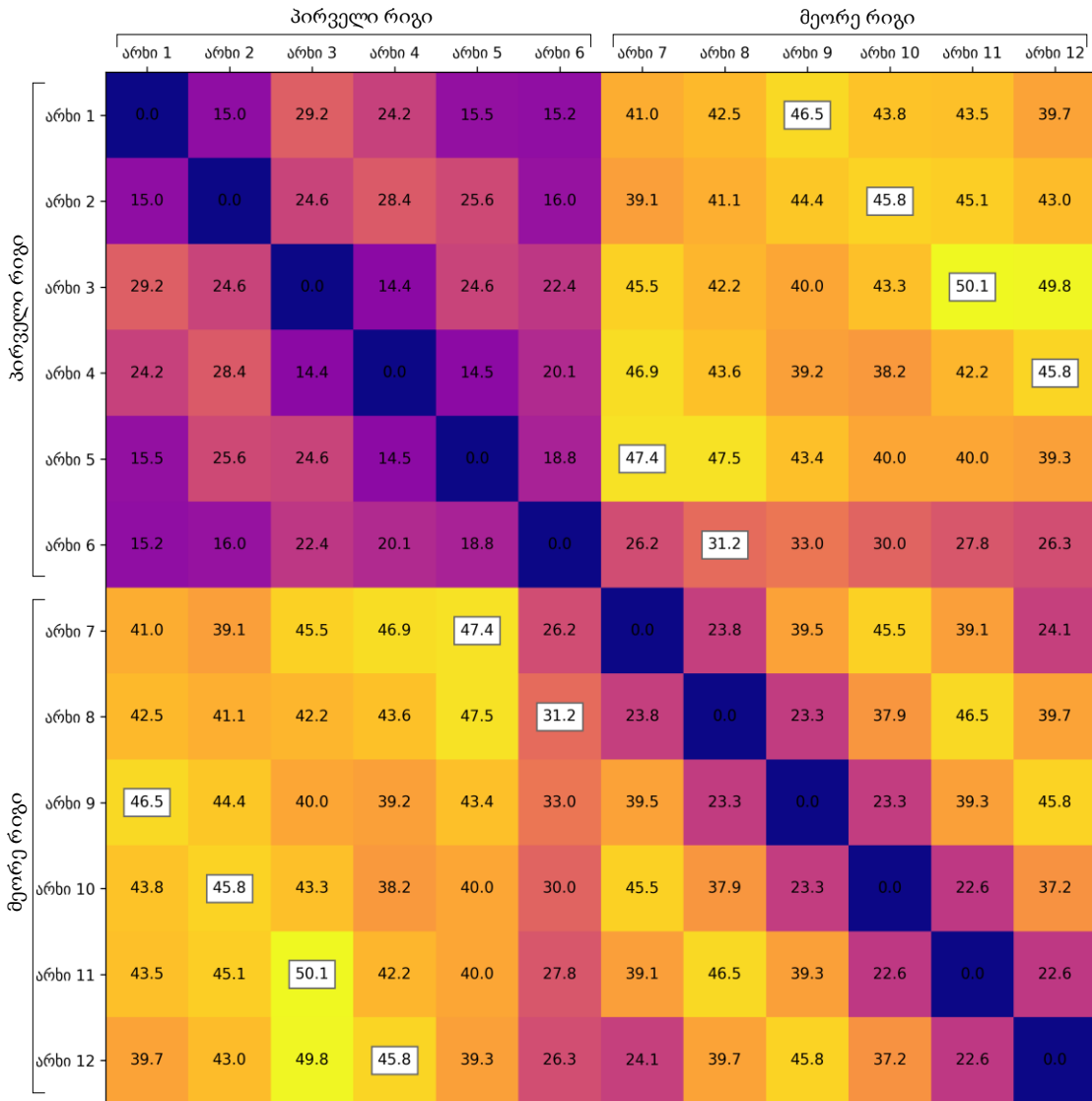
ნახაზი 39: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის გადამცემი რადიოსიხშირული ველის მაგნიტური კომპონენტის რუკები თითოეული არხისათვის პირობითად შერჩეული ჭრილისთვის

ორრიგიანი თორმეტარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის საშუალო კვადრატული ცდომილობების მნიშვნელობები თითოეულ არხს შორის წარმოდგენილია ნახაზი 40-ზე:



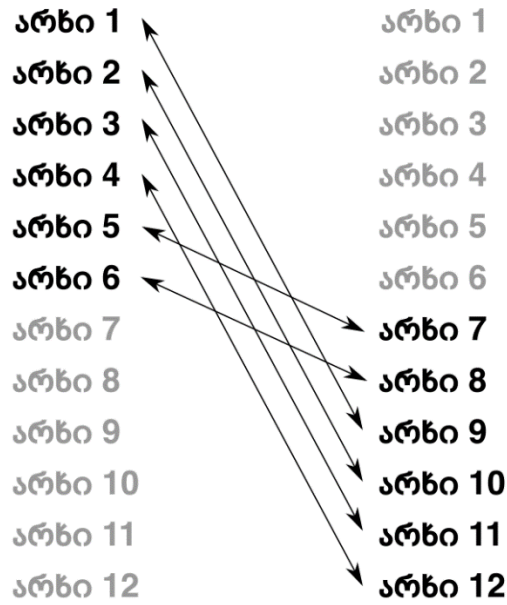
ნახაზი 40: ექვსარხიანი თორმეტარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენის საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობები ($\times 10^{15}$) თითოეულ არხს შორის სრული მოცულობისთვის

აღნიშნულ მონაცემებზე Kuhn-Munkers-ის ალგორითმის შედეგად ოპტიმალური წყვილების შერჩევისას, მიღებული შედეგები ნაჩვენებია ნახაზი 41-ზე, სადაც თეთრი მართკუთხედით მონიშნულია მიღებული არხების წყვილები.



