

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი  
ელენე იორდანიშვილი

კვლევის ახალი მეთოდების განვითარება თავის ტვინის ტრავმული  
დაზიანებებისას

წარმოდგენილია დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად  
სადოქტორო პროგრამა საინჟინრო ფიზიკა  
შიფრი 0404

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი  
თბილისი, 0175, საქართველო  
2018 წელი

საავტორო უფლება © 2018 წელი ელენე იორდანიშვილი

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი  
ინფორმატიკისა და მართვის სისტემების ფაკულტეტი,

ჩვენ, ქვემოთ ხელისმომწერნი ვადასტურებთ, რომ გავცანით  
ელენე იორდანიშვილის მიერ შესრულებულ სადისერტაციო ნაშრომს  
დასახელებით: **კვლევის ახალი მეთოდების განვითარება თავის ტვინის  
ტრავმული დაზიანებებისას** და ვამღებთ რეკომენდაციას საქართველო  
ტექნიკური უნივერსიტეტის -----  
საუნივერსიტეტო სადისერტაციო საბჭოში მის განხილვას დოქტორის  
აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად

თარიღი: \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_ 2018 წელი

ხელმძღვანელი: პროფ. ქეთევან კოტეტიშვილი

რეცენზენტი: \_\_\_\_\_

რეცენზენტი: \_\_\_\_\_

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

2018 წელი

ავტორი: ელენე იორდანიშვილი

დასახელება: კვლევის ახალი მეთოდების განვითარება თავის ტვინის

ტრავმული დაზიანებებისას

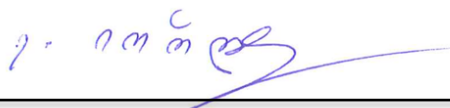
სადოქტორო პროგრამა: საინჟინრო ფიზიკა

ხარისხი: დოქტორის აკადემიური ხარისხი საინჟინრო ფიზიკაში

სხდომა ჩატარდა:

-----

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



---

ავტორის ხელმოწერა

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

ავტორი ირწმუნება, რომ ნაშრომში გამოყენებული საავტორო უფლებებით დაცულ მასალებზე მიღებული 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.

**ვუძღვნი ჩემს მშობლებსა და ძმას დიდი სიყვარულით !!!**

## რეზიუმე

მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ) ფართოდ გავრცელებული, სამედიცინო, სადიაგნოსტიკო მეთოდია, რომელიც ეფუძნება ფიზიკის ფუნდამენტურ პრინციპებს. დღესდღეობით კლინიკებსა და საავადმყოფოებში გამოიყენება ხარისხობრივი მრტ, რომელიც ნაწილობრივ მოკლებულია ობიექტურობას. ამასთანავე, ხანგრძლივი დროის განმავლობაში მსოფლიოს სხვადასხვა კუთხეში მიმდინარე მეცნიერული და კლინიკური კვლევების შედეგად დაგროვილმა მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებების (მრგ) დიდი მოცულობის მონაცემთა ბაზამ, დააყენა ამ მასალების სისტემატიზაციის, ობიექტური შედარებისა და შეფასების საჭიროება, რათა მიღებული ყოფილიყო მართებული და სარწმუნო დასკვნები. სწორედ ამიტომ, 21-ე საუკუნის დასაწყისში წარმოიშვა ახალი დარგი - რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია.

რაოდენობრივ მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის ძირითად მეთოდებს მიეკუთვნება რელაქსომეტრია და ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია. ეს უკანასკნელი ინფორმაციას გვაძლევს გამოსაკვლევი ქსოვილის ფორმასა და მოცულობაზე. რელაქსომეტრიის, ისევე როგორც ხარისხობრივი მრტ-ს ძირითად ბიოფიზიკურ პარამეტრებს წარმოადგენენ T1, T2 რელაქსაციის დროები და მრ ხილული თავისუფალი წყლის შემცველობა, რომელიც აგრეთვე შეუბოჭავი წყალბადის ატომბირთვების კონცენტრაციას ასახავს. ადამიანის ორგანიზმში თითოეულ ქსოვილს, თავისი შემადგენლობისა და სტრუქტურულიდან გამომდინარე მისთვის დამახასიათებელი შესაბამისი რელაქსაციის დროები გააჩნია და სწორედ ეს გვაძლევს საშუალებას მოვახდინოთ მათი რაოდენობრივი ანალიზი. ეს კი შესაბამისად, ზრდის მეთოდის სიზუსტეს. უფრო მეტი დამაჯერებლობითაა შესაძლებელი ჯანმრთელი ქსოვილების ერთმანეთისაგან დიფერენცირება, აგრეთვე პათოლოგიური პროცესების აღმოჩენა, მათი ხასიათისა და ბუნების დადგენა და დროში განვითარებაზე დაკვირვება.

რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის ხარისხობრივთან შედარებით აშკარა უპირატესობის მიუხედავად, მისი გამოყენება დღესდღეობით მაინც სხვადასხვა სამეცნიერო ცენტრებითა და კლინიკური კვლევებით შემოიფარგლება. ამის მიზეზს კი გამოსახულებების დამუშავების დიდი დრო, რაოდენობრივი რუკების მისაღებად გამოყენებული მიმდევრობების პარამეტრების სპეციფიურობა, სიზუსტე, აგრეთვე თვითონ მრ აპარატის მაღალი ხარისხი და მონაცემები (მაგალითად ძლიერი გრადიენტული კოჭები) წარმოადგენს. იმისათვის რომ დაჩქარდეს რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებების მიღების მეთოდის კლინიკურ მედიცინაში დანერგვა, აუცილებელია მრ ფიზიკის განვითარება და დახვეწა.

წარმოდგენილი კვლევის მიზანი იყო სწორედ რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდების გაცნობა, მიმოხილვა და მათი საშუალებით თავის ტვინის სხვადასხვა დაავადებების შესწავლა, პათოლოგიური პროცესების, მაგალითად თავის ტვინის ტრავმული დაზიანების, მრ ბიოფიზიკური პარამეტრებით დახასიათება და შესაბამისად ამ მეთოდის კლინიკურ მედიცინაში გამოყენების გაადვილება და ხელშეწყობა.

მოცემული ნაშრომი შეიძლება ეფექტურად დაიყოს ორ: თეორიულ და პრაქტიკულ ნაწილად. თეორიული ნაწილის ფარგლებში განხორციელდა ლიტერატურაში არსებული რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული მეთოდების, კერძოდ რელაქსომეტრიისა და ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის (ვზმ) მიმოხილვა, პრინციპების აღწერა, გამოყენებული მიმდევრობების, მათი დადებითი და უარყოფითი მხარეების დახასიათება და ბოლოს, არსებული კლინიკური კვლევების გაცნობა. ნაშრომის პრაქტიკული ნაწილი მიემდვნა უშუალოდ გერმანიის იულიხის კვლევითი ცენტრის ნეირომეცნიერებისა და მედიცინის ინსტიტუტ-4ში არსებული რაოდენობრივი მრტ მეთოდებით გაზომვების ჩატარებას ფანტომებსა და ჯანმრთელ მოხალისეებზე. აგრეთვე ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიით გამოკვლეული იქნა თავის ტვინის ერთერთი ყველაზე გავრცელებული პათოლოგიის - ქალა-ტვინის ტრავმები. კერძოდ, ვზმ ანალიზით შეფასებული იქნა თავის ტვინის ტრავმული დაზიანების ქირურგიული მეთოდის კრანოტომიის გავლენა კორტიკალურ სისქეზე.

კვლევის თეორიულ ნაწილში ცალცალკე არის განხილული რაოდენობრივი წყლის შემცველობის, T1, T2 და T2\* მისაღებად გამოყენებული მიმდევრობები, აგრეთვე ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის ძირითადი ეტაპები და საჭირო პარამეტრები. პრაქტიკული ნაწილში ჩატარებული გაზომვებით მიღებული შედეგები შეესაბამება წინა მკვლევარების მიერ დაფიქსირებულ მონაცემებს და აგრეთვე ემთხვევა ფანტომის პარამეტრების მნიშვნელობებს, რაც ადასტურებს მეთოდის მაღალ სიზუსტეს. კერძოდ ჩვენს მიერ გაზომილი ადამიანის თავის ტვინის მრ პარამეტრები იყო შემდეგი: რუხი ნივთიერება: T1 = 1522 ± 128 მილიწამი (მწ), T2\* = 58 ± 17 მწ; H20 = 80 ± 0.4 მწ. თეთრი ნივთიერება: T1 = 1100 ± 80 მწ, T2\* = 50 ± 9 მწ; H20 = 70 ± 0.3 მწ.

ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის შედეგად გამოვლინდა რომ ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე იმ პაციენტების კორტიკალური სისქე, რომელთაც ჩატარებული ქონდათ კრანოტომია უფრო ნაკლები იყო, ვიდრე კრანოტომიის გარეშე. აგრეთვე ძირითადი ატროფიის კერები გამოვლინდა მარჯვენა თხემის წილის წინა სოლის და მარცხენა კეფის წილის ენისებრ ხვეულებში. თავის ტვინის ეს სტრუქტურები პასუხისმგებელია ეპიზოდურ და ვიზუალურ მეხსიერებაზე და შესაბამისად გარკვეულწილად ხსნის კოგნიტურ პრობლემებს ამ პათოლოგიის მქონე კოჰორტაში.

წინამდებარე სადისერტაციო ნაშრომი რომ შევაჯამოთ, შესწავლილი იქნა რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდები, რომელიც საკმაოდ აქტუალური თემაა როგორც საინჟინრო და სამედიცინო ფიზიკის, აგრეთვე ნეირომეცნიერებისა და მედიცინის დარგებისათვის. განხორციელდა პრაქტიკული გაზომვები მეთოდის სიზუსტის დასადგენად და აგრეთვე თავის ტვინის ნორმალური და პათოლოგიური სტრუქტურების შესასწავლად. მიღებული შედეგები კარგ შესაბამისობაშია ლიტერატურაში არსებულ მონაცემებთან. გამოკვლეული იქნა საკმაოდ საინტერესო და ძნელად მოსაპოვებელი პაციენტების კოჰორტა. დაფიქსირებული შედეგები ნათელს ჰფენს ამ პათოლოგიის კოგნიტურ ასპექტს, რომელიც კიდევ ერთხელ წარმოაჩენს რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის უპირატესობასა და გამოყენების პერსპექტივას კლინიკურ მედიცინაში.

## Resume

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a popular medical diagnostic method. It is based on the fundamental principles of physics. Nowadays, MRI methods used in the hospitals and clinics are qualitative and hence, subjective. Furthermore, the scientific and clinical MR research data are getting tremendous in number and require systematization, objective comparison and evaluation. So that, the results acquired, and conclusions made could be reliable and reproducible. Considering all the requirements, a new field of quantitative magnetic resonance imaging has developed at the beginning of the 21<sup>st</sup> century.

Relaxometry and voxel-based morphometry constitute the major parts of the quantitative MRI. The later gives information about the shape and the volume of the measured tissue. The main biophysical parameters of both qualitative and quantitative magnetic resonance imaging are the relaxations times: T1, T2, T2\* and MR visible free water content, which depicts the concentration of the free proton nuclei. Each tissue of the human body has its own characteristic values of those parameters, based on their composition and structure. Hence, giving the possibility to evaluate and investigate them quantitatively. Quantitative analyses increase the accuracy of the method and allow the differentiation among the healthy tissue types, as well as detecting the pathological processes with high sensitivity and specificity.

Even though, quantitative magnetic resonance imaging is superior to its qualitative counterpart, it is still used only in the scientific and clinical research. Long post-processing time, the very specific and careful selection of the sequences and their parameters, demanding MR hardware (for instance, strong gradient coils) are among the reasons, why quantitative MRI is not used in the clinical medicine yet. Development and refinement of the MR physics is necessary in order to accelerate this process.

The aim of the study is to get a deep insight into the already existing quantitative magnetic resonance imaging techniques and then use those methods to investigate different pathologies of the brain, in particular traumatic brain injury, and characterize them with the MR biophysical parameters.

The study can be effectively divided into two parts: theoretical and practical. Quantitative magnetic resonance imaging methods, in particular relaxometry and voxel-based morphometry, utilized sequences, their pros and cons have been reviewed in the frame of the first part. Additionally, existing clinical research using these methods has been analysed. The second practical part was dedicated to the actual measurement of the phantoms and healthy volunteers with quantitative MRI protocols. Furthermore, one of the most common brain pathologies, traumatic brain injury was investigated via voxel-based morphometry. In particular, we evaluated the influence of the craniotomy on the cortical thickness.



The major aspects of the voxel-based morphometry, T1, T2, T2\*, and the water content with the sequences required and their physical parameters are discussed in the theoretical part. The results of quantitative analyses from the practical part are in a good agreement with the values reported by different researchers. The phantom measurements also yield the values similar to the ground truth, which confirms the accuracy of the method. Furthermore, the quantitative parameters of the human brain tissue measured in this study are: grey matter: T1 = 1522 ± 128 millisecond (ms), T2\* = 58 ± 17 ms; H2O = 80 ± 0.4 ms. White matter: T1 = 1100 ± 80 ms, T2\* = 50 ± 9 ms; H2O = 70 ± 0.3 ms.

Voxel-based morphometry revealed the decreased cortical thickness in the craniotomy cohort of the traumatic brain injury compared to their counterparts without craniotomy. The major atrophied regions were the precuneus in the right parietal lobe and the lingual gyrus in the left occipital lobe. These regions of the brain are involved in the episodic memory retrieval and visual memory, hence explaining partly the cognitive disturbances in this cohort.

In conclusion, the state of the art quantitative magnetic resonance imaging techniques was studied in this thesis. The topic is quite important and hot topic not only in the engineering and medical physics, but for neuroscience and medicine as well. The measurements were conducted in order to assess the accuracy of the method. Healthy volunteers were investigated to obtain the normal brain tissue MR parameters. The results are in a good agreement with the literature. Furthermore, interesting and hard-to-obtain brain trauma cohort has been investigated and the reported results unravel the cognitive aspect of this pathology, which again speaks for the superiority of the quantitative imaging and opens the new perspectives with regard to implementation in the clinical medicine.

## შინაარსი

1. შესავალი	17
2. ლიტერატურის მიმოხილვა	22
2.1 ისტორიული ცნობები	22
2.2 მაგნიტური რეზონანსის ფენომენი, სპინი, ლარმორის სიხშირე	23
2.3 თავისუფალი ინდუქციის ვარდნა, გასწვრივი და განივი დამაგნიტება	26
2.4 მრ გამოსახულების მიღება და მიმდევრობები	29
2.4.1 ფურიეს გარდაქმნები და K სივრცე	30
2.4.2 მაგნიტურ-რეზონანსული მიმდევრობები და კონტრასტი	31
2.5 მაგნიტურ რეზონანსული აპარატის სახეები და აგებულება	36
2.6 ზეგამტარობის დაკარგვა: მაგნიტის ქვენჩი	39
3. კვლევა	41
3.1 რელაქსომეტრია: წყლის შემცველობის რუკები	41
3.2 რადენობრივი T1 გასწვრივი რელაქსაციის რუკები	54
3.3 რადენობრივი T2 განივი რელაქსაციის რუკები	71
3.4 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია	95
3.5 კვლევის მეთოდოლოგია	99
3.5.1 რელაქსომეტრია	99
3.5.1.1 2დ-2 წერტილის მეთოდი	100
3.5.1.2 3დ-2 წერტილის მეთოდი	103
3.5.2 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის მეთოდოლოგია	105
3.5.2.1 გამოსაკვლევი კოჰორტა და მისი აქტუალობა	105
3.5.2.2 მაგნიტურ-რეზონანსული მონაცემების გაზომვა	107
3.5.2.3 მონაცემთა დამუშავება და ანალიზი	107
4. კვლევის შედეგები და მათი განსჯა	110
4.1.1 რელაქსომეტრიის შედეგები ფანტომში	110

4.1.2 რელაქსომეტრიის შედეგები ინ ვივო-----	112
4.2 ვოქსელზე-დაფუძნებული მორფომეტრიის შედეგები-----	113
დასკვნა-----	116
გამოყენებული ლიტერატურის ნუსხა-----	118

## ცხრილებისა და სქემების ნუსხა

ცხრილი 1. მუდმივი და ზეგამტარი მაგნიტის დამახასიათებელი ნიშნები	37
ცხრილი 2. რაოდენობრივი პროტონის სიმკვრივის ანუ წყლის შემცველობის მისაღებად გამოყენებული მიმდევრობების ძირითადი პარამეტრები	51
ცხრილი 3. თავის ტვინის (ცერებრალური) ქსოვილების პარამეტრები	92
ცხრილი 4. 2დ-2 წერტილის მეთოდში გამოყენებული მიმდევრობები და მათი მრ პარამეტრები	102
ცხრილი 5. 3დ-2 წერტილის მეთოდში გამოყენებული მიმდევრობები და მათი მრ პარამეტრები	104
ცხრილი 6. გამოსაკვლევი კოჰორტის დახასიათება	107
ცხრილი 7. კორტიკალური სისქე კრანოტომიის და მის გარეშე ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე პაციენტებში	108
ცხრილი 8. გაზომილი ლიტერატურაში არსებული ინ ვივო მონაცემები	113
სქემა 1. ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია და მისი ეტაპები	98
სქემა 2 . 2-დ-3-წერტილის მეთოდი	102
სქემა 3. 3-დ-2-წერტილის მეთოდი	104
სქემა 4. ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის ძირითადი ეტაპები	106

## ნახაზების/სურათების ნუსხა

სურათი 1. ღვიძლისმიერი ენცეფალოპათიის მქონე პაციენტების რაოდენობრივი და ხარისხობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებები-----	19
სურათი 2. 1/2 სპინის მაგალითი. მოდიფიცირებული-----	24
სურათი 3. ზეემანის ეფექტი-----	25
სურათი 4. წონასწორული დამაგნიტება მიმართული B0 ველის პარალელურად-----	26
სურათი 5. გადახრის კუთხე - $\alpha$ -----	27
სურათი 6. დამაგნიტების გასწვრივი და განივი კომპონენტი-----	27
სურათი 7. ა) T1 რელაქსაციის პროცესი, ბ) T2 რელაქსაციის პროცესი-----	28
სურათი 8. ფურიეს გარდაქმნების მაგალითი-----	31
სურათი 9. სპინ-ექო მიმდევრობა-----	32
სურათი 10. გრადიენტ-ექო მიმდევრობა-----	33
სურათი 11. გამეორებისა და ექოს დროის კომბინაციით მიღებული კონტრასტი-----	34
სურათი 12. არტეფაქტების სახეობა-----	35
სურათი 13. მაგნიტური ველი ნორმალურ პირობებში და მასში ობიექტის მოთავსებისას-----	36
სურათი 14. ზეგამტარი მაგნიტი-----	37
სურათი 15. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის აპარატის შემადგენელი ძირითადი ნაწილები-----	38
სურათი 16. გრადიენტ კოილებს საშუალებით სივრცული ინფორმაციის კოდირება ხდება x, y და z მიმართულებით-----	40
სურათი 17. პროტონის სიმკვრივის გამოსახულებები-----	43
სურათი 18. პროტონების მრ სიგნალის სამ ექსპონენციალური ვარდნის სიმბოლური გამოსახულება-----	46
სურათი 19. T1-დან წყლის შემცველობის მიღების და გრავიმეტრიული მეთოდის კორელაცია-----	49
სურათი 20. ა) განივი დამაგნიტების ვარდნა თავის ტვინის თეთრ ნივთიერებაში. ბ) T2 რელაქსაციის განაწილება ვარდნის მრუდისაგან-----	50

სურათი 21. წყლის სიგნალის დამოკიდებულება ტემპერატურაზე-----	50
სურათი 22. ა) ხარისხობრივი T1 მრ გამოსახულება. ბ) რაოდენობრივი T1 რუკა-----	55
სურათი 23. T1-ის დამოკიდებულება მაგნიტური ველის სიმძლავრეზე სხვადასხვა ქსოვილში-----	57
სურათი 24. ინვერსია-აღდგენის მიმდევრობა T1-ის გაზომვისათვის-----	58
სურათი 25. გასწვრივი დამაგნიტების შრის პროფილი-----	60
სურათი 26. ინვერსიული აღდგენის მრუდებს შორის განსხვავება-----	61
სურათი 27. სპინ ექო მიმდევრობა T1 რელაქსომეტრიისათვის-----	62
სურათი 28. ექო-სიბრტყივი გამოსახულების მიღება ინვერსიული აღდგენით-----	63
სურათი 29. მრავალსერიანი ინვერსიული აღდგენის ექო-სიბრტყივი გამოსახულებების მიღების მიმდევრობა-----	63
სურათი 30. ინვერსიული აღდგენის და სპინ ექო მიმდევრობების მონაცვლეობა-----	64
სურათი 31. ლუქ-ლოქერ მიმდევრობა-----	66
სურათი 32. T1 -ის ზუსტი გაზომვა TAPIR მიმდევრობით ლუქ-ლოქერის მეთოდით და მისი შედარება სპექტროსკოპიის შედეგებთან-----	66
სურათი 33. ჯამური დამაგნიტების ვექტორი $M_0$ პრეცესირებს $B_0$ -ს და $B_1$ -ის გასწვრივ. შესაბამისად გააჩნია z და xy კომპონენტი-----	73
სურათი 34. ატომბირთვები ფაზიდან გამოსვლა განივ სივრცეში-----	74
სურათი 35. გაზომილი სიგნალის ფურიეს გარდაქმნის შედეგად მიიღება ლორენციალის ფორმის მქონე სიხშირული კომპონენტი-----	75
სურათი 36. ორი ატომბირთვის მაგნიტური დიპოლური მომენტი სივრცეში დაახლოების დროს-----	76
სურათი 37. სპინ ექოს ფორმირება. $180^\circ$ მქონე რადიოსიხშირის ტალღის მოდება ხდება $90^\circ$ -ის RF ფაზაში-----	79
სურათი 38. სპინ ექო ექსპერიმენტის საშუალებით სიგნალის (ექოს) წარმოშობა TE ექოს დროის შემდეგ-----	80
სურათი 39. ექოს მატარებლის წარმოქმნა მიმდევრული $180^\circ$ -ის მქონე რადიოსიხშირის RF ტალღების მოდების შედეგად-----	81
სურათი 40. სპინ ექოს შექმნა კარ-პურსელ-მეიბომ-გილის მეთოდით-----	83

სურათი 41. თავის ტვინის კორონალური მრავალი ექოს მქონე T2 გამოსახულებები-----	86
სურათი 42. სიგნალი ექსპონენციალური ვარდნა-----	89
სურათი 43. მიელინის მომწიფების დიაგრამა-----	91
სურათი 44. რევოლვერ ფანტომი, რომელიც შეიცავს სხვადასხვა პროცენტული რაოდენობის მრ ხილულ წყალს და მისი რაოდენობრივი წყლის შემცველობის რუკა-----	110
სურათი 45. რევოლვერ ფანტომში არსებული და გაზომვის შედეგად მიღებული წყლის შემცველობის მნიშვნელობების შედარება-----	111
სურათი 46. ჯანმრთელი მოხალისის თავის ტვინი წყლის შემცველობის და T1 რაოდენობრივი რუკები-----	112
სურათი 47. თავის ტვინის სტრუქტურების წყლის შემცველობის ჰისტოგრამის ანალიზი-----	112
სურათი 48. მწვანე ფერით წარმოდგენილია კრანოტომიის ჯგუფი, ხოლო წითელით - მის გარეშე-----	113
სურათი 49. სტუდენტური t-ტესტის შედეგი ზედდებული მონრეალის ნევროლოგიური ცენტრის ატლასზე გამოსახავს ორ ჯგუფს შორის განსხვავებულ კლასტერს სოლის წინა ხვეულში-----	114

## გამოყენებული აბრევიატურის ნუსხა

დდმ - დეფორმაციაზე დაფუძნებული მორფომეტრია;

ვბმ - ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია;

მრ - მაგნიტურ-რეზონანსული;

მრგ - მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებები;

მრტ - მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია;

მწ - მილიწამი;

ტდმ - ტენზორზე დაფუძნებული მორფომეტრია.



ეს ნაშრომი იწერებოდა 3,5 წლის განმავლობაში 2015-დან 2018 წლამდე საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტისა (სტუ) და გერმანიის იულიხის კვლევითი ცენტრის მედიცინისა და ნეირომეცნიერების ინსტიტუტ 4-ის (ნმი-4) ბაზაზე. მინდა მაგალითად გამოვხატო ამ დაწესებულებებისა და მათში მომუშავე ადამიანებისადმი, რომლებიც ამ დროის განმავლობაში გვერდში მედგნენ. მათ გარეშე ეს ნაშრომი არ შედგებოდა! უპირველეს ყოვლისა, მადლობას ვუხდით ჩემს ხელმძღვანელს პროფესორ ქეთევან კოტეტიშვილს, რომელმაც დიდი ინტელექტუალური (დისკუსიები, კითხვები, რჩევები) და ფსიქოლოგიური წვლილი შეიტანა იმაში, რომ ჩემი ნაშრომი შემდგარიყო. მადლობას ვუხდით სტუ-ს საინჟინრო ფიზიკის დეპარტამენტს ამ ნაშრომის გაკეთების შესაძლებლობის მოცემისათვის, სემინარებზე საინტერესო კითხვებისა და დისკუსიებისათვის. აგრეთვე მადლობას ვუხდით ნმი-4-ის დირექტორ პროფესორ ჯონ შას, იმისათვის რომ საშუალება მომცა ამ კვლევის ნაწილი მის ინსტიტუტში განხორციელებულიყო. აქვე მინდა მაგალითად გამოვხატო ჩემი კოლეგების: მელისა შალის, მარკუს ზიმერმანის, რიკარდო ლუსაოს, დოქტორ ზაჰერ აბასის, დოქტორ ანა-მარია ოროს-პესკვენსის, დოქტორ კრიშტოფ ძიევიოლის, თამარ ხეჩიაშვილისა და ანა გოგიშვილის მიმართ, რომლებიც იღებდნენ მონაწილეობას კვლევის ჩატარებაში, ფანტომებისა და მოხალისეების გაზომვებში და ამასთანავე გვერდში მედგნენ პრობლემებისა და სიძნელების დროს. მადლიერებას გამოვხატავ შოთა რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერო ფონდის მიმართ ფინანსური მხარდაჭერისათვის დოქტურანტურის საგანმანათლებლო პროგრამის გრანტის No PhDF2016\_235, ამავე ფონდისა და გერმანიის იულიხის კვლევითი ცენტრის ერთობლივი საგანმანათლებლო პროგრამის კონკურსის 04/05-ის ფარგლებში. მადლობას ვუხდით ავერსის კლინიკის რადიოლოგიური დეპარტამენტის ექიმებს, რომელთა გარეშეც კვლევის კლინიკური ნაწილი ვერ განხორციელდებოდა. მადლობა ყველა, ვინც მხარდაჭერა გამოიჩინა ამ ნაშრომის კვლევისა და წერის დროს. ეს დიდი გამოცდილება იყო.

## 1. შესავალი:

კაცობრიობის განვითარების ისტორიაში ყოველ ინოვაციურ აღმოჩენას საფუძვლად უდევს მრავალი წლის შრომა ფუნდამენტურ მეცნიერებებში. სწორედ ასეთ მიგნებას წარმოადგენს მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ), რომელიც დღესდღეობით სულ უფრო და უფრო მეტი პოპულარობით სარგებლობს როგორც მსოფლიოს კლინიკებსა თუ საავადმყოფოებში, აგრეთვე ნეირომეცნიერების წამყვან კვლევით ცენტრებში და ემყარება ფიზიკისა და ქიმიის ფუნდამენტურ კანონებს. იგი დიაგნოსტიკის მაღალტექნოლოგიური, არაინვაზიური მეთოდია, რომელიც საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ და დავინახოთ ადამიანის ორგანიზმის სხვადასხვა ქსოვილები თუ ორგანოები იმ ვივო (*in vivo*), აგრეთვე მოვახდინოთ ამა თუ იმ პათოლოგიის დიაგნოსტიკა მაღალი სიზუსტით. ამავე დროს, მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია დღემდე რჩება სამედიცინო ფიზიკის ერთ-ერთ ყველაზე მნიშვნელოვანი კვლევისა და განვითარების საგანად. თუმცა როგორც ყველა გამოკვლევის მეთოდს, მასაც გააჩნია დადებითი და უარყოფითი მხარეები. მრტ-ს უპირატესობა მის არარადიაციულ ბუნებასა და მაღალინფორმაციული გამოსახულებების მიღებაში მდგომარეობს. ხოლო მისი უარყოფითი მხარე - შედარებით ხანგრძლივი გამოკვლევის დრო და მაღალი ფასია.

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია, რომელიც გამოიყენება მედიცინაში სადიაგნოსტიკო მიზნით, ეფუძვნება გამოსახულების ხარისხობრივ შეფასებას და დამოკიდებულია რადიოლოგის თვალზე; ანუ ექიმები ამა თუ იმ ქსოვილის უბნებს აფასებენ იზო-, ჰიპერ- ან ჰიპოინტენსიურად ეტალონი ქსოვილის მიმართ. შესაბამისად, ასეთი მსჯელობა ობიექტურობას მოკლებულია. თუმცა, აგრეთვე უნდა დავაფასოთ ექიმების ცოდნა და გამოცდილება, რომლებიც მრავალი წლის განმავლობაში ამა თუ იმ დაავადების დიაგნოზს სვავდნენ კლინიკური გასინჯვით, მაგალითად ფილტვების აუსკულტაციით, ან რენტგენის ფირზე ჩრდილების შეფასებით შეეძლოთ ანთების დიაგნოზის და ლოკალიზაციის

დადგენა. ამასთანავე, ხანგძლივი დროის განმავლობაში მსოფლიოს სხვადასხვა კუთხეში მიმდინარე მეცნიერული და კლინიკური კვლევების შედეგად დაგროვილმა მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებების (მრგ) დიდი მოცულობის მონაცემთა ბაზამ, მეცნიერები დააყენა დილემის წინაშე, რომ მომხდარიყო ამ მასალების სისტემატიზაცია, ობიექტური შედარება და შეფასება, რათა გამოტანილიყო მართებული და სარწმუნო დასკვნები. სწორედ ამიტომ, 21-ე საუკუნის დასაწყისში წარმოიშვა ახალი დარგი - რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია [1].

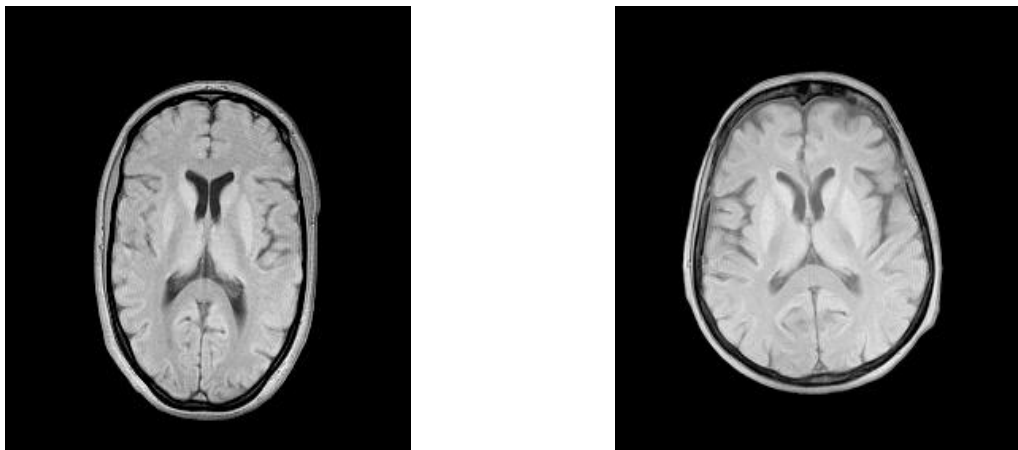
რაოდენობრივ მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში, ისევე როგორც ხარისხობრივ მრტ-ში ძირითად ბიოფიზიკურ პარამეტრებს წარმოადგენენ T1, T2 და პროტონის სიმკვრივის რელაქსაციის დროის გაზომვა. ადამიანის ორგანიზმში თითოეულ ქსოვილს, თავისი შემადგენლობისა და სტრუქტურიდან გამომდინარე მისთვის დამახასიათებელი შესაბამისი რელაქსაციის დროები გააჩნია და სწორედ ეს გვადლევს საშუალებას მოვახდინოთ როგორც ჯანმრთელი ქსოვილების ერთმანეთისაგან დიფერენცირება, აგრეთვე პათოლოგიური პროცესების აღმოჩენა, მათი ხასიათისა და ბუნების დადგენა და დროში განვითარებაზე დაკვირვება.

როგორც უკვე ავლინებით, ხარისხობრივი მრტ რადიოლოგის თვალზეა დამოკიდებული და შესაბამისად შეზღუდულია ობიექტურობაში. მაშინ როდესაც, რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია გამოსახულების თითოეული ვოქსელის ინტენსივობის დასახასიათებლად იყენებს რიცხვებს. შესაბამისად ეს მეთოდი საკუთარ თავში გულისხმობს მიუკერძოებლობას და საშუალებას გვადლევს მოვახდინოთ დაავადების უფრო ზუსტი და ადრეული დიაგნოსტიკა, აგრეთვე მსოფლიოს სხვადასხვა კუთხიდან მიღებული გამოსახულებების შედარება (რა თქმა უნდა აპარატის სიმძლავრე უნდა იყოს ერთი და იგივე).

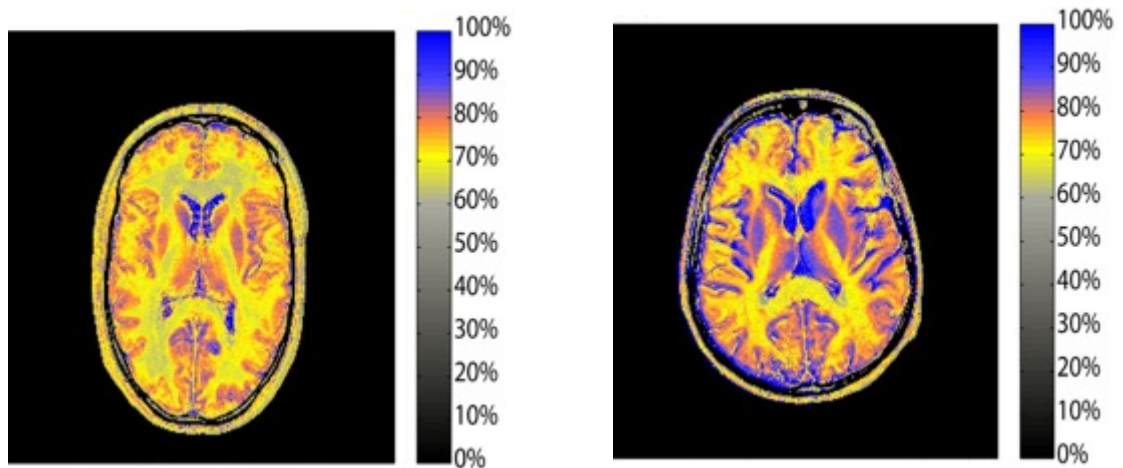
რაოდენობრივი მრტ-ს ხარისხობრივზე უპირატესობის დასამტკიცებლად განვიხილოთ ვიზუალური მაგალითი - ადამიანის თავის

ტვინის მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებებისა, რომლებიც ასახავენ ერთიდაიმავე დაავადების, კერძოდ ღვიძლისმიერი ენცეფალოპათიის, სიმბიძის სხვადასხვა ხარისხს (სურათი 1). ამ მაგალითიდან ნათლად ჩანს, რომ რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებებიდან დამაჯერებლად შეგვიძლია დაავადების ხარისხის განსხვავება, თავის ტვინის სხვადასხვა სტრუქტურებში მომატებულ პროტონის სიმკვრივეზე დაყრდნობით, მაშინ როდესაც ხარისხობრივ მრტ-ზე გულისყურით დაკვირვების შემდეგაც კი რთულია ამ დასკვნის გამოტანა.