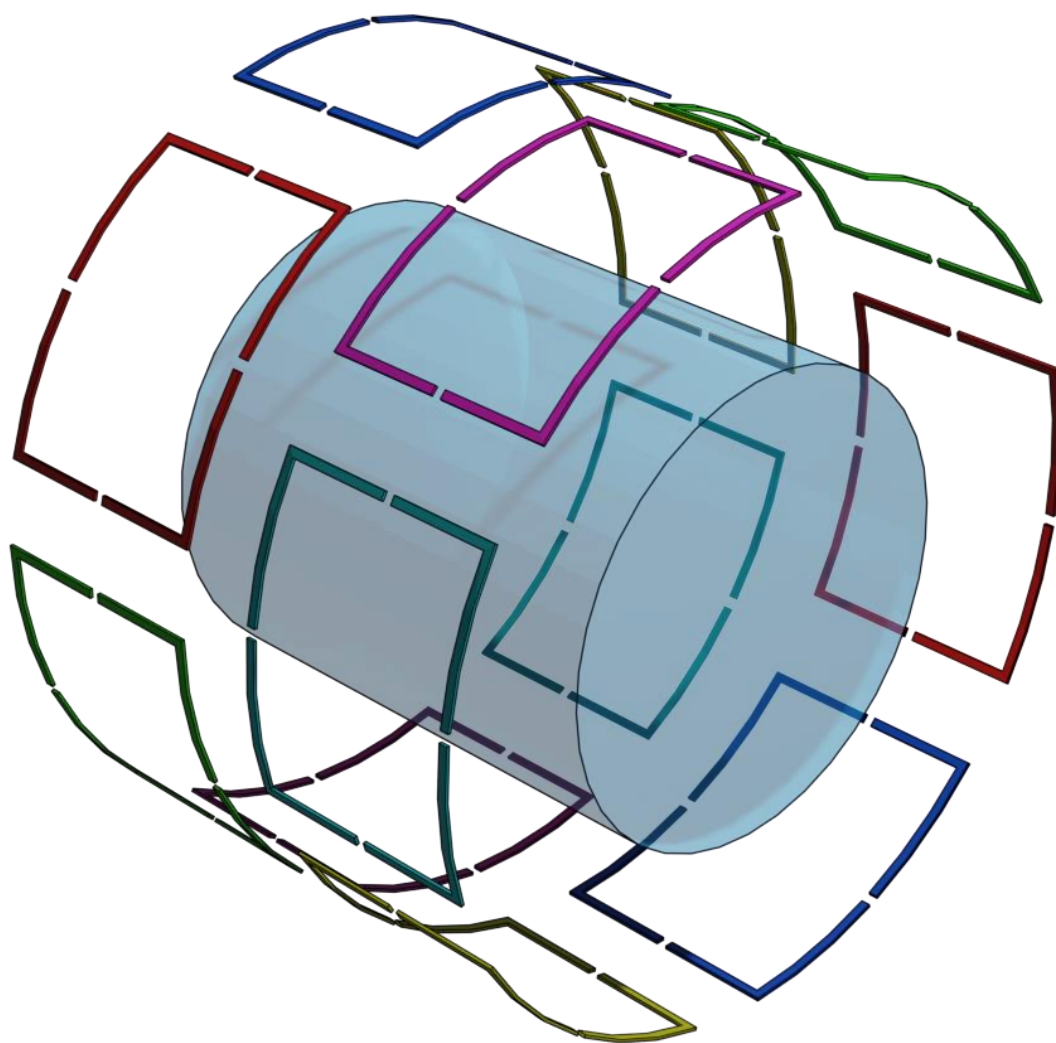
ნახაზი 41: შერჩეული წყვილები (მინიმალური თეთრი მართკუთხედებით) ექსპარხიანი ორრიგანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის

მიღებული შედეგების მიხედვით, ყველაზე ოპტიმალური წყვილები თორმეტარხიანი ორრიგანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის ნაჩვენებია (ნახაზი 42).

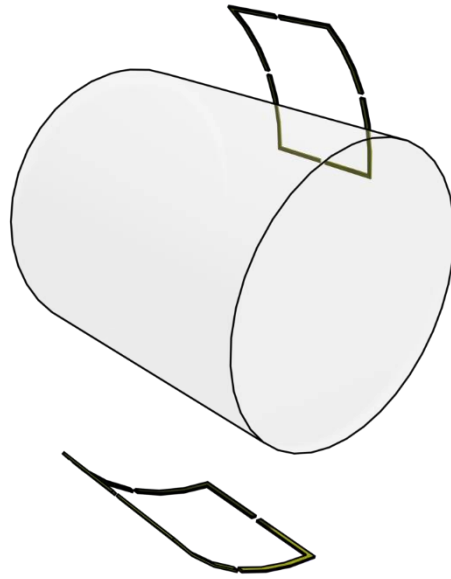


ნახაზი 42: Kuhn-Munkers-ის ალგორითმის შედეგად მიღებული წყვილები თორმეტარხიანი ორრიგანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის

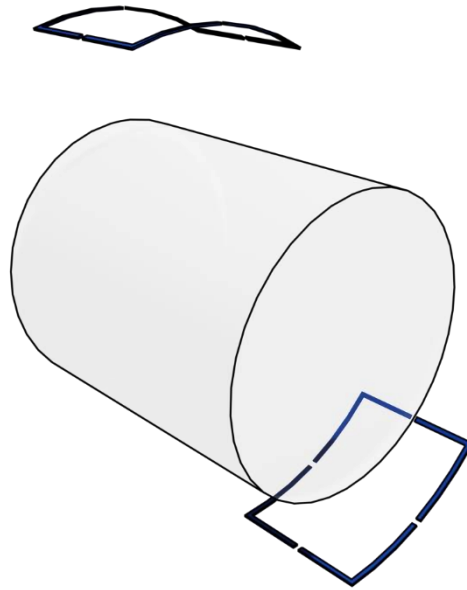
მიღებული შედეგები გრაფიკულად ნაჩვენებია ნახაზი 43-ზე, სადაც საერთო ფერებით მონიშნულია დაწყვილებული არხები. აღნიშნულიდან ჩანს რომ დასაწყვილებელი არხები არიან ერთმანეთის მოპირდაპირე მხარეს და განსხვავებულ რიგში.