ა)



ბ)



სურათი 1. მარცხენა სვეტში წარმოდგენილია ღვიძლისმიერი ენცეფალოპათიის 0 ხარისხის მქონე პაციენტის თავის ტვინის მრგ, ხოლო მარჯვენა სვეტში - ღვიძლისმიერი ენცეფალოპათიის მე-2 ხარისხის მქონე პაციენტის მრგ. ა) რიგში წარმოდგენილია დაავადების ხარისხობრივი პროტონის სიმკვრივის მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებები, ხოლო ბ) რიგში შესაბამისი რაოდენობრივი მრტ

სურათები. მაჯვენა გვერდზე არსებული სკალა ასახავს პროტონების პროცენტულ შემცველობას ვოქსელში [2-4].

რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის ნათელი უპირატესობის მიუხედავად, მისი გამოყენება დღესდღეობით მაინც სხვადასხვა სამეცნიერო ცენტრებითა და კლინიკური კვლევებით შემოიფარგლება. ისმის კითხვა თუ რა არის ამის მიზეზი? საქმე იმაშია, რომ რაოდენობრივი მრ გამოსახულებების ანუ რუკების მიღება გაცილებით მეტ დროსთან და პოსტ-პროცესინგთან არის დაკავშირებული. მაგალითად, ზუსტად უნდა იყოს ცნობილი მრტ აპარატის პარამეტრები, როგორცაა მიმღების და გადამცემის ძაბვა, მიმღევრობების გადახრის კუთხე და მათი სივრცული ცვალებადობა. ეს კი დაკავშირებულია როგორც მრტ ფიზიკის განვითარებასა და დახვეწასთან, აგრეთვე შესაბამისი პროგრამული უზრუნველყოფის შექმნასთან. მრავალი მეცნიერი ფიზიკის, ქიმიის, ინჟინერიისა თუ მედიცინის დარგიდან საერთო ძალებით ცდილობს ამ წინააღმდეგობის გადალახვას და რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის სადიაგნოსტიკო მეთოდად დანერგვას კლინიკებსა თუ საავადმყოფოებში [1].

წარმოდგენილი კვლევის მიზანი არის სწორედ რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდების გაცნობა, მიმოხილვა და მათი საშუალებით თავის ტვინის სხვადასხვა დაავადებების შესწავლა, პათოლოგიური პროცესების მრ ბიოფიზიკური პარამეტრებით დახასიათება, რათა მოხდეს ამ მეთოდის კლინიკურ მედიცინაში გამოყენების გაადვილება და ხელშეწყობა.

თავის ტვინი წარმოადგენს ადამიანის ყველაზე მნიშვნელოვან ორგანოს. იგი აკონტროლებს თითქმის ყველა ორგანოთა სისტემების მუშაობას. მაგალითად თავის ტვინის ღეროში მოთავსებულია ისეთი სასიცოცხლო ფუნქციის ცენტრები, როგორცაა სუნთქვისა და კარდიოვასკულური, ხოლო დიდი ჰემისფეროების ქერქი განაგებს მოტორულ და სენსორულ ფუნქციებს. იგი განაპირობებს პიროვნების ინდივიდუალიზმს. აქ ხდება ქმედებების დაგეგმა და აზრების წარმოშობა.

სწორედ ამიტომ, ნებისმიერი დაავადება, რომელიც იწვევს თავის ტვინის ნორმალური სტრუქტურისა და ფუნქციის დარღვევას, მნიშვნელოვნად აქვეითებს ადამიანის ცხოვრების ხარისხს და შესაძლოა ფატალური შედეგითაც კი დამთავრდეს. განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია ისეთი პათოლოგიები (მაგალითად ქალა-ტვინის ტრავმები), რომლებიც ადამიანს სოციალურ-ეკონომიკურ პრობლემას წარმოადგენს. სწორედ ამიტომ მოცემული კვლევის საგანს წარმოადგენს თავის ტვინის პათოლოგიების რადიონობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიით შესწავლა, რათა მოხდეს მათი სწრაფი და ზუსტი დიაგნოსტიკა, შესაბამისად მკურნალობა და გამოსავლის გაუმჯობესება.

არსებობს რადიონობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის სხვადასხვა მეთოდები. მაგალითად, T1, T2, T2\* და პროტონის სიმკვრივის რელაქსომეტრია, ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია, დიფუზურ-ტენზორული და კურტოზის გამოსახულებები, მაგნეტიზაციის ტრანსფერის პარამეტრები (Magnetization Transfer parameters) და მაგნიტური მგრძობელობის რუკები (Quantitative Susceptibility Mapping). დარგის სიდიდის გამო წარმოდგენილი კვლევა მოიცავს პირველი ორი მეთოდის მიმოხილვას, დახვეწასა და მათ გამოყენებას თავის ტვინის სხვადასხვა პათოლოგიების დასახასიათებლად [1].

## 2. ლიტერატურის მიმოხილვა:

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია თანამედროვე მაღალტექნოლოგიური და მაღალინფორმაციული სამედიცინო სადიაგნოსტიკო მეთოდია, რომელიც ეფუძნება ბირთვულ-მაგნიტური რეზონანსის ფენომენს. მიუხედავად მრტ-ს არარადიაციული ბუნებისა, სიტყვა “ბირთვული” ცუდ ასოციაციას იწვევდა ხალხის ფენებში და სწორედ ამიტომ, ამოღებული იქნა გამოკვლევის მეთოდის დასახელებიდან. სანამ უშუალოდ დეტალებს შევხებოდეთ, განვიხილოთ მიღწევები ისტორიაში, რომლებმაც დასაბამი დაუდო ამ მეთოდის განვითარებას და დღემდე მოიყვანა იგი [5,6].

### 2.1 ისტორიული ცნობები:

ბირთვულ-მაგნიტური რეზონანსის მოვლენა მოლეკულებში პირველად აღმოაჩინა ისიდორ რაბიმ 1938 წელს, რისთვისაც მას 1944 წელს ნობელის პრემია მიენიჭა. 1946 წელს ფელიქს ბლოხმა და მილზ პარსელმა ერთმანეთისაგან დამოუკიდებლად უკვე თხევად და მყარ სხეულებში აღმოაჩინეს მაგნიტური რეზონანსის მოვლენა და ისინიც 1952 წელს ნობელის პრემიით დაჯილდოვდნენ ფიზიკის დარგში [7].

1950-იანი წლებიდან 1970 წლამდე ბირთვულ-მაგნიტური რეზონანსი ვითარდებოდა და ფიზიკური და ქიმიური მოლეკულური ანალიზისათვის გამოიყენებოდა [5,6].

აღსანიშნავია, რომ 70-იან წლებში არა მედიკოსების, არამედ სწორედ რომ ფიზიკოსების და ქიმიკოსების მიერ ქვეყნდებოდა ნაშრომები, რომლებშიც აღნიშნავდნენ, რომ მაგნიტურ-რეზონანსულ მოვლენაზე დაფუძნებით შესაძლებელი იყო ცოცხალი ორგანიზმიდან განსაზღვრული გამოსახულების მიღება. 1971 წელს რეიმონდ ვაჰან დამადიანმა აღმოაჩინა, რომ სხვადასხვა ბიოლოგიურ ქსოვილს განსხვავებული რელაქსაციის დრო ჰქონდა და შემოგვთავაზა მაგნიტურ-რეზონანსის მედიცინაში გამოყენება.

აგრეთვე მას ეკუთვნის ადამიანის მთლიანი სხეულის პირველი მრტ გამოსახულება. 1975 წელს ერნსტმა წარმოადგინა მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდი, რომელშიც იყენებდა ფაზურ და სიხშირულ კოდირებას. 1991 წელს ერნსტს ბირთვულ მაგნიტურ რეზონანსისა და მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიაში მიღწევებისათვის მიენიჭა ნობელის პრემია ქიმიის დარგში. 1993 წელს კი ოგავამ წარმოადგინა ადამიანის თავის ტვინის ფუნქციური მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის გამოსახულება, რომელიც ემყარება სისხლის ჟანგბადის გაჯერების დონეზე დამოკიდებულ კონტრასტს (BOLD) [7].

ეს მოკლე ისტორიული მიმოხილვა ცხადყოფს მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის მნიშვნელობას თანამედროვე მეცნიერებაში. დღეისათვისაც მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია რადიოლოგიის ახალგაზრდა, განვითარებად დარგს წარმოადგენს. იგი დიდი პოპულარობით სარგებლობს კლინიკურ მედიცინასა თუ სამეცნიერო კვლევებში. ახლა განვიხილოთ მისი ფიზიკური ასპექტები.

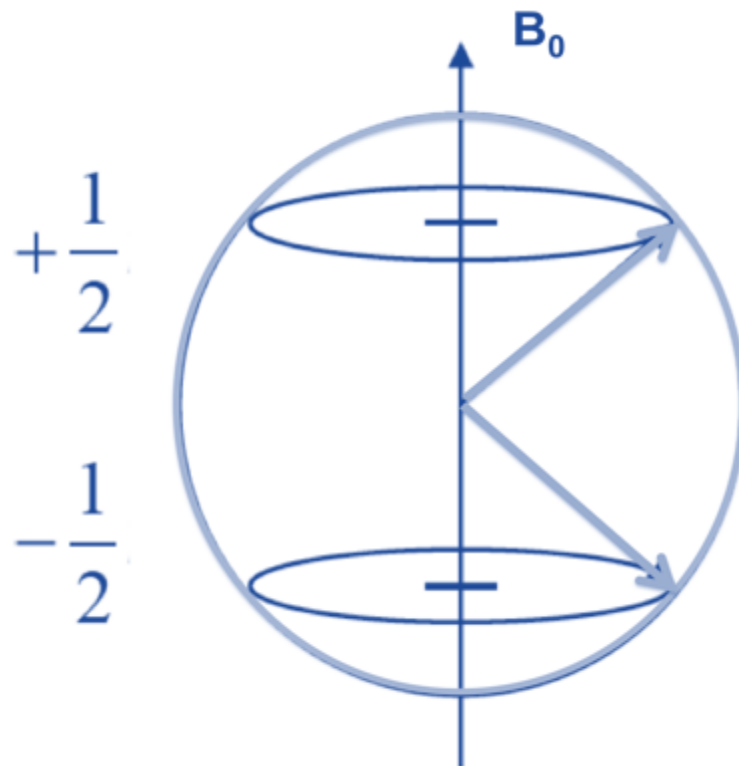
## **2.2 მაგნიტური რეზონანსის ფენომენი, სპინი, ლარმორის სიხშირე**

როგორც უკვე ავღნიშნეთ, მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის გამოსახულებების სიგნალის მიღება ეფუძვნება ბირთვულ მაგნიტური რეზონანსის მოვლენას, რომელიც წარმოადგენს ფიზიკურ ფენომენს, როდესაც კონკრეტული ქიმიური ელემენტების ატომბირთვების ძლიერ სტატიკურ მაგნიტურ ველში მოთავსებისას, მათ გაუჩნდებათ დამაგნიტება, ხოლო მათზე რადიოსიხშირული ტალღის ზემოქმედებით ისინი შთანთქავენ და შემდეგ გამოასხივებენ ელექტრომაგნიტურ ტალღას. ამასთანავე უნდა აღინიშნოს, რომ მხოლოდ ის ატომბირთვები, რომლებსაც აქვთ ერთი ნეიტრონი ან პროტონი მაინც გაუწყვილებელი, იღებენ მონაწილეობას ამ მოვლენაში და მოქმედებენ როგორც პატარა მაგნიტები. რადგან ადამიანის ორგანიზმი ყველაზე დიდი რაოდენობით წყალს და



შესაბამისად წყალბადის ატომბირთვებს (ადამიანის სხეულის 63%) შეიცავს, მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიაც სწორედ ამ ატომბირთვიდან ინფორმაციის მიღებაზეა დაფუძნებული, თუმცა შესაძლებელია მრ სიგნალის მიღება ნატრიუმისა და ფოსფორისგანაც (ეგრეთ წოდებული X ბირთვები). სწორედ ამიტომ, მოდით მრტ-ს ფიზიკური ასპექტები განვიხილოთ წყალბადის ატომბირთვის მაგალითზე [5,6].

წყალბადი წარმოადგენს ყველაზე მარტივ ატომს, რადგან მისი ბირთვი ერთი დადებითად დამუხტული პროტონისა და ერთი ნეიტრონისაგან შედგება. მას გააჩნია კვანტურ მექანიკური თვისება სპინი (S) და წარმოგვიდგება, როგორც პატარა სუსტი მაგნიტი. მისი ბირთვული სპინი  $S = 1/2$ . იგი შეიძლება იყოს ორ ენერგეტიკულ დონეზე:  $+1/2$  და  $-1/2$  (სურათი 2) [5,6].



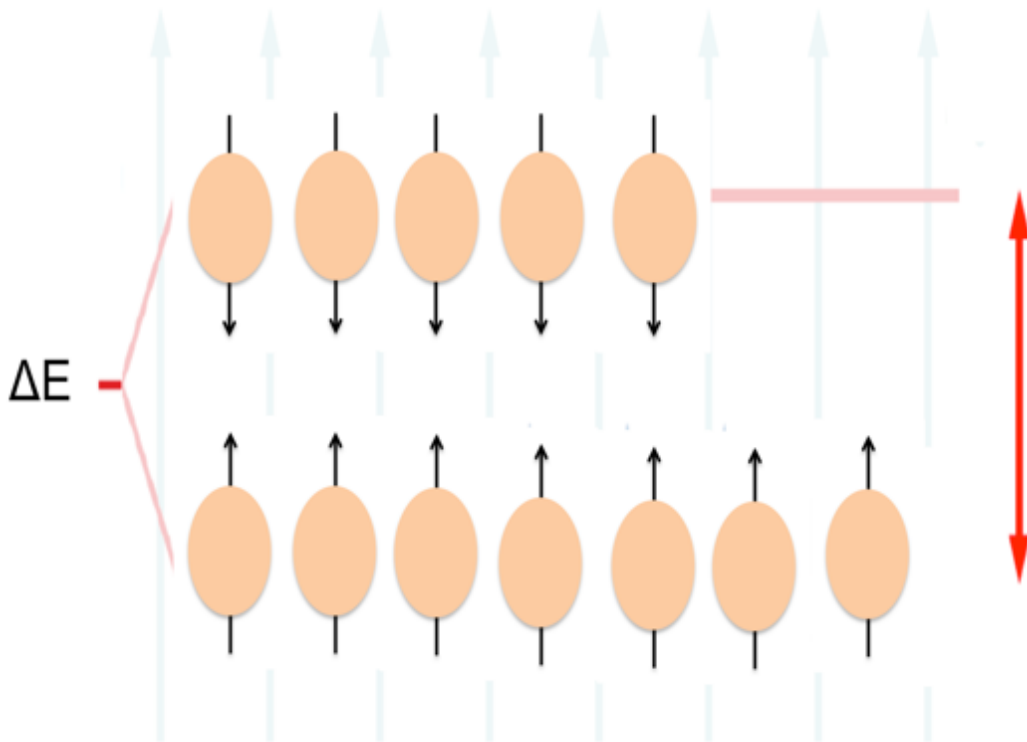
სურათი 2.  $1/2$  სპინის მაგალითი. მოდიფიცირებული [5,6].

ყველა სპინს გააჩნია ბირთვულ მაგნიტური მომენტი  $\mu$ . მოვათავსებთ რა წყალბადის ატომბირთვებს ძლიერ სტატიკურ მაგნიტურ ველში  $B_0$ ,

ისინი მიიღებენ ორ შესაძლო ორიენტაციას: ან მაგნიტური ველის ენერჯის პარალელურად, ან ანტიპარალელურად. შედარებით უფრო დიდი ნაწილი ბირთვებისა განლაგდება  $B_0$ -ს პარალელურად, ვიდრე საწინააღმდეგო მიმართულებით, რაც გვაძლევს ენერჯიათა შორის სხვაობას  $\Delta E$  ანუ ზეემანის ეფექტს (სურათი 3). ეს სხვაობა მაგნიტური ველის პირდაპირპროპორციულია და გამოისახება ზეემანის ფორმულით:

$$\Delta E = \gamma h B_0$$

სადაც  $\gamma$  არის გირომაგნეტური ფარდობა, ხოლო  $h$  პლანკის მუდმივა, რომელიც დაახლოებით ტოლია  $6.626 \times 10^{-34}$ ჯოული წამში [8].



სუ

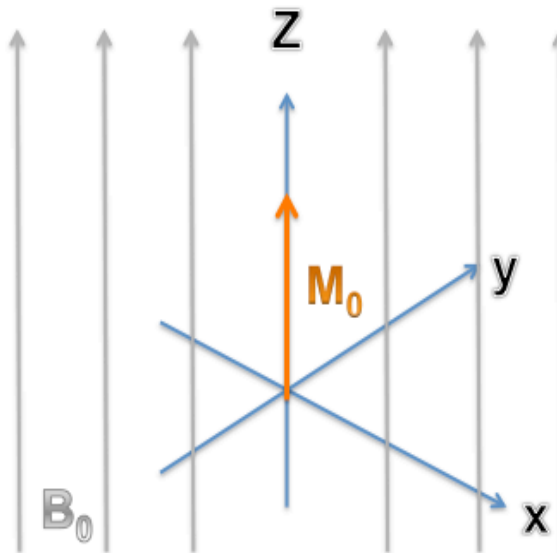
რათი 3. ზეემანის ეფექტი.

პროტონს შეუძლია  $B$  ინდუქციის ველში შთანთქას  $\nu$  სიხშირის მქონე ფოტონი, რომელიც დამოკიდებულია მის გირომაგნეტურ ფარდობაზე -  $\gamma$  და გადავიდეს ერთი ენერჯეტიკული მდგომარეობიდან მეორეზე. მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში  $\nu$  -ს ლარმორის სიხშირე ეწოდება

აღინიშნება  $\omega_0$  იგი დამოკიდებული  $B_0$  მაგნიტური ველის სიდიდეზე და მასში მოთავსებული ატომბირთვის გირომაგნიტურ ფარდობაზე, რომელიც წყალბადისათვის 42,58 მგჰც/ტლ-ს ტოლია:

$$\omega_0 = \gamma B_0.$$

$B_0$  მაგნიტური ველის და მის საწინააღმდეგო მიმართულებით განლაგებულ პროტონებს შორის სხვაობა გვაძლევს ჯამური დამაგნიტების ვექტორს, რომელსაც წონასწორული დამაგნიტება  $M_0$  ეწოდება და იგი  $B_0$  მაგნიტური ველის პარალელურია. ამ მდგომარეობაში  $z$  დამაგნიტების მდგენელი  $M_z$  წონასწორული დამაგნიტების ტოლია და მას გასწვრივი დამაგნიტება ეწოდება(სურათი 4) [1,5,6].

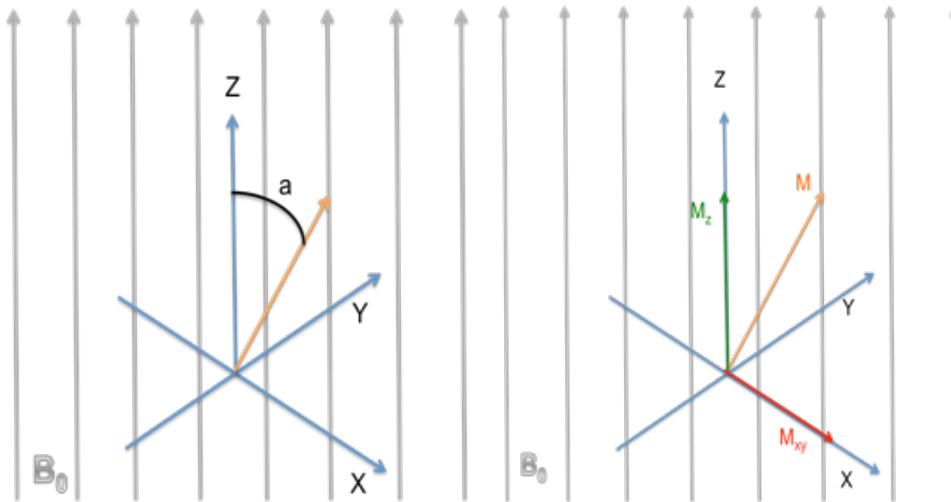


სურათი 4. წონასწორული დამაგნიტება მიმართული  $B_0$  ველის პარალელურად.

### 2.3 თავისუფალი ინდუქციის ვარდნა, გასწვრივი და განივი დამაგნიტება

ჯამური დამაგნიტების მიმართულება შეგვიძლია შევცვალოთ თუ მასზე ვიმოქმედებთ რადიოსიხშირის ტალღით (RF). იგი  $M_z$  ღერძიდან გადაიხრება გარკვეული კუთხით, რომელსაც გადახრის კუთხე ანუ  $\alpha$

ეწოდება. ამ შემთხვევაში დამაგნიტებას გააჩნია გარკვეული სიდიდის როგორც  $M_z$ , ასევე  $M_{xy}$  კომპონენტი, სადაც  $M_{xy}$ -ს განივი დამაგნიტება ეწოდება და  $xy$  სიბრტყეში მბრუნავი სპინების ვექტორების ჯამის ტოლია. ეს სპინები ერთ ფაზაში იმყოფებიან და მათი ბრუნვის სიხშირე ლარმორის სიხშირის ტოლია(სურათი 5, 6) [5,6].



სურათი 5. გადახრის კუთხე -  $\alpha$ . სურათი 6. დამაგნიტების გასწვრივი და განივი კომპონენტი.

რადიოსიხშირის ტალღის ზემოქმედების შეწყვეტის შემდეგ, ჯამური დამაგნიტება დაუბრუნდება წონასწორულ მდგომარეობას და შთანთქმულ ენერგიას გამოასხივებს იმ გარემოში სადაც ის იმყოფება. ამ მოვლენას თავისუფალი ინდუქციის ვარდნა ეწოდება, რაც მაგნიტურ-რეზონანსული სიგნალის საფუძველია. დროს რომელიც საჭიროა ჯამური დამაგნიტების წონასწორულ მდგომარეობაში დასაბრუნებლად, გასწვრივი ანუ სპინ-მესრის რელაქსაციის დრო ეწოდება და აღინიშნება დროის მუდმივა  $T_1$  (იხილეთ სურათი 7 ა). ამ მოვლენის დროს ფუნქციის განტოლება შემდეგ სახეს იღებს:

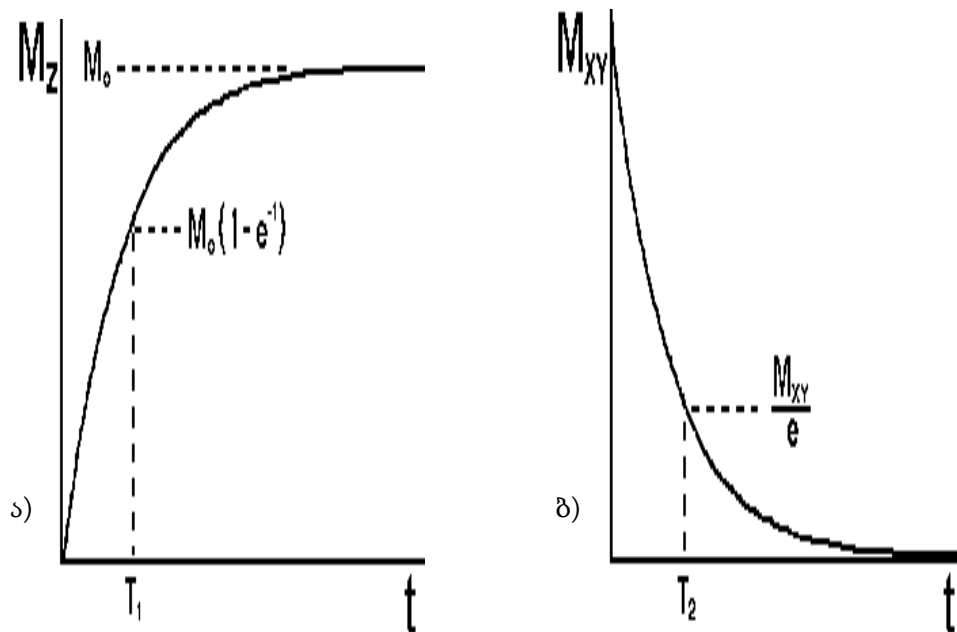
$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$

თითოეულ ქსოვილს მისთვის დამახასიათებელი  $T_1$  მუდმივა გააჩნია და სწორედ ეს გამოიყენება მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში,

ქსოვილებს შორის კონტრასტის მიღებისთვის. როგორც ავლინბნეთ, ჯამური დამაგნიტების მომენტზე რადიოსიხშირის ტალღის მოქმედებით, იგი  $M_z$  ღერძიდან გადაიხრება გარკვეული კუთხით და შეიძენს განივ დამაგნიტების კომპონენტსაც. ამავე დროს, სპინები ბრუნვისას ერთ ფაზაში იმყოფებიან, მაგრამ რაც დრო გადის, ისინი ერთმანეთზე ზემოქმედებენ და მათ შორის ფაზური სხვაობა მატულობს. ამ მოვლენას სპინ-სპინ რელაქსაცია ეწოდება და აღინიშნება დროის მუდმივა  $T_2$ -ით.  $T_2$  აღნიშნავს იმ დროის 37%, რომელიც საჭიროა, მათი ფაზური-კოჰერენტულობიდან სრულიად გამოსაყვანად (იხილეთ სურათი 7 ბ):

$$M_{xy} = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$

$T_2$  რელაქსაციაც ქსოვილ სპეციფიკურია და მონაწილეობს გამოსახულების კონტრასტის შექმნაში [5,6].



სურათი 7. ა)  $T_1$  რელაქსაციის პროცესი.  $T_1$  დროის განმავლობაში გასწვრივი დამაგნიტების 63 % დაუბრუნდება საწყის წონასწორულ მდგომარეობას ანუ აღდგება. ბ)  $T_2$  რელაქსაციის პროცესი.  $T_2$  დროის განმავლობაში  $xy$  სიბრტყეში მყოფი სპინები დაკარგავენ ფაზის კოჰერენტულობას და განივი დამაგნიტების მხოლოდ 37% დარჩება [5,6].

## 2.4. მრ გამოსახულების მიღება და მიმდევრობები

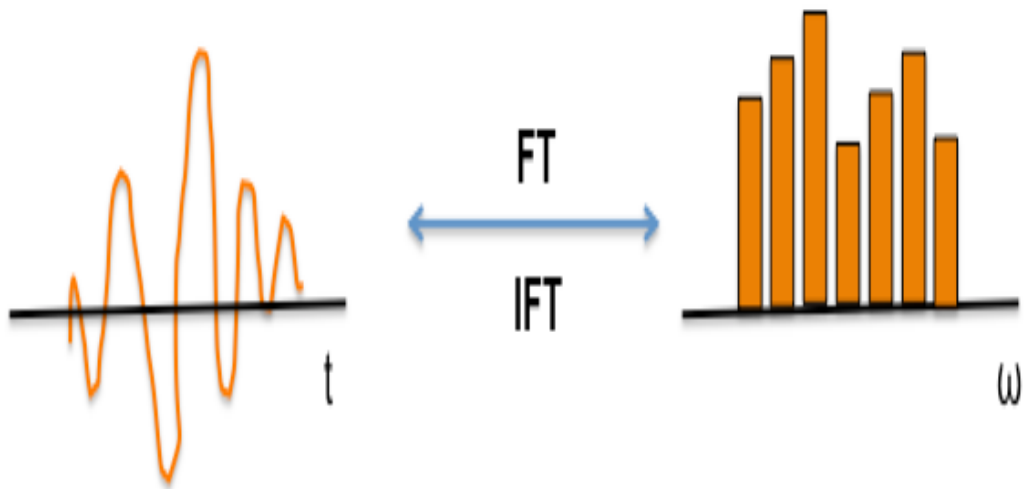
წყალბადის ატომბირთვებს თუ მოვათავსებთ ძლიერ მუდმივ მაგნიტურ ველში, ისინი განლაგდებიან მის პარალელურად ან საწინააღმდეგო მიმართულებით, ხოლო მათზე დამატებით რადიოსიხშირის ტალღით ზემოქმედებისას, რადიონაწილაკოვანი ენერგიის რეზონანსული სიხშირით შთანთქმის შედეგად მოხდება პროტონების აღზნება, ხოლო ზემოქმედების შეწყვეტის შემდეგ, ისინი გამოსახივებენ შთანთქმულ იმავე სიხშირის ტალღას, რომელიც წარმოადგენს მაგნიტურ რეზონანსული სიგნალის წყაროს. ეს კი იმიტომაა შესაძლებელი, რომ წყალბადის ატომბირთვს გააჩნია თვისება სპინი. უკან დაბრუნებული სიგნალების შემდგომი კომპიუტერული დამუშავებით კი მიიღება გამოსახულება. ესე იგი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია არის მეთოდი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს გამოვიკვლიოთ ადამიანის სხეულის შიდა ორგანოები და სტრუქტურები თხელი შრეების მიხედვით. თითოეული შრე შედგება მოცულობის გარკვეული ელემენტებისაგან-ვოქსელისგან. თითოეული ვოქსელის მოცულობა ცვალებადობს  $1\text{მმ}^3$ -დან  $3\text{მმ}^3$ -მდე. აგრეთვე შესაძლებელია ზემადალი გარჩევადობის გამოსახულებების მიღება (0.5 მმ) მაღალი სიმძლავრის მქონე სკანერებზე (მაგალითად 3, 7, 9,4 ტესლა). სამგანზომილებიანი ვოქსელის ორგანზომილებიან შესატყვისს წარმოადგენს სიბრტყის ელემენტი პიქსელი, რომლის ინტენსიურობა და შესაბამისად ვოქსელისაც ბირთვულ მაგნიტური რეზონანსის სიგნალის პროპორციულია. ადამიანის სხეულის თითოეული ვოქსელის გამოსახულება შეიცავს ერთ ან მეტ ქსოვილს და შესაბამისად მიღებული ინტენსიურობა ამ ქსოვილების გასაშუალებული რიცხვია. ამ მოვლენას პარციალური მოცულობის ეფექტი ეწოდება. რაც უფრო ნაკლებია ვოქსელის მოცულობა, ანუ მაღალია გარჩევადობა, მით მცირეა შანსი რამოდენიმე ქსოვილის ერთი მოცულობის ელემენტში მოხვედრისა და შესაბამისად მიღებული სიგნალის სპეციფიურობაც იზრდება. [5,6].

### 2.4.1 ფურიეს გარდაქმნები და K სივრცე

მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის გაზომვების დროს გამოსაკვლევი ობიექტის გამოსახულების ნაცვლად მიიღება დაუმუშავებელი მონაცემები ეგრეთ წოდებულ K სივრცეში, რომელიც წარმოადგენს ამ მონაცემთა მატრიცას, სადაც თითოეულ რიგში რიცხვები შეესაბამებიან მრ სიგნალის სივრცულ სიხშირეებს. K სივრცის ფურიე გარდაქმნით მიიღება გამოსაკვლევი ობიექტის გამოსახულება. იგი ხშირად წარმოდგენილია კოორდინატთა სისტემით, სადაც  $k_x$  და  $k_y$  ღერძები შეესაბამება გამოსახულების ჰორიზონტალურ და ვერტიკალურ მიმართულებებს. აღსანიშნავია რომ ინდივიდუალური წერტილი ამ სივრცეში ( $k_x, k_y$ ) არ შეესაბამება ერთი ერთში გამოსახულების ინდივიდუალურ პიქსელს ( $x, y$ ). K სივრცის თითოეული წერტილი შეიცავს გამოსახულების ყოველი პიქსელის სივრცული სიხშირის და ფაზის ინფორმაციას. მრ გამოსახულება შეიცავს სიხშირულ კომპონენტებს ყველა მიმართულებით, რის შედეგადაც K სივრცე გამოიყურება „გალაქტიკის“ მსგავსად. მიუხედავად იმისა, რომ არ არსებობს პირადპირი შესაბამისობა K- და გამოსახულების სივრცის წერტილებს შორის, K სივრცის ცენტრთან ახლოს მდებარე წერტილებში კოდირებულია დაბალი სივრცული სიხშირის მქონე მონაცემები და ასახავს გამოსახულების კონტრასტს, ხოლო პერიფერიაზე მოთავსებული წერტილები შეიცავენ მაღალი სიხშირის მონაცემებს და პასუხისმგებლები არიან გამოსახულების რეზოლუციაზე [8].

ფურიეს გარდაქმნები (FT – Fourier Transformations) არის მათემატიკური მეთოდი, რომელიც ფუნქციის დროის კომპონენტებს სიხშირულ კომპონენტებად გარდაქმნის, ხოლო ფურიეს შებრუნებული გარდაქმნა (IFT – Inverse Fourier Transformation) კი პირიქით, სიხშირულ კომპონენტს გარდაქმნის დროის კომპონენტად (სურათი 8). ფურიეს გარდაქმნა საშუალებას გვაძლევს მაგნიტურ რეზონანსული სიგნალი წარმოვადგინოთ სხვადასხვა სიხშირის, ფაზის და ამპლიტუდის მქონე

სინუსური ტალღების ჯამად [5,6].



სურათი 8. ფურიეს გარდაქმნების მაგალითი. FT = Fourier transformation = ფურიეს გარდაქმნა; IFT = Inverse Fourier Transformation = ფურიეს შებრუნებული გარდაქმნა.