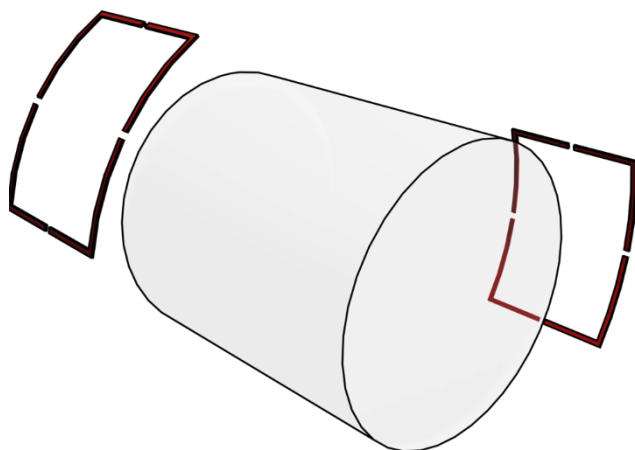
ნახაზი 43: თორმეტარხიანი ორრიგიანი პარალელურად გადამცემი ანტენა, სადაც ერთი და იგივე ფერით მონიშნულია დაწყვილებული არხები



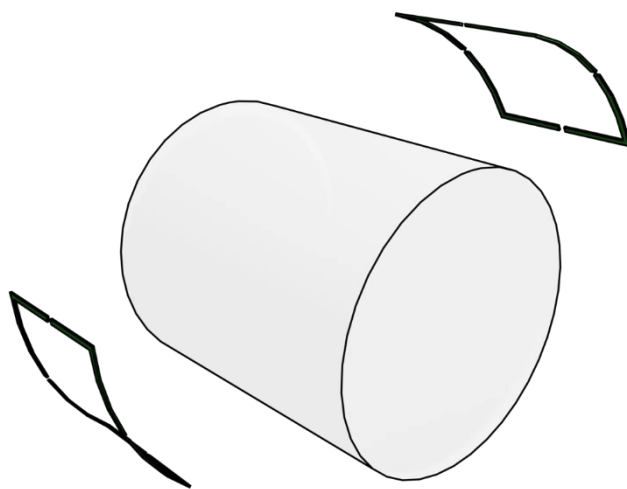
ნახაზი 44: შერჩეული წყვილი N1 - არხი 1 და არხი 9



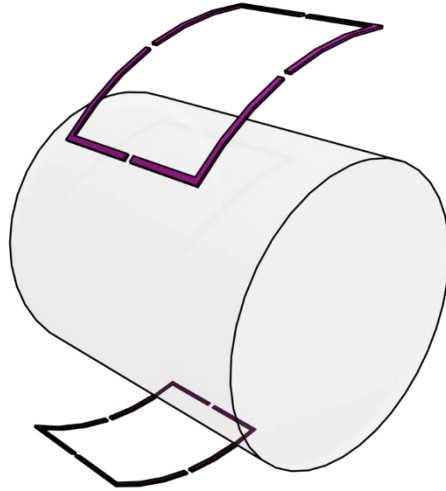
ნახაზი 45: შერჩეული წყვილი N2 - არხი 2 და არხი 10



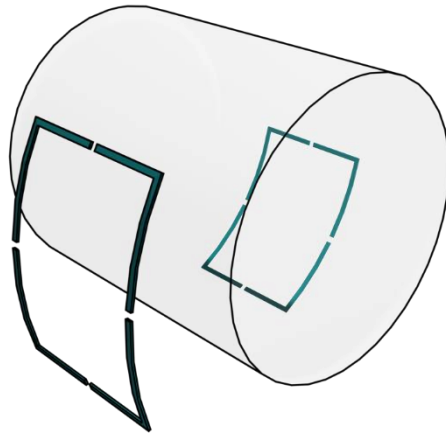
ნახაზი 46: შერჩეული წყვილი N3 - არხი 3 და არხი 11



ნახაზი 47: შერჩეული წყვილი N4 - არხი 4 და არხი 12



ნახაზი 48: შერჩეული წყვილი N5 - არხი 5 და არხი 7



ნახაზი 49: შერჩეული წყვილი N6 - არხი 6 და არხი 8

1.9 შედეგების განსჯა

ნაშრომში განხილული მეთოდოლოგია წარმოადგენს პარალელურად გადამცემი სისტემის გამარტივების შესაძლებლობას მაგნტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. მაგალითისთვის მოყვანილია ორი განსხვავებული პარალელურად გადამცემი ანტენა, რომელებიც შეიცავენ ჩარჩოსებრ ანტენის ელემენტის ტიპებს. პირველი ანტენისთვის, რომელიც ერთრიგიანია და ექვსი გადამცემი არხისგან შედგება, შერჩეულია ორი ჭრილი რომელზეც კვლევაა ჩატარებული. ხოლო მეორე ანტენისთვის, რომელიც ორი რიგისაგან და თორმეტი გადამცემი არხისგან შედგება, შედეგების განსამტკიცებლად კვლევა ჩატარებულია მთლიან მოცულობაზე. კვლევის მთავარ პარამეტრს წარმოადგენს გადაცემული რადიოსიხშირული იმპულსის მაგნიტური ველის კომპონენტი (B_1^+). პარალელურად გადამცემი ანტენების შემოღების მთავარი მიზეზი სწორედ B_1^+ ველის ფორმირების მეტი შესაძლებლობა იყო, თუმცა მისი ინტეგრაცია გარკვეულ სიძნელებებს უკავშირდება.