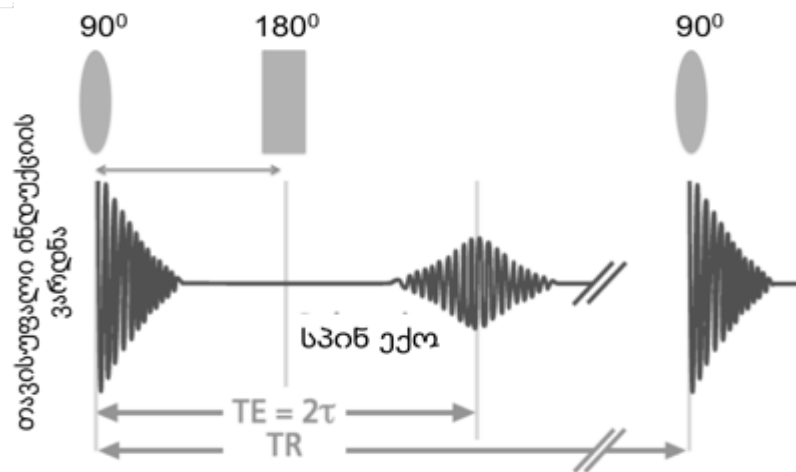
#### 2.4.2 მაგნიტურ-რეზონანსული მიმდევრობები და კონტრასტი

მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულების მისაღებად საჭიროა სხვადასხვა მიმდევრობის გამოყენება. სამედიცინო სადიაგნოსტიკო მეთოდებში ხშირად გამოიყენება სპინ-ექო და გრადიენტ-ექო მიმდევრობები. სპინ-ექო მიმდევრობის დროს, ხდება სპინურ სისტემაზე 90 გრადუსიანი იმპულსის მოღება, რომელიც დამაგნიტებას XY სიბრტყეზე აბრუნებს. ანუ საქმე გვაქვს განივ დამაგნიტებასთან, რომელიც მალევე იწყებს განფაზირებას. გარკვეული  $\tau$  დროის შემდეგ 90 გრადუსიანი იმპულსს მოსდევს 180 გრადუსიანი იმპულსი, რომელიც დამაგნიტებას X ღერძის გაშემო ატრიალებს და იგი ნაწილობრივ ადადგენს დამაგნიტებას ფაზით. სპინური სისტემა გამოსცემს სიგნალს, რომელსაც ექო ეწოდება. დროის შუალედს 90 გრადუსიანი იმპულსის მოღებისა და ექოს მიღებამდე ექოს დრო (TE) ეწოდება. ხოლო დროს ერთ 90 გრადუსიანი იმპულსიდან მეორემდე - განმეორების დრო (TR) (სურათი 9). რაც უფრო მეტად შევამცირებთ გამეორების დროს, მით უფრო სუსტდება სპინ-ექო მიმდევრობა. თუმცა თუ გადახრის კუთხეს ავიღებთ 90 გრადუსზე ნაკლებს,



მაშინ შესაძლებელია მრ სიგნალის გაზრდა და გაზომვის დროის შემცირება [8].

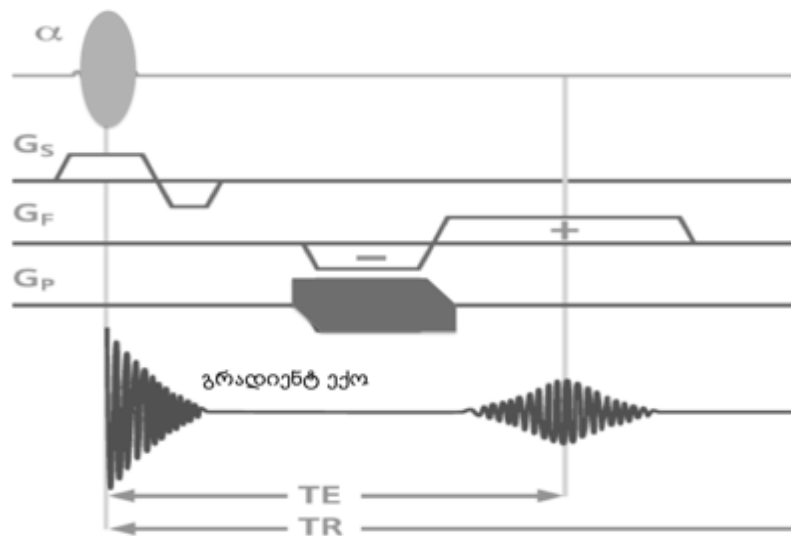
ამ მიზნისათვის გამოიყენება გრადიენტ-ექო მიმდევრობა. რა მოხდება, როდესაც გადახრის კუთხე 90 გრადუსზე ნაკლებია? ამ შემთხვევაში, დამაგნიტების ვექტორს ექნება გარკვეული სიდიდის როგორც განივი, აგრეთვე გასწვრივი კომპონენტიც. მაგალითად, რადიოსიხშირის ტალღა გადახრის კუთხით 20 გრადუსი, წარმოშობს განივი დამაგნიტების მაქსიმალური მნიშვნელობის 34% -ს, ხოლო ამ შემთხვევაში გასწვრივი დამაგნიტება თავისი მაქსიმალური მნიშვნელობის 94%-ს აღწევს. ეს საშუალებას გვაძლევს გამოვიყენოთ საკმაოდ მოკლე გამეორების დრო და შესაბამისად შევამციროთ მთლიანად გაზომვის დრო. მაგრამ ყოველი შემდგომი რადიოსიხშირული იმპულსის შემდეგ, საქმე გვაქვს ნარჩენ განივ დამაგნიტებასთან. სწორედ გრადიენტი გამოიყენება მისი მოსპობისათვის და ექოს მისაღებად (სურათი 10) [8,9].



სურათი 9. სპინ-ექო მიმდევრობა.  $Tr$  = განმეორების დრო,  $TE$  = ექოს დრო;  $\tau$  = დაცდის დრო. 90 გრადუსიანი იმპულსს მოსდევს 180 გრადუსიანი იმპულსი, რომელიც დამაგნიტებას  $X$  ღერძის გაშემო ატრიალებს და იგი ნაწილობრივ აღადგენს დამაგნიტებას ფაზით [8].

როგორც უკვე ავღნიშნეთ, თითოეულ ქსოვილს გააჩნია ინდივიდუალური სპინ-მესრის და სპინ-სპინ რელაქსაციის დრო. სწორედ ეს ორი პროცესი მონაწილეობს ძირითადად მრტ გამოსახულების

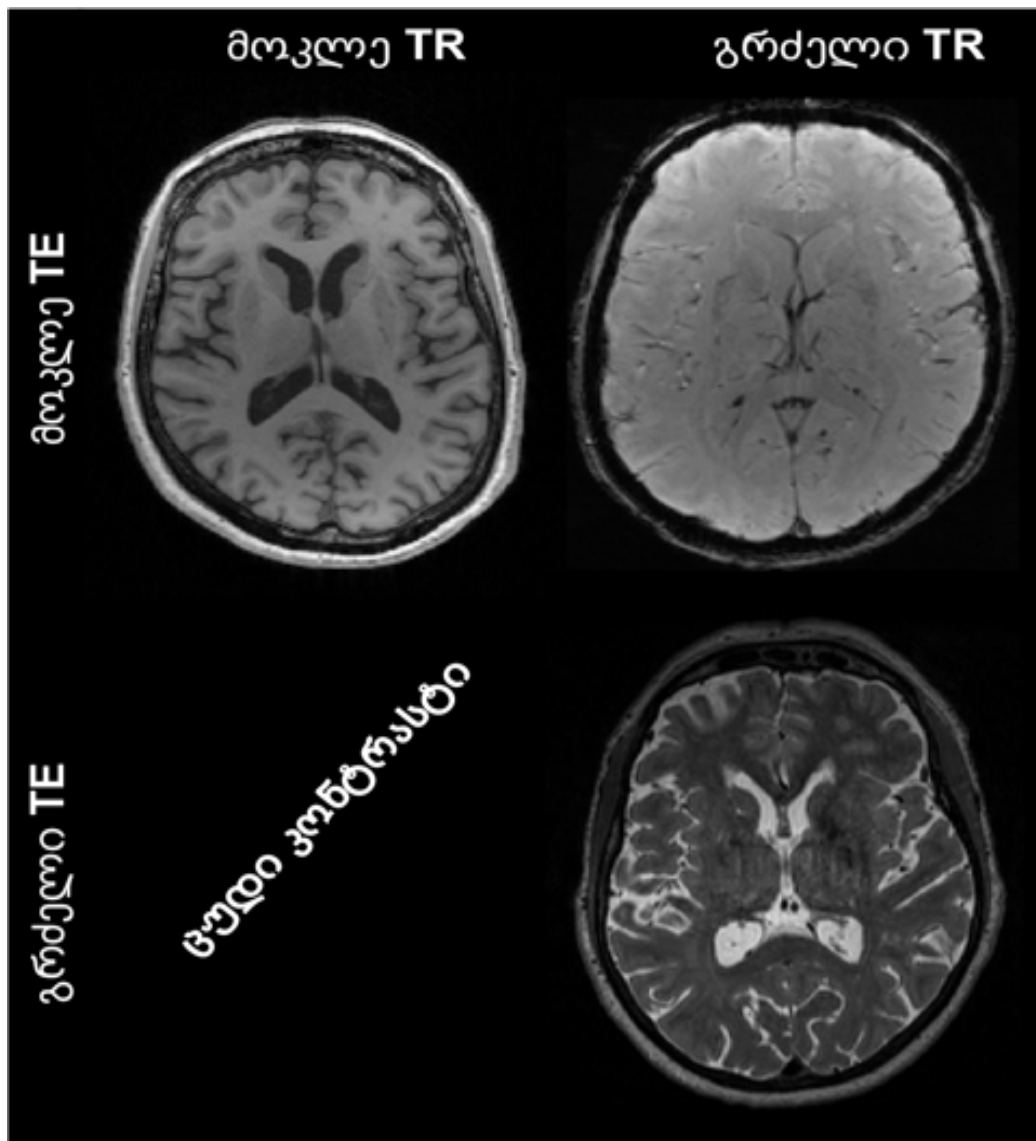
კონტრასტის მიღებაში: T1 და T2 გამოსახულება. თუ რა ტიპის კონტრასტს მივიღებთ, დამოკიდებული გამეორების და ექოს დროის კომბინაციაზე. T1 გამოსახულება ხასიათდება მოკლე გამეორებისა და ექოს დროით. T2 - გრძელი გამეორებისა და ექოს დროით, ხოლო გრძელი გამეორების დროის და მოკლე ექოს დროის კომბინაცია გვაძლევს პროტონების სიმკვრივის კონტრასტს (სურათი 11) [8,9].



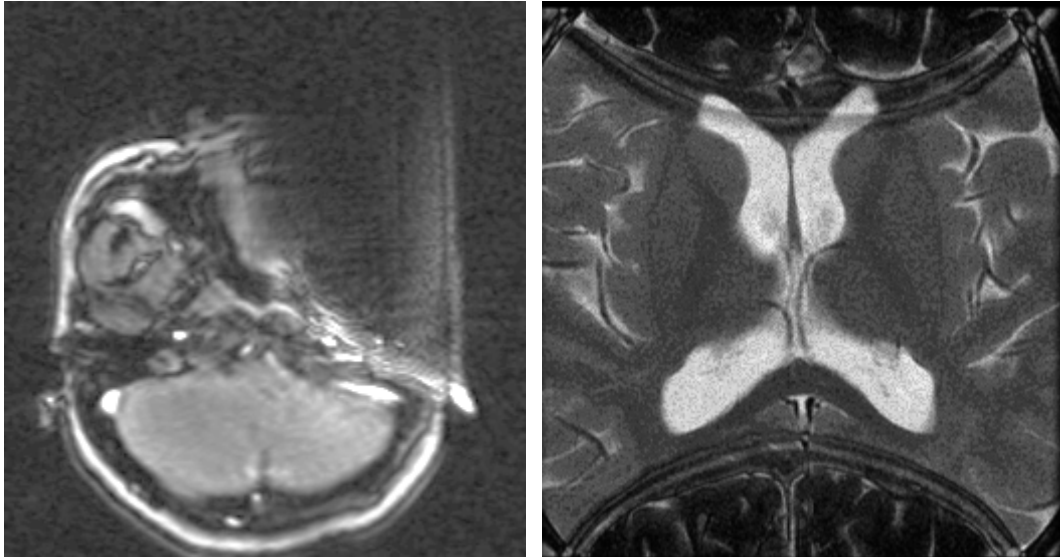
სურათი 10. გრადიენტ-ექო მიმდევრობა. TR - გამეორების დროს, TE - ექოს დრო,  $\alpha$  - რადიოსიხშირული ტალღა,  $G_s$  - შრის მაკოდირებელი გრადიენტი,  $G_f$  - სიხშირის მაკოდირებელი გრადიენტი,  $G_p$  - ფაზა მაკოდირებელი გრადიენტი.

იდეოლოგიურად ითვლება რომ მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია მუშაობს ისევე ზუსტად, როგორც თეორიაში, თუმცა საინტერესოა ის თუ რა ხდება მაშინ, როდესაც სკანერი არ მუშაობს ისე როგორც ეს მოსალოდნელი იყო და წარმოშობს სხვადასხვა სახის არტეფაქტებს. გამოსახულება არტეფაქტით - არის ისეთი გამოსახულება, რომელიც არ მოდის თანხვედრაში საწყის გამოსაკვლევ ნიმუშთან. მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიაში გამოსახულების არტეფაქტები მრავალრიცხოვანია და ისინი ქმნიან წარმოდგენას ფიზიკაზე, რომელიც თითოეული მიმდევრობის უკან დგას. ზოგიერთი არტეფაქტი გავლენას ახდენს სკანირების პროცესზე, ზოგიერთი კი არა, თუმცა ასეთ შემთხვევებში ისინი აისახებიან გამოსახულებაზე და შესაძლოა მიჩეულნი იქნან, როგორც

პათოლოგია. ამიტომ მნიშვნელოვანია მათი ამოცნობა. ბევრ არტეფაქტს გააჩნია დამახასიათებელი გარეგნობა და გამოცდილებასთან ერთად ადვილია მათი გამოვლენა. არტეფაქტები ჩვეულებრივ კლასიფიცირდებიან იმისდა მიხედვით თუ რა არის მათი წარმოშობის წყარო. შესაბამისად მრტ არტეფაქტები რამდენიმე სახისაა და ისინი თავის მხრივ იყოფიან ქვესახეებად: მრტ აპარატურასა და მრტ ოთახის დამცავ სისტემასთან დაკავშირებული არტეფაქტები ასევე მათი ქვესახეები როგორებიცაა: მაგნიტური მგრძობელობის არტეფაქტი (იგულისხმება მაგნიტური ველი), შემოხვევის არტეფაქტი (aliasing artifacts) (სურათი 12) [11].



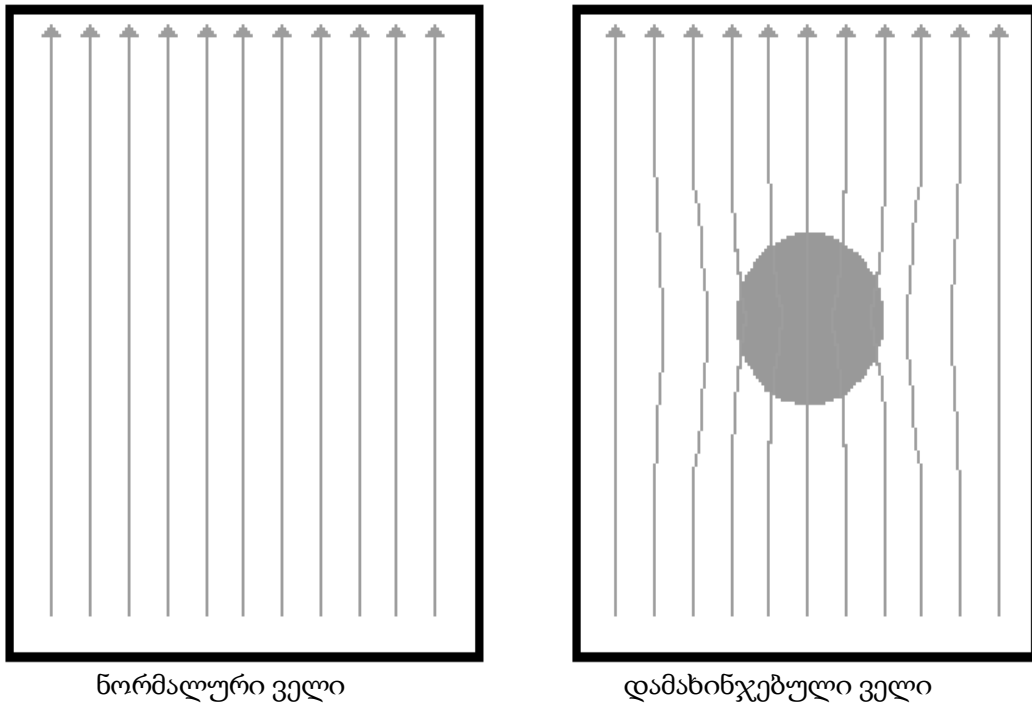
სურათი 11. გამეორებისა და ექოს დროის კომბინაციით მიღებული კონტრასტი.



სურათი 12. მარცხნივ მაგნიტური მგრძნობელობის არტეფაქტი, გამოწვეული კბილის პროტეზით, ხოლო მარჯვნივ შემოხვევის არტეფაქტი გამოწვეული იმით, რომ გადასაღები არე სკანერის მიერ უფრო პატარა იყო, ვიდრე გამოსაკვლევი ობიექტი [12].

მაგნიტური მგრძნობელობით გამოწვეული არტეფაქტი დამოკიდებულია თუ როგორი მაგნიტური თვისებები გააჩნია ამა თუ იმ გამოსაკვლევ ნიმუშს, ანუ წარმოიქმნება თუ არა მაგნიტური ველი საგნის შიგნით. მასალები, რომლებიც არიან დიამაგნიტები გააჩნიათ უფრო პატარა ველი ვიდრე ვაკუუმში, მაშინ როდესაც პარამაგნიტურ მასალებს გააჩნიათ შედარებით დიდი ველი. ფერომაგნიტურ მასალებს კი გააჩნიათ გაცილებილებით ძლიერი ველი. სურათ 13-ზე გამოსახულია ერთგვაროვანი ველი და შემდგომ მასში განთვასებული მაღალი მაგნიტური მგრძნობელობის მგონე ობიექტი. შედეგად მაგნიტური ველის ხაზები იღუნებიან ობიექტთან. შედეგად მოგნიტური ველი არის ძლიერი და სუსტი სხვადასხვა ადგილებში ობიექტის გარშემო. ასეთი დამახინჯება ჩანს სტატიკური მაგნიტური ველის  $B_0$ , რადიოსიხშირული მაგნიტური ველის  $B_1$ , და მაგნიტური ველის გრადიენტების გამოყენების დროს. ხშირად მგრძნობელობის არტეფაქტები გამოწვეულია მეტალებით, ისეთი ობიექტების რომლებიც წარმოებული ტიტანით ან სვხა არაკოროზირებადი ლითონებით რომლებიც მოთავსებულია ადამიანის ორგანიზმში. ასეთი ობიექტები ხდებიან მიზეზი დამატებითი არტეფაქტებისა რომლებიც

ართულებს წარმოდგენას რეალურ გამოსახულებაზე [11,12].



სურათი 13. მაგნიტური ველი ნორმალურ პირობებში და მასში ობიექტის მოთავსებისას.

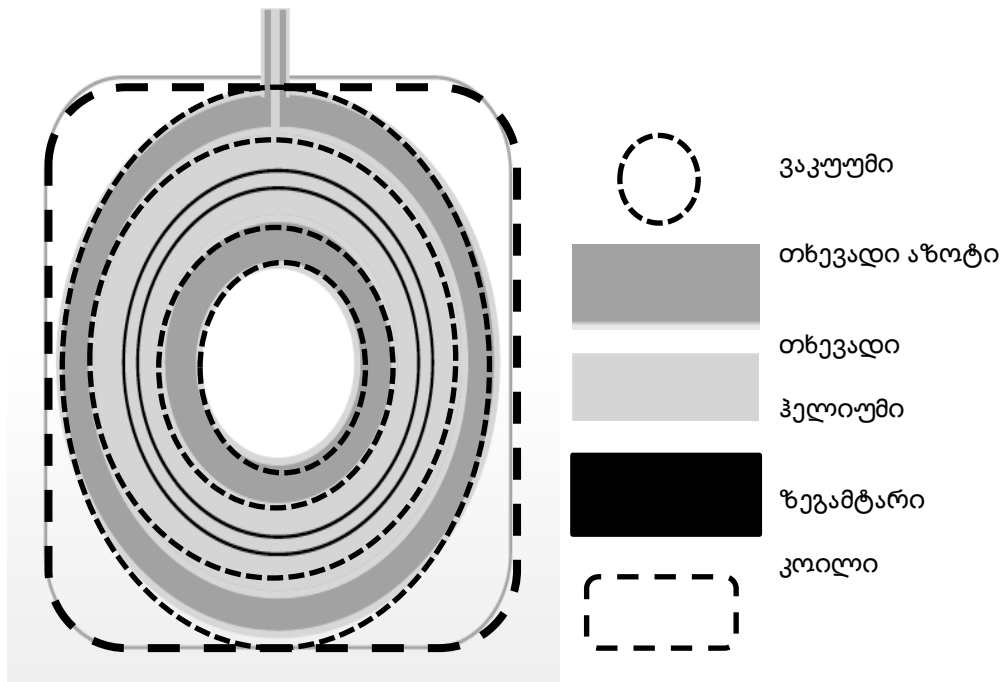
## 2.5 მაგნიტურ რეზონანსული აპარატის სახეები და აგებულება

დღესდღეობით მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფის 2 სახის აპარატი არსებობს: ერთი რომელიც შეიცავს ზეგამტარ მაგნიტს (იხილეთ სურათი 14) და მეორე - მუდმივ მაგნიტს. ზეგამტარი მაგნიტის საშუალებით შეგვიძლია მაღალი სიმძლავრის მაგნიტური ველი შევქმნათ. ასეთი მაგნიტები პოპულარულია საავადმყოფოებში, მაგრამ მისი შენახვის ხარჯები საკმაოდ მაღალია. რაც შეეხება მუდმივ მაგნიტს, იგი შეზღუდულია 1 ტესლაზე ნაკლები მაგნიტური ველის სიმძლავრემდე, მაგრამ სამაგიეროდ, მისი შენახვის ხარჯები საკმაოდ დაბალია. ძირითადი განმასხვავებელი თვისებები მუდმივ და ზეგამტარ მაგნიტს შორის იხილეთ ცხრილი 1-ში [8]. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფის აპარატი შედგება სამი სახის კოჭისაგან: პირველი, რომელიც ქმნის სტატიკურ მაგნიტურ ველს; მეორე გრადიენტ კოჭები -  $x$ ,  $y$  და  $z$  მიმართულებით და რადიოსიხში-

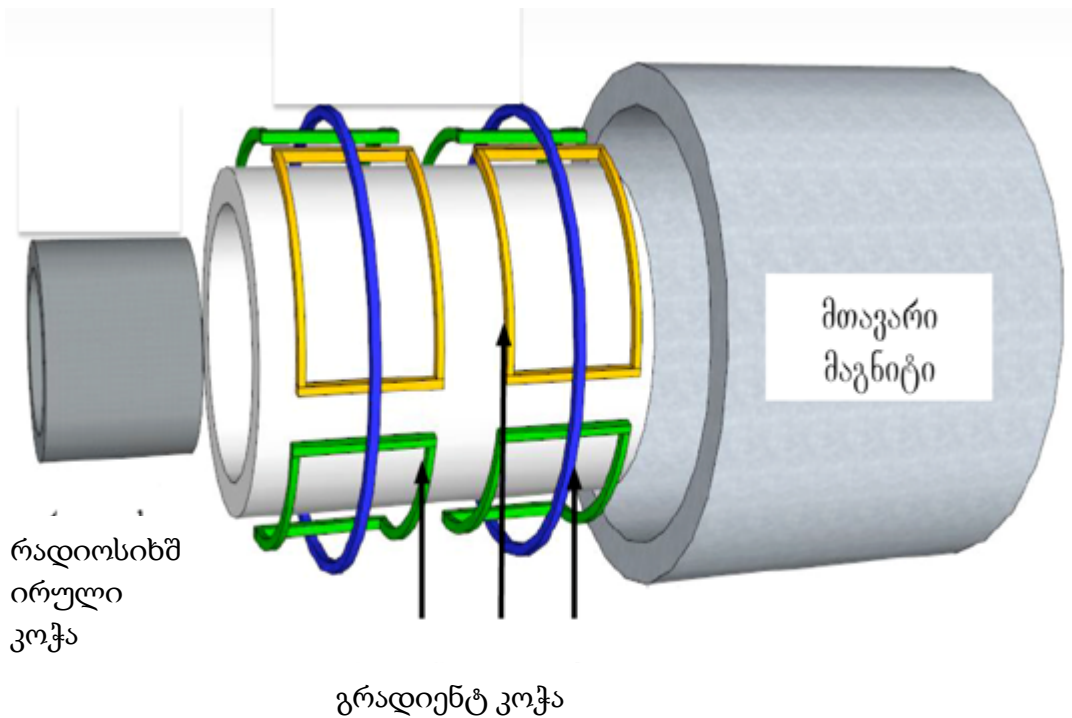
რის კოჭა (სურათი 15) [8-9].

დამახასიათებელი ნიშნები	მუდმივი მაგნიტი	ზეგამტარი მაგნიტი
B <sub>0</sub> სიმძლავრე	0.002 – 0,3 ტესლა	0,7 – 11,0 ტესლა
B <sub>0</sub> ორიენტაცია	ვერტიკალური	ჰორიზონტალური
გენტრის კონფიგურაცია	ღია	ცილინდრული (ზოგჯერ ღია)
სიგნალისა და ხმაურის შეფარდება (SNR)	დაბალი	მაღალი
მაგნიტური მგრძობელობა (magnetic susceptibility)	შედარებით არასენსიტიურია	მაღალ სენსიტიური
ქიმიური გადანაცვლება (chemical shift)	პატარა	დიდი
სპექტრული ცხიმის სატურაცია	არ არის შესაძლებელი	შესაძლებელია
ფასი	\$\$	\$\$\$\$\$

ცხრილი 1. მუდმივი და ზეგამტარი მაგნიტის დამახასიათებელი ნიშნები [7].



სურათი 14. ზეგამტარი მაგნიტი [13].



სურათი 15. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის აპარატის შემადგენელი ძირითადი ნაწილები [13].

მთავარი მაგნიტი, რომელიც  $B_0$ -ს ქმნის შედგება სოლენოიდისაგან, რომელშიც გადის მუდმივი ელექტრული დენი და ქმნის კოჭის გრძელი დერძის პარალელურ მაგნიტურ ველს, ხოლო პოლარობა დამოკიდებული მასში გამავალი დენის მიმართულებაზე და განისაზღვრება მარჯვენა-ხელის წესით. აბსოლუტურ ნულზე მაღალ ტემპერატურაზე, ყველა მეტალი ატარებს დენს გარკვეული წინაღობით, ხოლო როდესაც ტემპერატურა უახლოვდება აბსოლუტურ ნულს (4-დან 9 კელვინამდე), გარკვეული ელემენტები და შენაძნობები ხდებიან ზეგამტარები, რაც იმას ნიშნავს რომ ისინი ატარებენ ელექტრულ დენს ყოველგვარი წინაღობის გარეშე. თუ დენი სითბოდ არ იკარგება, თეორიულად, იგი გარეგანი წყაროს მუდმივი მომარაგების გარეშეც შეიძლება არსებობდეს. მრტ აპარატში ზეგამტარი მაგნიტის შესაქმნელად გამოიყენება ნიობიუმის ან ნიობიუმ-ტიტანის და ნიობიუმ-კალის შენაძნობების კოილი, რომელსაც აცივებენ 9 კელვინამდე და დენის მიწოდება ხდება მანამ, სანამ სასურველი მაგნიტური ველის სიმძლავრე არ მიიღწევა. შემდეგ გამორთავენ გარეგან წყაროს. თუ

ჩავთვლით რომ ტემპერატურა არ იცვლება, მაშინ მაგნიტური ველის სიმძლავრე წლების განმავლობაში მუდმივი უნდა დარჩეს. ზეგამტარი მაგნიტის დიზაინი, საშუალებას გვაძლევს მივიღოთ საკმაოდ ჰომოგენური სტატიკური მაგნიტური ველი [8-9].

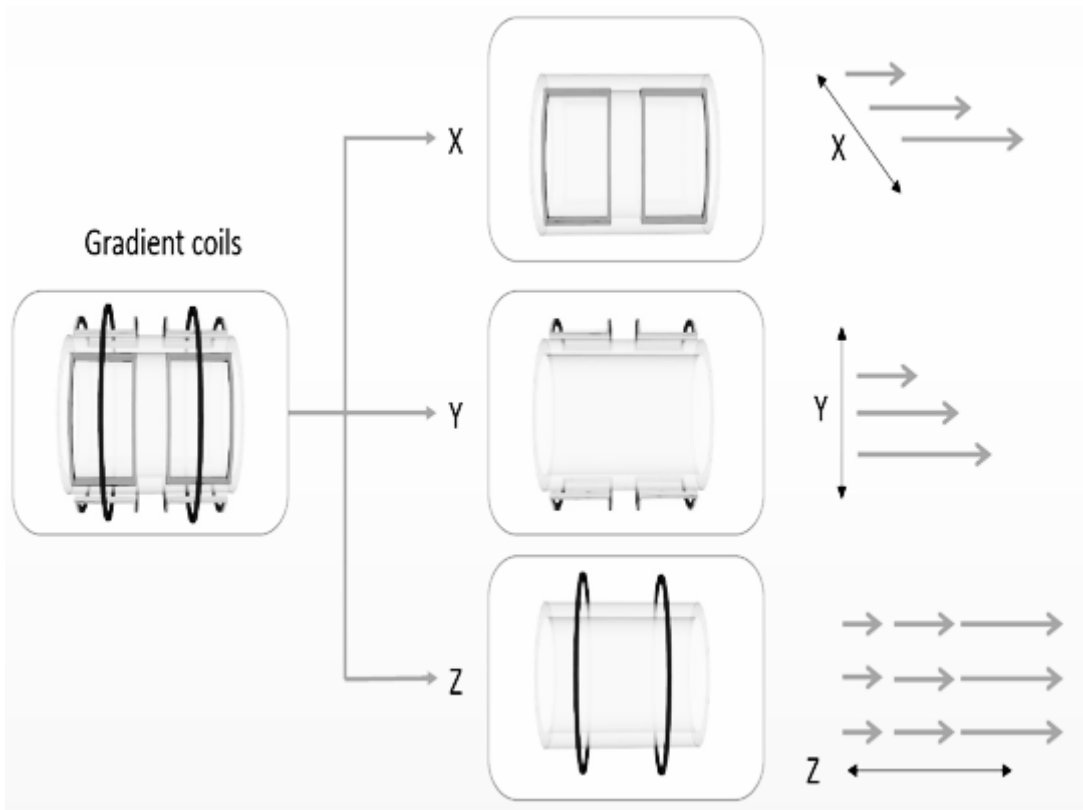
რადიოსიხშირული კოჭა გამოიყენება სიგნალის გადაცემა მიღებისათვის. მნიშვნელოვანია რომ მოხდეს ჰომოგენური ენერჯის გადაცემა. ამიტომ, იყენებენ დიდი ზომის რადიოსიხშირულ კოჭებს. აგრეთვე მნიშვნელოვანია საგნის მაღალი მგრძობელობა სიგნალის მიმართ და შესაბამისად კოჭას გამოსაკვლევ საგანთან ახლოს ათავსებენ [8-9].

გრადიენტ კოჭები გამოიყენება ინფორმაციის სივრცული კოდირებისათვის. მაგნიტურ გრადიენტული ველის ზედდება ხდება მთავარ მაგნიტურ ველთან. ცვლადი გრადიენტების მოდების შედეგად პროტონების ბრუნვის სიხშირე სივრცული მდებარეობის ფუნქცია ხდება:  $B(x,y,z) \rightarrow \omega(x,y,z)$ . აღსანიშნავია, რომ მაგნიტური ველის ძალწირები ყოველთვის Z მიმართულებით არიან განლაგებული და X და Y კოჭები მაგნიტური ველის ძალის მოდულირებას ახდენენ ამ მიმართულებებით (სურათი 16) [8-9].

## 2.6. ზეგამტარობის დაკარგვა: მაგნიტური ჩაქრობა

როგორც უკვე ავღნიშნეთ, დაბალი ტემპერატურა ძირითადი როლს თამაშობს ზეგამტარობის შესანარჩუნებლად. თუ ტემპერატურამ აიწია 9 კელვინზე ზევით, კოჭები დაკარგავენ ზეგამტარობის თვისებას და გაუჩნდებათ წინაღობა. ეს გამოიწვევს ტემპერატურის სწრაფ მომატებას, რომელიც თავის მხრივ ხელს შეუწყობს ჰელიუმის კიდევ უფრო სწრაფ აორთქლებას. თხევადი ჰელიუმის აირად მდგომარეობაში გადასვლა გამოიწვევს წნევის დრამატულ გაზრდას. კონტეინერში მოთავსებულია მაღალი გამძლეობის მილი, რომლის საშუალებითაც მოხდება თხევადი ჰელიუმის შენობის გარეთ გაშვება, რათა არ მოხდეს აფეთქება მაგნიტური ჩაქრობის დროს [8].





სურათი 16. გრადიენტული კოჭების საშუალებით სივრცული ინფორმაციის კოდირება ხდება x, y და z მიმართულებით [13].

### 3. კვლევა

კვლევის მიზანს წარმოადგენს რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის არსებული მეთოდების შესწავლა, მიმოხილვა, მათი დადებითი და უარყოფითი მხარეების დანახვა და შემდგომ ამ ნაკლოვანებების აღმოფხვრაზე მუშაობა. საბოლოოდ, ამ მეთოდების კლინიკურ მედიცინაში დანერგვის გასაადვილებლად და წვლილის შესატანად მათი გამოყენება თავის ტვინის ერთერთი ყველაზე გავრცელებული და აქტუალური პათოლოგიის - ქალა-ტვინის ტრავმების დასახასიათებლად. კერძოდ, დაგეგმილია მკურნალობის ქირურგიული მეთოდის - კრანოტომიის გავლენის შესწავლა თავის ტვინის კორტიკალური შრის მოცულობაზე პაციენტების ამ კოჰორტაში.

ინტერესი რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიისადმი დღითიდღე იზრდება. გასულ ორ დეკადაში მრავალი კვლევა დაიბეჭდა, რომლებიც აღწერდნენ არამარტო მეთოდოლოგიას, არამედ მათ კლინიკაში გამოყენების დადებით მხარეებსაც. რაოდენობრივი მრგ-ს ორ ძირითად ნაწილს წარმოადგენს რელაქსომეტრია და ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია, რომელთა პრინციპებს და არსებულ კვლევებს შემდგომ ქვეთავებში დეტალურად განვიხილავთ.

#### 3.1 რელაქსომეტრია: წყლის შემცველობის რუკები

რელაქსომეტრიის ძირითად მიზანს წარმოადგენს ბიოლოგიური ქსოვილის პარამეტრების პირდაპირი გაზომვა. ამ პარამეტრებს კი მიეკუთვნება რაოდენობრივი პროტონის სიმკვრივის (წყლის შემცველობის), სპინ-მესრის (T1) და სპინ-სპინ (T2, T2\*) რელაქსაციის დროების რუკები.