შემოთავაზებული მეთოდოლოგია, რომელიც ემყარება გადამცემი არხების დაწყვილებას, იყენებს Kuhn-Munkers-ის ალგორითმს წყვილების შესარჩევად. აღნიშნული ალგორითმი საშუალებას იძლევა შეირჩეს ისეთი წყვილები, რომელთაც ყველაზე ნაკლები თანაკვეთა, ანუ ყველაზე დიდი საშუალო კვადრატული გადახრის მნიშვნელობა აქვთ.

აღნიშნულმა მეთოდოლოგიამ წარმატებით შეარჩია წყვილები როგორც ერთრიგიანი ექვსარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისათვის, ასევე ორრიგიანი თორმეტარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენისთვის. აღსანიშნავია რომ აღნიშნული დაწყვილების მეთოდოლოგია არის უნივერსალური და შესაძლებელია მისი გამოყენება როგორც ჩარჩოსებრი ტიპის ანტენის ელემენტებისათვის, ასევე დიპოლური, მიკროფენიანი ზოლის ან შერეული ტიპებისათვის. ასევე შესაძლებელია ნებსმიერი ფორმისა და გეომეტრიული განლაგების მქონე ელემენტების გამოყენებაც. აღნიშნული მეთოდოლოგიის ტიპი საშუალებას იძლევა

ალგორითმი შეიცვალოს ისე, რომ შესაძლებელი იყოს არა მხოლოდ ორი არხის დაწყვილება, არამედ სამი ან მეტი არხის დაკავშირებაც, რომელიც მეტად შეამცირებს ეფექტური არხების რაოდენობას. თუმცა, ამისათვის საჭირო იქნება კვლევაში გამოყენებული Kuhn-Munkers-ის ალგორითმის სათანადო მოდიფიკაცია და დამატებითი გამოთვლების ჩატარება მიღებული გამოსახულების ხარისხის ცვლილების შესაფასებლად. აღნიშნულიდან გამომდინარე შეგვიძლია განვსაზღვროთ რომ კვლევაში წარმოდგენილი მეთოდოლოგია წარმოადგენს თავისუფლების ხარისხის კონტროლის მექანიზმს.

1.10 ტექნიკური მონაცემები

ამ ქვეთავში წარმოდგენილია კვლევის დროს გამოყენებული ტექნოლოგიები და ის ტექნიკური დეტალები, რომლითაც ხასიათდება კვლევაში გამოყენებული თითოეული კომპონენტი.

კვლევაში გამოყენებული ექსპარხიანი ერთრიგის ანტენის გარე დიამეტრი არის 280 მმ; ჩარჩოსებრი ანტენის ელემენტის სისქე - 1 მმ; ანტენის ელემენტის ზოლის სიგანე - 3 მმ; ანტენის ელემენტის სიმაღლე - 200 მმ; ანტენის ელემენტებს შორის სივრცე - 30 მმ; ელექტრო კომპონენტებისთვის საჭირო სივრცე - 4მმ; წყლის ფანტომის დიამეტრი - 160 მმ; წყლის ფანტომის სიმაღლე - 180 მმ.

კვლევაში გამოყენებული თორმეტარხიანი ორრიგის ანტენის მონაცემები იდენტურია პირველი ობიექტისა, გარდა ანტენის ელემენტის სიმაღლისა რომელიც ამ შემთხვევაში წარმოადგენს 85 მმ-ს, და ორ რიგს შორის წანაცვლებისა, რომელიც არის 30°.

ნაშრომში განხილული მონაცემები დათვლილია Matlab და Python პროგრამირების ენების გარემოში. სიმულაციები აგებულია CST Studio Suite 2020 გარემოში. გრაფიკული გამოსახულებები აგებულია Python პროგრამირების ენის გამოყენებით.

1.11 კვლევის განვითარების შესაძლებლობები

ნაშრომში წამოჭრილი მეთოდოლოგიის განვითარებისთვის შესაძლებელია დამატებითი სამუშაოების ჩატარება. ჩატარებული კვლევის შედეგები ცხადყოფს რომ აღნიშნული ტექნიკა მკვეთრად ამარტივებს პარალელურად გადამცემი ანტენების საჭიროებებს. პარალელურად გადამცემი სისტემები წარმოადგენ ინტერდისციპლინარულ დარგს და მათ კლინიკური კვლევებში აპრობაციისათვის საჭიროა სხვადასხვა მიმართულების სპეციალისტების ჩართულობა.

კვლევის მომდევნო ეტაპზე რეკომენდირებულია შეირჩეს პარალელურად გადამცემი ანტენა, რომლისთვისაც განისაზღვრება პარალელურად მართვის მათემატიკური მოდელი, რომლებიც სიახლეს არ წარმოადგენს და ფართოდაა დანერგილი.

სიმარტივისთვის თავდაპირველად შესაძლებელია კვლევები ჩატარდეს მხოლოდ ერთ შრეზე, რისთვისაც საკმარისია სხივისებრი მეთოდის გამოყენება. ასევე უნდა შეირჩეს B_+^1 რუქების აგების არსებული ტექნიკებიდან ერთერთი და განისაზღვროს თითოეული არხის რუქა ცალ-ცალკე. კვლევისათვის უნდა შეირჩეს ფანტომი, მაგალითად წყლით სავსე ცილინდრული ჭურჭელი, რომელშიც სხვადასხვა ფორმის ხელოვნური ბოჭკო იქნება განთავსებული. სტანდარტული პროტოკოლის მიხედვით აიგება B_+^1 რუქები და ფანტომის გამოსახულება პარალელურად გადამცემი ანტენის მეშვეობით. B_+^1 რუქების დაედარება ერთმანეთს კვლევაში განხილული მათემატიკური მოდელის საშუალებით და შეირჩევა დასაწყვილებელი არხები.

შერჩეული არხების დაწყვილების შესაძლებლობა იქნება როგორც ფიზიკურად ანტენებში არხების ერთმანეთთან დაკავშირებით, ასევე მათემატიკური მოდელის განსაზღვრისას, სასურველი არხების ერთ კომპონენტად წარმოდგენით. დაწყვილების შემდეგ შესაძლებელი იქნება ასევე სტანდარტული პარალელურად გადამცემი პროტოკოლების გამოყენება, თუმცა ამ შემთხვევაში 2-ჯერ შემცირებული პარალელურად გადამცემი არხებისათვის.

გამოსახულების წარმოება უნდა მოხდეს ერთსადაიმთხვე ფანტომის ერთი და იგივე შრეზე. მიღებული გამოსახულებები უნდა დადარდეს ერთმანეთს, განისაზღვროს მსგავსებები და სხვაობები და რეკომენდირებულია იგივე ექსპერიმენტი ჩატარდეს რამდენიმეჯერ, ფანტომის სხვადასხვა შრეზე და ანტენის სხვადასხვა არხების

დაწვილებისას, რათა მეტად გამოიკვეთოს თავდაპირველად შერჩეული წვილების ეფექტურობა.

დასკვნა

ნაშრომში განხილული მეთოდოლოგია წარმოადგენს პარალელურად გადამცემი სისტემის გამარტივების შესაძლებლობას მაგნტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. მიღებული შედეგები წარმოდგენლია დასკვნების სახით:

- ნაშრომში წარმოდგენილი მეთოდოლოგია არის უნივერსალური და მისი გამოყენება შესაძლებელია ნებისმიერი ტიპის ანტენის ელემენტებისათვის, როგორცაა მაგალითად ჩარჩოსებრი დიპოლური, მიკროფენიანი ზოლის, მათი შერეული თუ სხვა ტიპებისათვის.
- აღნიშნული მეთოდოლოგიის გამოყენება შესაძლებელია ნებისმიერი ფორმისა და გეომეტრიული განლაგების მქონე ანტენის ელემენტებისათვის;
- ნაშრომში დამუშავებული მათემატიკური მოდელი იძლევა მაქსიმალურად განსხვავებული წყვილების შერჩევის შესაძლებლობას;
- წარმოდგენილი მეთოდოლოგიის ტიპი საშუალებას იძლევა ალგორითმი შეიცვალოს ისე, რომ შესაძლებელი იყოს არა მხოლოდ ორი არხის დაწყვილება, არამედ სამი ან მეტი არხის დაკავშირებაც, რომელიც მეტად შეამცირებს არხების რაოდენობას და შესაბამისად მათ საჭიროებებს.

მეთოდოლოგიის სპეციფიკიდან გამომდინარე გასათვალისწინებელია რამდენიმე ფაქტორი რომელიც რეკომენდაციის სახითაა წარმოდგენილი:

- კენტი რაოდენობის მქონე არხებისათვის წარმოდგენილი მეთოდოლოგიის გამოყენებისას უმჯობესია ერთ-ერთი არხის განცალკევება და პროცესის შემდგომ წარმართვა;
- შესაძლებელია აღნიშნული მეთოდოლოგიის განმეორებით გამოყენება დამატებით გამარტივებისთვის, თუმცა ამ

შემთხვევაში სასურველია პარალელურად გადამცემი არხების რაოდენობა არ იყოს მცირე;

- აღნიშნული მეთოდოლოგიის განმეორებით გამოყენებისას სასურველია შემოწმდეს გამარტივებული გზით მიღებული გამოსახულება, სტანდარტული გზით მიღებული გამოსახულების ერთ რომელიმე ჭრილზე საშუალო კვადრატული ცდომილების განსაზღვრით.

სადისერტაციო ნაშრომის შეჯამებისას მნიშვნელოვანია აღინიშნოს რომ წარმოდგენილი მეთოდოლოგია ზრდის ხელმისაწვდომობას პარალელურად გადამცემ სისტემებზე, გამარტივებული მეთოდოლოგიის საფუძველზე უმჯობესდება დრო და გამოთვლითი რესურსი.