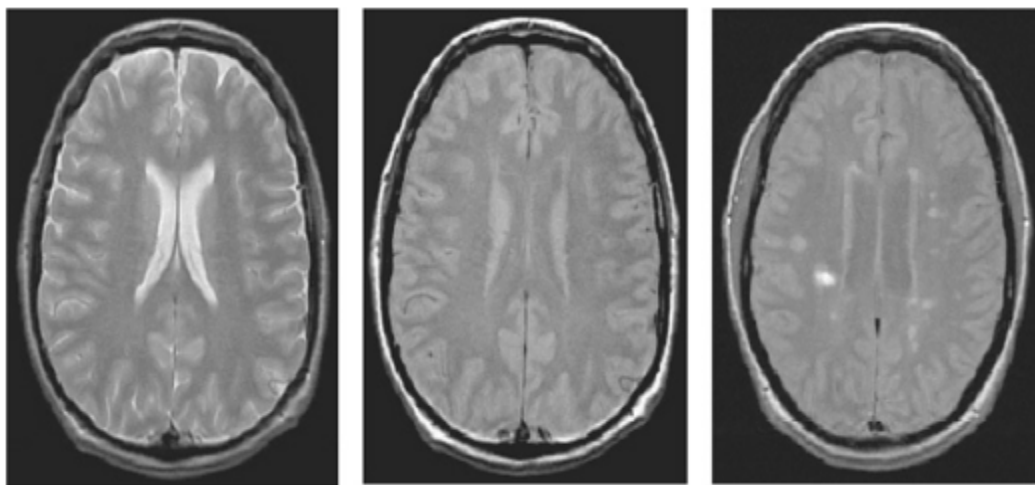
რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის ერთერთ მნიშვნელოვან პარამეტრს წარმოადგენს პროტონების სიმკვრივის გაზომვა (Proton Density), რომელიც ქსოვილში პროტონების კონცენტრაციას ასახავს. როგორც ცნობილია, წყალბადის ატომ ბირთვი შეიცავს ერთ პროტონს და

შესაბამისად ეს ორი ტერმინი შეგვიძლია მონაცვლეობით ვიხმაროთ. ხოლო თვით წყალბადის ატომბირთვის თვისება - სპინი მაგნიტურ-რეზონანსული სიგნალის წყაროს წარმოადგენს.

ყველა მრ გამოსახულებას აქვს ინტენსიურობა, რომელიც პროპორციულია პროტონის სიმკვრივისა (თუ ვოქსელში პროტონების რაოდენობა განახევრდება, სიგნალიც 2-ჯერ დაიკლებს). ყველა გამოსახულებას აქვს დამახასიათებელი, შინაგანი პროტონის სიმკვრივე, დამატებით ნებისმიერ სხვა პარამეტრებთან ერთად როგორცაა, T1, T2 ან დიფუზია. ამგვარად, პროტონის სიმკვრივის ცვლილებები ყოველთვის არსებობს. პრინციპში, პროტონის სიმკვრივე იზომება გამოსახულების ინტენსიურობიდან, როდესაც არც T1 და არც T2 პროცესი გავლენას არ ახდენს. რეალურად ასეთი სიტუაცია არ არსებობს, ამიტომ, უნდა მოხდეს T2-ის და ზოგიერთ შემთხვევაში T1-ის კორექცია. პროტონის სიმკვრივის ზუსტი გაზომვები რომ მოვახდინოთ, აუცილებელია მხედველობაში მივიღოთ რადიოსიხშირის ველის არაერთგვაროვნება და მოვახდინოთ კორექცია, განსაკუთრებით მაღალი სიმძლავრის მაგნიტური ველის მქონე აპარატებში [1].

რადიოლოგიაში პროტონის სიმკვრივის მქონე გამოსახულებები ფართოდ გამოიყენება. იდეალურად მათ უნდა ჰქონდეთ მოკლე ექოს დრო, რათა თავიდან ავიცილოთ T2 ეფექტი და გრძელი გამეორების დრო, T1 ეფექტის გამორიცხვისათვის. პრაქტიკაში პროტონის სიმკვრივის გამოსახულების მისაღებად გამოიყენება ექოს დრო 20-30 მწ და გამეორების დრო 2-5წ. ასე რომ, როგორც ვხედავთ ამ გამოსახულებებში საკმაოდ არსებობს როგორც T1, ასევე T2 ეფექტი. ფაქტიურად, როდესაც გამოსახულებაში დაზიანება ჩანს ჰიპერინტენსიურად, მნელია დაადგინო, რა ნაწილია პროტონის სიმკვრივიდან და რა ნაწილი T2-ის გაზრდასთან დაკავშირებული(სურათი 1) [14].

ქსოვილის პროტონების უმრავლესობას, რომლის აღმოჩენაც მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდს შეუძლია, წყალი შეიცავს.



R=12s

TR=2s

MS: TR=2s

სურათი 17: პროტონის სიმკვრივის გამოსახულებები. გრძელი გამეორების დროში თავზურგტვინის სითხე თითქმის მთლიანად რელაქსირებულია და ჩანს ჰიპერინტენსიურად, მას მოყვება რუხი ნივთიერება და თეთრი ნივთიერება. თავზურგტვინის სითხის სიგნალის შესამცირებლად თეთრი ნივთიერების დონეზე, გამეორების დრო 2 წამამდე შემცირდა. ეს საშუალებას გვაძლევს გაფანტული სკლეროზის მქონე პაციენტში დაზიანება უკეთ დავინახოთ [14].

წყალი კი ადამიანის ორგანიზმის დაახლოებით 63% წარმოადგენს. ამიტომ, ხშირად შემოკლებით პროტონის სიმკვრივის გაზომვას, წყლის შემცველობის გაზომვით მოიხსენიებენ. მიუხედავად იმისა, რომ წყალბადის ატომ ბირთვების კონცენტრაცია ცხიმშიც მაღალია, პროტონის სიმკვრივე განისაზღვრება, როგორც მისი პროცენტული შემცველობა წყალში და შესაბამისად აღინიშნება პროცენტული ერთეულით (percentage unit - pu). სწორედ ამიტომ, თავზურგტვინის სითხეში პროტონის სიმკვრივე არის 100pu, ხოლო თავის ტვინის თეთრ ნივთიერებაში - 70pu [14].

ქსოვილის პროტონის აბსოლუტური კონცენტრაცია  $[^1\text{H}]$  ან PC განსაზღვრავს პროტონების რაოდენობას ქსოვილის მოცულობით ერთეულში. ამგვარად ქიმიური შენაერთის (რომლის შემადგენლობა ცნობილია) პროტონების კონცენტრაცია გამოისახება შემდეგი ფორმულით:

$$PC = NP\rho/MWt M$$

სადაც NP არის პროტონების რაოდენობა მოლეკულაში,  $\rho$  - სიმკვრივე, ხოლო MWt - მოლეკულური მასა და კონცენტრაციის ერთეული არის

მოლი. ამგვარად წყალს აქვს პროტონის კონცენტრაცია  $PC = 110,4 \text{ M}$  ( $NP = 2$ ;  $\rho = 993,4 \text{ kg m}^{-3}$  37 გრადუს ცელსიუს ტემპერატურაზე და  $MWt = 18$ ) სხეულის ტემპერატურაზე და ოდნავ მაღალი ოთახის ტემპერატურაზე. ეს პროტონების კონცენტრაცია 2-ჯერ მეტია სუფთა წყლის მოლარობაზე ( $55,2 \text{ M}$ ), რადგან წყლის ერთი მოლეკულა შეიცავს 2 პროტონს. სიგნალი პროპორციულია პროტონების კონცენტრაციისა [14].

ქსოვილში პროტონის სიმკვრივე (PD) ეს არის ამავე ქსოვილში პროტონების კონცენტრაცია იმავე მოცულობის წყალთან შედარებით ერთი და იმავე ტემპერატურაზე:

$$PD = PC/1,104 \text{ pu}$$

სადაც PC იზომება M მოლებში, ხოლო PD – pu ანუ პროცენტულ ერთეულში.

პროტონის სიმკვრივის გაზომვა ჩვეულებრივ წარმოებს მინიმალური T1 და T2 სიგნალის მქონე მიმდევრობით, ხოლო დარჩენილი გავლენის კორექცია ხდება სიგნალის ინტენსივობის ანალიტიკური მოდელირების გამოყენებით:

$$S = g PD [1 - \exp(-TR/T1)] \exp(-TE/T2)$$

სადაც g არის სიგნალი ქსოვილიდან PD-ის ერთეულით, როცა არ არის არც T1-ის და არც T2-ის გავლენა (მაგალითად გრძელი გამეორების დრო და მოკლე ექოს დრო) [15].

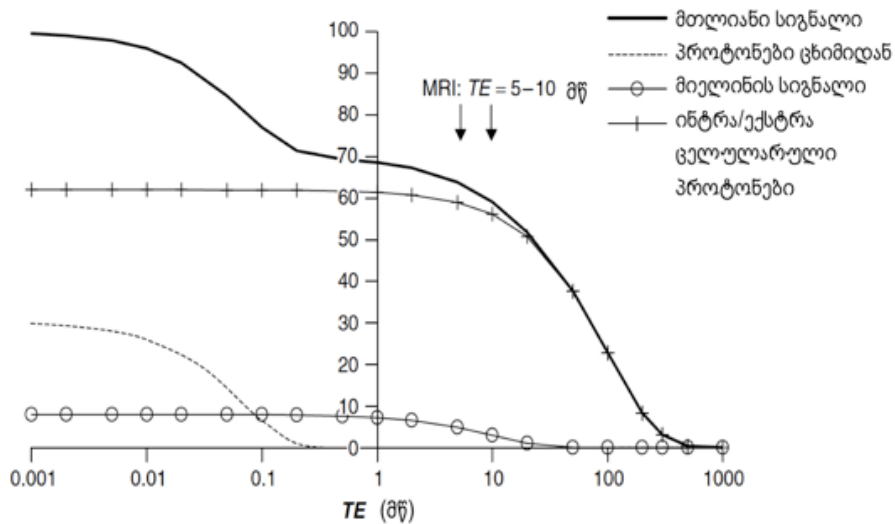
პროტონები მოთავსებულია ძირითადად წყლიან გარემოში, თუმცა ისინი აგრეთვე წარმოადგენენ ცხიმების, მაკრომოლეკულების (თავის ტვინში ძირითადად მიელინის) და ნუკლეინის მჟავების შემადგენელ ნაწილსაც. სწორედ ამიტომ მრ სიგნალს შესაძლოა ქონდეს სამ ექსპონენციალური ვარდნა (სურათი 18) და გამოყენებული პარამეტრების მიხედვით შეიცავდეს ამა თუ იმ ზემოთჩამოთვლილ პროტონებს [16].

ადამიანის ორგანიზმში წყალი განაწილებულია ექსტრა და ინტრაუჯრედულ

სივრცეში. იმისათვის რომ წყალმა აქტიური მონაწილეობა მიიღოს ბიოლოგიურ პროცესებში, იგი ურთიერთქმედებს ბიოლოგიურ მაკრომოლეკულებთან და ქმნის ჰიდრატულ შრეს ("შეკრული წყალი"), რომელიც თავის მხრივ ჩართულია ისეთ პროცესებში, როგორებიცაა მეტაბოლიზმი, ბიოსინთეზი. იგი აგრეთვე ასრულებს გამხსნელის როლს და/ ან ქნის სატრანსპორტო გარემოს ("თავისუფალი წყალი") ბიოლოგიური სისტემებისათვის. უპირველეს ყოვლისა, შეკრული და ინტრაცელულარული წყლის პირდაპირი გავლენა რელაქსაციის პარამეტრებზე, საშუალებას გვაძლევს მოვახდინოთ ქსოვილების დიფერენცირება მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის საშუალებით. თავისუფალ და ექსტრაცელულარულ წყალს შედარებით ჰომოგენური თვისებები ახასიათებთ. ჰიდრატული შრის რამოდენიმე მახასიათებლები, როგორიცაა შეზღუდული მოძრაობა, პარციალური ორიენტაცია, მოძრაობის მრავალი სიხშირე, როტაცია და ანიზოტროპული მოძრაობა, მნიშვნელოვან როლს თამაშობენ ამ მიმართულებით. წყლის ეს თვისებები მაკრომოლეკულების ზედაპირზე, გვაძლევს დროზე დამოკიდებულ ლოკალური მაგნიტური ველის ფლუქტუაციას, რომელიც თავის მხრივ გავლენას ახდენს რელაქსაციის პარამეტრებზე და შესაბამისად ფასდაუდებელ ინფორმაციას გვაძლევს მოლეკულის მდგომარეობაზე და წყლის დინამიურ სტრუქტურაზე მიკრო- და მაკროსკოპულ დონეზე [17].

მრავალ ბიოლოგიურ პროცესს, როგორც ნორმალურს, ასევე პათოლოგიურს შეუძლია მოახდინოს წყლის მდგომარეობის ინ ვივო მოდულაცია. რელაქსაციის დროის და წყლის შემცველობის შეცვლის სავარაუდო მიზეზი შეიძლება იყოს უჯრედის ციკლის სხვადასხვა ფაზა, უჯრედების ზრდა, ცვლილებები ფიზიოლოგიური PH-ის, ასაკი და მეტაბოლიზმი. მაგალითად, დადგენილია, რომ სწრაფად მზარდ უჯრედებს აქვთ გაზრდილი T1 რელაქსაციის დრო. ასეთი სწრაფად მზარდი

უჯრედები შესაძლოა იყოს სიმსივნის ინდიკატორი. ფიზიკური მდგომარეობა, როგორცაა, კვების დონე, ალკოჰოლის ან ნარკოტიკების გამოყენება, სტრესი გავლენას ახდენს წყლის ბალანსზე და შესაბამისად რელაქსაციის პარამეტრებზეც.



სურათი 18. პროტონების მრ სიგნალის სამი ექსპონენციალური ვარდნის სიმბოლური გამოსახულება [14].

სასურველია წყლის სამი ძირითადი ასპექტის გამოკვლევა, რათა მოვახდინოთ წყლის ინ ვივო დახასიათება: ტოტალური წყლის შემცველობა, მიკროსკოპული (ინტრა/ექსტრაცელულარული განაწილება) და მაკროსკოპული განაწილება (ანატომიასთან დაკავშირებული). აგრეთვე სასურველია მაკრომოლეკულა-წყლის ურთიერთქმედებაზე დაკვირვება. ამ პარამეტრებიდან ერთის ან ორის შეცვლამ შესაძლოა ქსოვილ-სპეციფიური წყლის ბალანსი შეცვალოს. მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიით შესაძლებელია წყლის შემცველობის პათოლოგიური მნიშვნელობების და განაწილების, T1-ის და T2-ის დადგენა [18].

ერთის მხრივ, მრ რელაქსაციის დროები დამოკიდებული მაგნიტური ველის სიმძლავრეზე. ამიტომ, რელაქსაციის დროზე დაფუძნებული შედარება დაავადებასა და ნორმალურ მდგომარეობას შორის უნდა მოხდეს

იმ მონაცემებით, რომელიც ერთიდაიმავე სიმძლავრის მაგნიტური ველის მქონე მრტ აპარატითაა მიღებული. რელაქსაციის დროები აგრეთვე დამოკიდებულია ტემპერატურაზე და შესაძლებელია სიცხისა და ჰიპოთერმიის მკურნალობის ფონზე შეიცვალოს. მეორეს მხრივ, მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიით გაზომილი წყლის შემცველობა არ არის დამოკიდებული მაგნიტური ველის სიდიდეზე და შესაძლებელია სხვადასხვა სიმძლავრის მქონე სკანერზე მოპოვებული მონაცემთა შედარება.

რაოდენობრივი პროტონის სიმკვრივის რუკების მისაღებად რამოდენიმე მეთოდია შემუშავებული და ისინი ერთმანეთისაგან განსხვავდებიან თუ რამდენად ითვალისწინებენ პროტონების სხვადასხვა არელებისათვის დამახასიათებელ მრ პარამეტრებს (მოკლე T2-ის მქონე პროტონის არელები), რადიოსიხშირის ტალღის არაერთგვაროვნებას და ტემპერატურას.

პირველი ნაბიჯები რაოდენობრივი პროტონების სიმკვრივის გასაზომად ეკუთვნის ბაკერს და ვერლის (Bakker et al. 1984; Wehrli et al. 1985), რომლებიც იყენებდნენ სხვადასხვა ექოს და გამეორების დროის მქონე მრ გამოსახულებებს, რათა გაეზომათ ქსოვილში T2 და T1 მახასიათებლები და შემდეგ გამოერიცხათ მათი გავლენა. ისინი არ ითვალისწინებდნენ რადიოსიხშირის ტალღის არაერთგვაროვნებას, თუმცა ეს იმ დროს დაბალი სიმძლავრის მქონე მაგნიტზე პრობლემას არ წარმოადგენდა [19,20].

ბრიქსმა და კოლეგებმა (Brix et al. 1990), რომლებიც მოტივირებულები იყვნენ რომ გაეზომათ წყალბადის აბსოლუტური სიმკვრივე ნეიტრონ თერაპიის დაგეგმარებისათვის, შეძლეს მხოლოდ პროტონების ფრაქციული სიმკვრივის გაზომვა კურდღლის სხვადასხვა ქსოვილში. მათ გამოიყენეს მრავალი ექო დროს მქონე მიმდევრობა, 2 მწ მინიმალური ექოს დროით. მათი დაკვირვებით დიდი რაოდენობის პროტონების ფრაქციას ქონდა  $T2 < 10$ მწ და მათი დანახვა მრ სიგნალით დღესდღეობით შეუძლებელია.