გამოყენებული ლიტერატურა

1. Katscher U., Börnert P., Leussler C., Van Den Brink J.S. Transmit sense. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2003, 49, 1, 144–150.
2. Katscher U., Börnert P. Parallel RF transmission in MRI. *NMR Biomed. An Int. J. Devoted to Dev. Appl. Magn. Reson. vivo* 2006, 19, 3, 393–400.
3. Grissom W., Yip C., Zhang Z., Stenger V.A., Fessler J.A., Noll D.C. Spatial domain method for the design of RF pulses in multicoil parallel excitation. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2006, 56, 3, 620–629.
4. Zelinski A.C., Wald L.L., Setsompop K., Goyal V.K., Adalsteinsson E. Sparsity-enforced slice-selective MRI RF excitation pulse design. *IEEE Trans Med Imaging* 2008, 27, 9, 1213–1229.
5. Saekho S., Yip C., Noll D.C., Boada F.E., Stenger V.A. Fast-kz three-dimensional tailored radiofrequency pulse for reduced B1 inhomogeneity. *Magn. Reson. Med.* 2006, 55, 4, 719–724.
6. Yarnykh V.L. Actual flip-angle imaging in the pulsed steady state: A method for rapid three-dimensional mapping of the transmitted radiofrequency field. *Magn. Reson. Med.* 2007, 57, 1, 192–200.
7. Fautz H.-P., MW V., Gross P., AB K., Zhu Y. B1 Mapping of Coil Arrays for Parallel Transmission. *Proc Intl Soc Magn Reson Med* 2008, 16.
8. Cloos M.A., Boulant N., Luong M., Ferrand G., Giacomini E., Le Bihan D., et al. kT-points: short three-dimensional tailored RF pulses for flip-angle homogenization over an extended volume. *Magn. Reson. Med.* 2012, 67, 1, 72–80.
9. Gras V., Vignaud A., Amadon A., Le Bihan D., Boulant N. Universal pulses: A new concept for calibration-free parallel transmission. *Magn Reson Med* 2016.
10. Geldschläger O., Shao T., Henning A. Universal Parallel Transmit Pulse Design for Local Excitation. In: *Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB 2018* 2018.
11. Geldschläger O., Shao T., Henning A. Universal Parallel Transmit Pulse Design for 3-Dimensional Local-Excitation: A 9.4 T Simulation Study. In: *27th Annual Meeting and Exhibition of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM 2019)* 2019.

12. Eichfelder G., Gebhardt M. Local specific absorption rate control for parallel transmission by virtual observation points. *Magn. Reson. Med.* 2011, 66, 5, 1468–1476.
13. Elabyad I.A., Terekhov M., Lohr D., Stefanescu M.R., Baltes S., Schreiber L.M. A Novel Mono-surface Antisymmetric 8Tx/16Rx Coil Array for Parallel Transmit Cardiac MRI in Pigs at 7T. *Sci. Rep.* 2020, 10, 1, 3117.
14. Lakshmanan K., Cloos M., Brown R., Lattanzi R., Sodickson D.K., Wiggins G.C. The “Loopole” Antenna: A Hybrid Coil Combining Loop and Electric Dipole Properties for Ultra-High-Field MRI. *Concepts Magn. Reson. Part B, Magn. Reson. Eng.* 2020, 2020.
15. Vaughan J.T. Ultra high field MRI: high-frequency coils. In: *Ultra high field magnetic resonance imaging* Springer; 2006. p. 127–161.
16. Garwood M., Uğurbil K. RF pulse methods for use with surface coils: Frequency-modulated pulses and parallel transmission. *J. Magn. Reson.* 2018, 291, 84–93.
17. Kotetishvili K., Kelenjeridze M., Khechiashvili T. Use of dipole antenna in microwave radiometry. In: *5th International Conference “Nanotechnologies” 2018*. p. 1.
18. Kotetishvili K., Kelenjeridze M., Khechiashvili T. Use of Dipole Antenna in Microwave Radiometry. *J. Pharm. Appl. Chem.* 2019, 5, 2, 71–73.
19. Clément J.D., Gruetter R., Ipek Ö. A human cerebral and cerebellar 8-channel transceive RF dipole coil array at 7T. *Magn. Reson. Med.* 2019, 81, 2, 1447–1458.
20. Gang C., Cloos M., Wiggins G.C. An interleaved opposing monopole transmit-receive array for 7T brain imaging. In: *Proc 22nd Annual Meeting ISMRM, Milan 2014*.
21. Raaijmakers A.J.E., Luijten P.R., van Den Berg C.A.T. Dipole antennas for ultrahigh-field body imaging: a comparison with loop coils. *NMR Biomed.* 2016, 29, 9, 1122–1130.
22. Lee W., Cloos M., Sodickson D.K., Wiggins G.C. Parallel transceiver array design using the modified folded dipole for 7T body applications. In: *Proc 21st Annual Meeting ISMRM, Salt Lake City 2013*. p. 4367.
23. Lakshmanan K., Cloos M., Lattanzi R., Sodickson D.K., Novikov D., Wiggins G.C. The circular dipole. In: *Proceedings of the Joint Meeting ISMRM-ESMRMB, Milan, Italy 2014*.

24. Oezerdem C., Winter L., Graessl A., Paul K., Els A., Weinberger O., et al. 16-channel bow tie antenna transceiver array for cardiac MR at 7.0 tesla. *Magn. Reson. Med.* 2016, 75, 6, 2553–2565.
25. Steensma B., Andrade A.V.O., Klomp D.W., den Berg C.A., Luijten P.R., Raaijmakers A.J. Body imaging at 7 tesla with much lower SAR levels: an introduction of the snake antenna array. In: *Proceedings of the 24th Annual Meeting of ISMRM, Singapore* 2016. p. 395.
26. Wheeler H.A. Transmission-line properties of a strip on a dielectric sheet on a plane. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* 1977, 25, 8, 631–647.
27. Zhang X., Ugurbil K., Chen W. Microstrip RF surface coil design for extremely high-field MRI and spectroscopy. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2001, 46, 3, 443–450.
28. Adriany G., Gozubuyuk A., Auerbach E., de Moortele P.F., Andersen P., Vaughan T., et al. A 32 channel transmit/receive transmission line head array for 3D RF shimming. In: *Proc. of the 15th Intl. Soc. Magn. Reson. Med.* 2007. p. 168.
29. Ertürk M.A., Raaijmakers A.J.E., Adriany G., Ugurbil K., Metzger G.J. A 16-channel combined loop-dipole transceiver array for 7 Tesla body MRI. *Magn. Reson. Med.* 2017, 77, 2, 884–894.
30. Lattanzi R., Wiggins G.C., Zhang B., Duan Q., Brown R., Sodickson D.K. Approaching ultimate intrinsic signal-to-noise ratio with loop and dipole antennas. *Magn. Reson. Med.* 2018, 79, 3, 1789–1803.
31. Pruessmann K.P., Weiger M., Scheidegger M.B., Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn. Reson. Med.* 1999, 42, 5, 952–962.
32. Griswold M.A., Jakob P.M., Heidemann R.M., Nittka M., Jellus V., Wang J., et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn. Reson. Med.* 2002, 47, 6, 1202–1210.
33. Kotetishvili K., Kelenjeridze M. Overview of Parallel Imaging and Parallel Transmit techniques of the Magnetic Resonance Imaging. *J. Appl. Electromagn.* 2020, 22, 1.
34. კელენჯერიძე მ. წინასწარ განსაზღვრული მაგნიტური ველის ფორმირება პარალელურად გადამცემი ანტენების მეშვეობით მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. *Nano Stud.* 2020, 20, 31–36.
35. Clément J.D. Engineering Parallel Transmit/Receive Radio-Frequency Coil Arrays for Human Brain MRI at 7 Tesla [Lausanne]: EPFL; 2019.

36. Gudino N., Heilman J.A., Riffe M.J., Heid O., Vester M., Griswold M.A. On-coil multiple channel transmit system based on class-D amplification and pre-amplification with current amplitude feedback. *Magn. Reson. Med.* 2013, 70, 1, 276–289.
37. Mahmood Z., McDaniel P., Guérin B., Keil B., Vester M., Adalsteinsson E., et al. General design approach and practical realization of decoupling matrices for parallel transmission coils. *Magn. Reson. Med.* 2016, 76, 1, 329–339.
38. Stang P.P., Zanchi M.G., Kerr A., Pauly J.M., Scott G.C. Active coil decoupling by impedance synthesis using frequency-offset cartesian feedback. In: *Proceedings of the 19th Annual Meeting of ISMRM* 2011. p. 332.
39. Kerr A.B., Grissom W.A., Stang P., Scott G.C., Pauly J.M. B1 mapping and parallel excitation using vector decoupling. In: *Proceedings 17th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 2009. p. 2618.
40. Chu X., Yang X., Liu Y., Sabate J., Zhu Y. Ultra-low output impedance RF power amplifier for parallel excitation. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2009, 61, 4, 952–961.
41. Kurpad K.N., Wright S.M., Boskamp E.B. RF current element design for independent control of current amplitude and phase in transmit phased arrays. *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng. An Educ. J.* 2006, 29, 2, 75–83.
42. Heilman J.A., Riffe M.J., Heid O., Griswold M.A. High power, high efficiency on-coil current-mode amplifier for parallel transmission arrays. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2007, 171.
43. Gudino N., Heilman J.A., Riffe M.J., Flask C.A., Griswold M.A. 7T current-mode class-D (CMCD) RF power amplifier. In: *Proceedings of the 17th Annual Meeting of ISMRM* 2009.
44. Larkman D.J., Nunes R.G. Parallel magnetic resonance imaging. *Phys. Med. Biol.* 2007, 52, 7, R15.
45. Lee R.F., Giaquinto R.O., Hardy C.J. Coupling and decoupling theory and its application to the MRI phased array. *Magn. Reson. Med.* 2002, 48, 1, 203–213.
46. Jevtic J. Ladder networks for capacitive decoupling in phased-array coils. *Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med.* 2001, 9, 17.
47. Avdievich N.I. Transceiver-phased arrays for human brain studies at 7 T. *Appl. Magn. Reson.* 2011, 41, 2–4, 483–506.

48. Hoffmann J., Henning A., Giapitzakis I.A., Scheffler K., Shajan G., Pohmann R., et al. Safety testing and operational procedures for self-developed radiofrequency coils. *NMR Biomed.* 2016, 29, 9, 1131–1144.
49. Wang Z., Lin J.C., Mao W., Liu W., Smith M.B., Collins C.M. SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI. *J. Magn. Reson. Imaging An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2007, 26, 2, 437–441.
50. Collins C.M., Liu W., Wang J., Gruetter R., Vaughan J.T., Ugurbil K., et al. Temperature and SAR calculations for a human head within volume and surface coils at 64 and 300 MHz. *J. Magn. Reson. Imaging An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2004, 19, 5, 650–656.
51. Deshmane A., Gulani V., Griswold M.A., Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* 2012, 36, 1, 55–72.
52. Robson P.M., Grant A.K., Madhuranthakam A.J., Lattanzi R., Sodickson D.K., McKenzie C.A. Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2008, 60, 4, 895–907.
53. Moeller S., Xu J., Auerbach E.J., Yacoub E., Ugurbil K. Signal leakage (L-factor) as a measure for parallel imaging performance among simultaneously multi-slice (SMS) excited and acquired signals. In: *Proceedings of the 20th Annual Meeting of ISMRM, Melbourne, Australia* 2012.
54. Wu X., Schmitter S., Auerbach E.J., Moeller S., Ugurbil K., de Moortele P.-F. Simultaneous multislice multiband parallel radiofrequency excitation with independent slice-specific transmit B1 homogenization. *Magn. Reson. Med.* 2013, 70, 3, 630–638.
55. Sbrizzi A., Hoogduin H., Lagendijk J.J., Luijten P., Sleijpen G.L.G., van den Berg C.A.T. Time efficient design of multi dimensional RF pulses: application of a multi shift CGLS algorithm. *Magn. Reson. Med.* 2011, 66, 3, 879–885.
56. Heidemann R.M., Özsarlak Ö., Parizel P.M., Michiels J., Kiefer B., Jellus V., et al. A brief review of parallel magnetic resonance imaging Vol. 13, *European Radiology*. Springer; 2003. p. 2323–2337.
57. Hoffmann A., Faber S.C., Werhahn K.J., Jäger L., Reiser M. Electromyography in MRI - First recordings of peripheral nerve activation caused by fast magnetic field gradients. *Magn. Reson. Med.* 2000, 43, 4, 534–539.
58. Bloch F. Nuclear induction. *Phys. Rev.* 1946, 70, 7–8, 460.

59. Pauly J., Nishimura D., Macovski A. A k-space analysis of small-tip-angle excitation. *J. Magn. Reson.* 1989, 81, 1, 43–56.
60. Glover G.H., Hayes C.E., Pelc N.J., Edelstein W.A., Mueller O.M., Hart H.R., et al. Comparison of linear and circular polarization for magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson.* 1985, 64, 2, 255–270.
61. Barker G.J., Simmons A., Arridge S.R., Tofts P.S. A simple method for investigating the effects of non-uniformity of radiofrequency transmission and radiofrequency reception in MRI. *Br. J. Radiol.* 1998, 71, 841, 59–67.
62. Griswold M., Kannengiesser S., Muller M., Jakob P. Autocalibrated accelerated parallel excitation (transmit-GRAPPA). In: *Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM 2005*. p. 2435.
63. Setsompop K., Alagappan V., Gagoski B., Witzel T., Polimeni J., Potthast A., et al. Slice-selective RF pulses for in vivo B inhomogeneity mitigation at 7 tesla using parallel RF excitation with a 16-element coil. *Magn. Reson. Med. An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2008, 60, 6, 1422–1432.
64. Malik S.J., Keihaninejad S., Hammers A., Hajnal J. V. Tailored excitation in 3D with spiral nonselective (SPINS) RF pulses. *Magn. Reson. Med.* 2012, 67, 5, 1303–1315.
65. Poser B.A., Anderson R.J., Guérin B., Setsompop K., Deng W., Mareyam A., et al. Simultaneous multislice excitation by parallel transmission. *Magn. Reson. Med.* 2014, 71, 4, 1416–1427.
66. Mooiweer R., Sbrizzi A., Visser F., den Berg C.A.T., Luijten P.R., Hoogduin H. High resolution imaging of the hippocampus with spatially selective excitation and a reduced FOV readout at 7T. In: *Proceedings of the 21st Annual Meeting ISMRM 2013*.
67. Moser E., Laistler E., Schmitt F., Kontaxis G. Ultra-High Field NMR and MRI—The Role of Magnet Technology to Increase Sensitivity and Specificity. *Front. Phys.* 2017, 5, AUG, 33.
68. Hoult D.I., Richards R.E. The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment. *J. Magn. Reson.* 1976.
69. Vaughan J.T., Garwood M., Collins C.M., Liu W., Delabarre L., Adriany G., et al. 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magn. Reson. Med.* 2001.

70. Gruetter R., Weisdorf S.A., Rajanayagan V., Terpstra M., Merkle H., Truwit C.L., et al. Resolution Improvements in in Vivo ¹H NMR Spectra with Increased Magnetic Field Strength. *J. Magn. Reson.* 1998.
71. Webb A.G., Collins C.M. Parallel transmit and receive technology in high-field magnetic resonance neuroimaging. *Int. J. Imaging Syst. Technol.* 2010.
72. Niesporek S.C., Nagel A.M., Platt T. Multinuclear MRI at Ultrahigh Fields Topics in Magnetic Resonance Imaging. 2019.
73. Duyn J.H. The future of ultra-high field MRI and fMRI for study of the human brain NeuroImage. 2012.
74. Pohmann R., Speck O., Scheffler K. Signal-to-Noise Ratio and MR Tissue Parameters in Human Brain Imaging at 3, 7, and 9.4 Tesla Using Current Receive Coil Arrays.
75. Robitaille P.-M., Abduljalil A.M., Kangarlu A., Zhang X., Yu Y., Burgess R., et al. Human magnetic resonance imaging at 8 T. *NMR Biomed. An Int. J. Devoted to Dev. Appl. Magn. Reson. Vivo* 1998, 11, 6, 263–265.
76. Collins C.M., Liu W., Schreiber W., Yang Q.X., Smith M.B. Central brightening due to constructive interference with, without, and despite dielectric resonance. *J. Magn. Reson. Imaging An Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 2005, 21, 2, 192–196.
77. Ipek Ö. Radio-frequency coils for ultra-high field magnetic resonance. *Anal. Biochem.* 2017, 529, 10–16.
78. Hoult D.I. Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. *J. Magn. Reson. Imaging* 2000, 12, 1, 46–67.
79. van Osch M.J.P., Webb A.G. Safety of ultra-high field MRI: what are the specific risks? *Curr. Radiol. Rep.* 2014, 2, 8, 61.
80. Kotetishvili K., Kelenjeridze M. Simplifying parallel transmit coils by selectively pairing the channels Vol. 23, *Journal of Applied Electromagnetism.* 2021.
81. James Munkers. Algorithms for the Assignment and Transportation Problems. *J. Soc. Ind. Appl. Math.* 1957, 5, 1, 32–38.
82. Kuhn H.W. Variants of the hungarian method for assignment problems. *Nav. Res. Logist. Q.* 1956, 3, 4, 253–258.
83. Kuhn H.W. The Hungarian method for the assignment problem. *Nav. Res. Logist. Q.* 1955, 2, 1–2, 83–97.

84. EdmondsJack, M. K. Theoretical Improvements in Algorithmic Efficiency for Network Flow Problems. *J. ACM.* 1972, 19, 2, 248–264.