მხოლოდ ის პროტონები, რომლებიც წყლიან გარემოშია ან ქმნიან ჰიდრატულ შრეს მაკრომოლეკულებთან აღიქმებიან მრ სიგნალის მიერ. შესაბამისად უფრო მართებულია ტერმინის “წყლის პროტონების სიმკვრივის” ან “წყლის შემცველობის” გამოყენება [21].

გადამცემის არაერთგვაროვნების შესწორება შესაძლებელია რადიოსიხშირის ( $B_1$ ) ველის რუკის მიღებით, რომელიც აჩვენებს გადახრის კუთხეს გამოსახულების ყველა წერტილში. ამიტომ შესაბამისად შესაძლებელია სიგნალის გამოთვლა როდესაც ცნობილია  $B_1$  და T1.  $B_1$  -ის გამოთვლა შესაძლებელია შექცევადობის თეორიის გათვალისწინებით, რომლის თანახმად გადამცემის და მიმღების ძაბვა ერთმანეთის ტოლია [22].

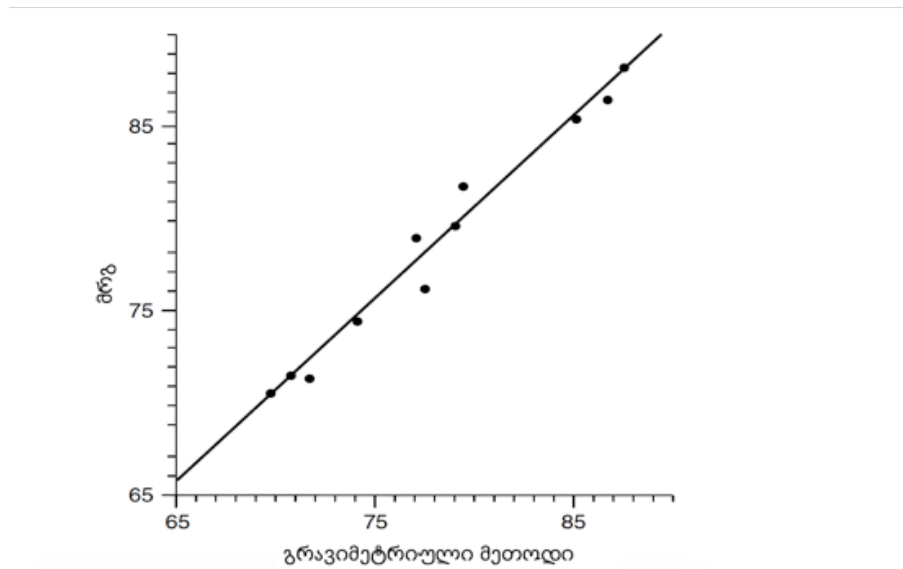
ვენკატესანმა და კოლეგებმა (Venkatesan et al. 2000) ვირთხის იშემიის მოდელში გაზომეს წყლის შემცველობა რადიოსიხშირის ტალღის არაერთგვაროვნების და ტემპერატურის გათვალისწინებით და შეადარეს წყლის კონცენტრაციის სტანდარტს. კორელაცია მრ გაზომილ წყლის შემცველობასა და პირდაპირ გაზომილ წყალს შორის იყო  $r=0.8$  [23].

ფატუროზმა და მარმარომ (Fatouros and Marmarou, 1999) წყლის და T1-ის კორელაცია. შესაბამისად ინ ვიზო გაზომილი T1-დან შესაძლებელია წყლის შემცველობის საკმაოდ ზუსტად დადგენა. ეს კორელაცია გამოწვეულია ეგრეთ წოდებული შეკრული წყლით, რომელიც აისახება როგორც T1-ში, აგრეთვე პროტონის სიმკვრივეში თავისთავად. ეს მოდელი შემდეგნაირად გამოისახება:

$$100 \text{ pu/წყლის შემცველობა} = 0.921 + 0.341 \text{ წმ/ T1}$$

ამ მოდელის სიზუსტის შესაფასებლად, მეცნიერებმა გაზომეს თავის ტვინის სიმსივნის ბიოფსიის შედეგად მიღებული 11 ნიმუში და იგი შეადარეს გრავიმეტრიულად გაზომილ წყლის შემცველობას. გრავიმეტრიული მეთოდის თანახმად, ნიმუშს ათავსებენ გრადიენტების მქონე სინჯარაში,

რომელშიც ეს გრადიენტები შექმნილია სხვადასხვა შრის მქონე ორგანული გამხსენებლისაგან, რომელთა სიმკვრივეც ცნობილია. კორელაციის კოეფიციენტი იყო  $r = 0.976$  და აბსოლუტურიშეცდომა = 0.7 pu (სურათი 19) [24].

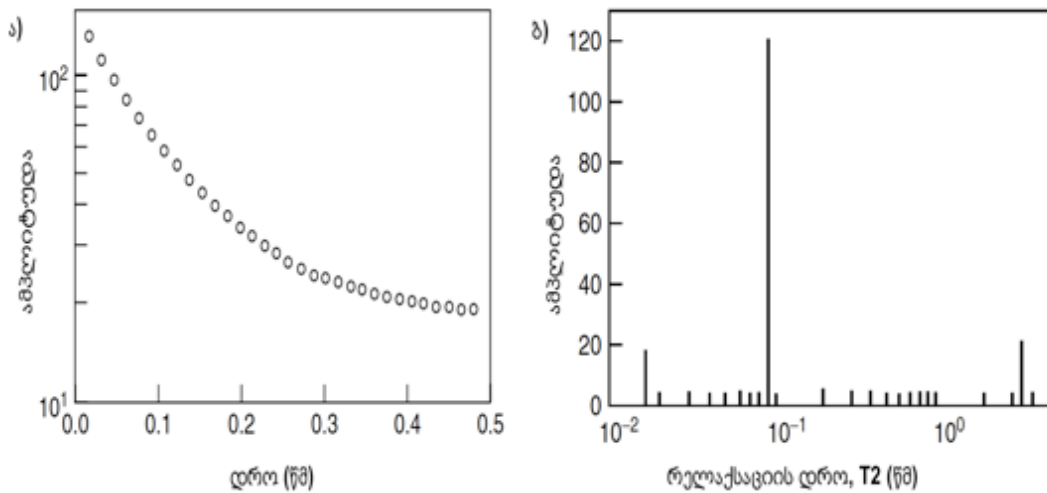


სურათი 19. T1-დან წყლის შემცველობის მიღების და გრავიმეტრიული მეთოდის კორელაცია [24].

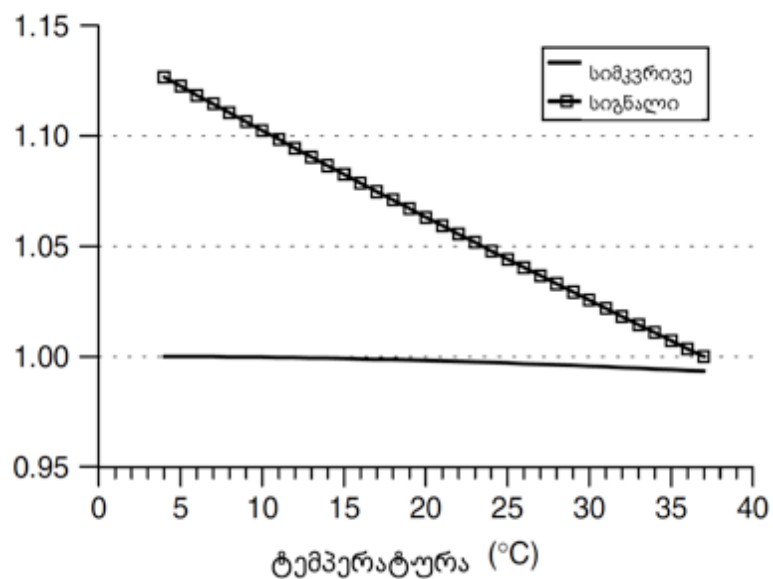
მაკკეიმ და ვიტოლმა (MacKay et al. 1994; Whittall et al 1997) გამოიყენეს მრავალი ექოს მქონე მიმდევრობა, რათა მოეხდინათ სხვადასხვა T2-ის მქონე პროტონების იდენტიფიკაცია. მათ გამოყვეს წყლის სამი კომპარტმენტი T2 სპექტრაში: მცირე პიკი T2 = 10-50 მწ, რომელიც წარმოადგენდა წყალს მიელინის ორმაგშრეებს შორის; მთავარი პიკი T2 = 70 მწ - ინტარ და ექსტრაცელულარული წყალი და პატარ პიკი, რომლის T2 > 1 წმ შეესაბამებოდა თავზურგტვინის სითხეს (სურათი 20). მიმდევრობის პარამეტრები იყო შემდეგი: TR = 3 წმ, 32 ექო, ექოს ინტერვალი = 10 მწ; 90 გრადუსი სელექტიური რადიოსიხშირის ტალდა, რომელსაც მოჰყვა 180 გრადუსის არასელექტიური ტალდა. გაზომვის დრო იყო 25 წუთი [25,26].

მაგნიტურ რეზონანსული პროტონის გამოსახულებების სიგნალი დამოკიდებულია ტემპერატურაზე და განსხვავდება ერთმანეთისაგან იმის მიხედვით, გაზომილია ოთახის თუ სხეულის ტემპერატურაზე.

შესაბამისად, როდესაც გამოიყენება გარე ეტალონი წყლის შემცველობის კალიბრირებისათვის ან ფანტომები ეს ნიუანსი უნდა იქნეს მხედველობაში მიღებული. ამ ცვლილების მიზეზი ორია: პირველი მოცემული რაოდენობის პროტონებისათვის დამაგნიტება  $M_0$  არის უკუპროპორციული აბსოლუტური ტემპერატურისა. ოთახის ტემპერატურაზე (დაახლოებით  $20^{\circ}$  ცელსიუსი) სიგნალი 5,5%-ით მაღალი იქნება სხეულის ტემპერატურასთან ( $37^{\circ}$  ცელსიუსი) შედარებით (სურათი 21) [14].



სურათი 20. ა) განივი დამაგნიტების ვარდნა თავის ტვინის თეთრ ნივთიერებაში. ბ)  $T_2$  რელაქსაციის განაწილება ვარდნის მრუდისგან, სადაც ჩანს სამი პიკი: პირველი გამოსახავს მიელინის შრეებში მოქცეულ წყალს, მეორე - ინტრა/ექსტრაცელულურ წყალს, ხოლო მესამე - თავზურგტვინის სითხეს [25].



სურათი 21. წყლის სიგნალის დამოკიდებულება ტემპერატურაზე. მცირე ფაქტორი არის სიმკვრივის შემცირება, ხოლო ძირითად როლს სიგნალის დაკლებაში თამაშობს დამაგნიტების შემცირება ტემპერატურის გაზრდასთან ერთად [14].

მეორე მიზეზი არის წყლის 0,5 %-ით მაღალი სიმკვრივე ოთახის ტემპერატურაზე სხეულთან შედარებით. პროტონების რაოდენობის ეს მცირე მატება ამავე რაოდენობით გამოიწვევს სიგნალის გაზრდასაც. ამიტომ, სტანდარტული სიგნალი  $S_{T_s}$ , გაზომილი კონკრეტულ ტემპერატურაზე  $T_s$  °C უნდა გარდაიქმნას ექვივალენტურ მნიშვნელობად ( $S_{37}$ ), რომელიც ექნებოდა სიგნალს სხეულში გაზომვისას (37° ცელსიუსი):

$$S_{37} = S_{T_s} \frac{\rho_{37}}{\rho_{T_s}} \frac{273.2 + T_s}{310.2}$$

ზემოთ ჩამოთვლილი რაოდენობრივი პროტონის ანუ წყლის შემცველობის გაზომვის მიმდევრობები წარმოადგენენ ქვაკუთხედებს ამ მეთოდის განვითარებაში, თუმცა მათ აქვთ თავისი ნაკლიც. კერძოდ, მათ არ შეუძლიათ მთლიანი თავის ტვინის გამოსახულების მიღება ან ამას აღწევენ საკმაოდ დაბალი რეზოლუციით. აგრეთვე ისინი იყენებენ მცირე გამეორების დროს და შესაბამისად ისინი არ არიან T1-ის გავლენისაგან თავისუფალი. აღწერილი მიმდევრობების ძირითადი პარამეტრები მოცემულია ცხრილი 2-ში [14].

მიმდევრობები	გამეორების დრო TR	გადახრის კუთხე FA	ექოს დრო TE (მწ)	გაზომვის დრო (რეზოლუციით 256X128X28)	ავტორები
მრავალი ექოს მქონე სპინ ექო	3 წმ	90°	10-320	25 წთ (ერთი შრე)	მაკკეი (1994), ვიტოლ (1997) და კოლეგები
4 სპინ ექო	4 წმ	90°	16, 24, 40, 56	5 წთ	ფერნანდეს - სერა (2001) და კოლეგები

4 გრადიენ ტ ექო	1.5 წმ	18°	6, 10, 14, 18	13 წთ	ფარას (1997) და კოლეგები
რელაქსი რეზული ველის რუკა	20 წმ	45°, 90°	20	11 წთ	ადაპტირე ბული ფერნანდე ს-სერა (2001)

ცხრილი 2. რაოდენობრივი პროტონის სიმკვრივის ანუ წყლის შემცველობის მისაღებად გამოყენებული მიმდევრობების ძირითადი პარამეტრები [14].

შესაჯამებლად, რაოდენობრივი მრ პროტონების სიმკვრივის მაღალი სიზუსტით გასაზომად, აუცილებელია მხედველობაში მივიღოთ ის ფაქტორები, რომელიც გავლენას ახდენს ამ პარამეტრზე. კერძოდ, T1-ისა და T2-ის გავლენა და რადიოსიხშირული ველის არაჰომოგენურობა. T2 გავლენის თავიდან ასაცილებლად მიზანშეწონილია მოკლე ექოს დროის მქონე მიმდევრობების გამოყენება. აგრეთვე, აღსანიშნავია რომ ერთი ექოს დროის მქონე მიმდევრობებით ვერ გამოვრიცხავთ ამ გავლენას და გარკვეული რაოდენობის პროტონების ასახვა მრ სიგნალში არ მოხდება. მაგალითად, TE = 10 მწ-ის დროს დაგვეკარგება მთლიანი სიგნალის 11%. სწორედ ამიტომ მაკეიმ და კოლეგებმა გამოიყენეს რამოდენიმე ექოს მქონე სპინ მიმდევრობა. თუმცა მათი გამეორების დრო საკმაოდ მოკლეა და შესაბამისად სიგნალში არის T1 გავლენა. ამ პრობლემის გადასაჭრელად ფარასმა და კოლეგებმა მიმართეს გრადიენტ ექო მიმდევრობას, სადაც შესაძლებელია პატარა გადახრის კუთხის ხარჯზე, მცირე TR-ის გამოყენება სიგნალის T1 პარამეტრით დაბინძურების გარეშე. ამას გარდა როგორც გვერდითი პროდუქტი მიიღება T2\* მიმდევრობა, რომელიც შეიცავს ინფორმაციას მიელინის ორმაგშრეში მოთავსებული წყლის შესახებ.

T1 გავლენის თავიდან ასაცილებლად აუცილებელი გამოვიყენოთ დიდ გამეორების დროის მქონე მიმდევრობები. თუმცა ეს თავის მხრივ გადაღების დროს ზრდის. ალტერნატიულად, შესაძლოა პროტონის სიმკვრივის

მიმდევრობაში დავუშვათ T1 გავლენა თუ მას როგორც ცალკე მიმდევრობას ისე გავზომავთ, გამოვითვლით რაოდენობრივად და შემდეგ შევასწორობთ მის გავლენას პროტონის სიმკვრივეში. ამით ჩვენ დამატებით ინფორმაციასაც მივიღებთ ამა თუ იმ ქსოვილის T1 მახასიათებლის შესახებაც

და მიმდევრობების სიგნალისა და ხმაურის შეფარდებაც მაღალი დარჩება.

რადიოსიხშირული ველის არაჰომოგენურობის შესასწორებლად შესაძლოა გამოვიყენოთ დამატებითი მიმდევრობა, რომელიც გაზომავს ველს გასაზომი ობიექტი ყველა წერტილში და აგრეთვე გადახრის კუთხესაც. იმის გამო რომ რადიოსიხშირული ველი არ იცვლება საკმაოდ სწრაფად ერთი წერტილიდან მეორეში, შესაძლოა დაბალი გარჩევადობის მიმდევრობის გამოყენება გასაზომი დროის მინიმალურამდე დაყვანის მიზნით. აგრეთვე 3 განზომილებიანი გრადიენტ ექო მიმდევრობები იყენებენ არასელექციურ რადიოსიხშირის ტალღას და შესაბამისად ნაკლებად საჭიროებენ არაჰომოგენურობის კორექციას.

გარდა ინსტრუმენტული და ფიზიკური ფაქტორებისა, რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული წყლის შემცველობაზე გავლენას ახდენს აგრეთვე ბიოლოგიური ფაქტორებიც, როგორებიცაა ორგანიზმის ჰიდრატაციის დონე, გარკვეული დაავადებები და მედიკამენტებით მკურნალობა. სწორედ ეს მგრძნობელობა ბიოლოგიური თუ პათოლოგიური ფაქტორებისადმი, ხდის პროტონების სიმკვრივის რაოდენობრივ რუკებს კლინიკური მედიცინისათვის საინტერესოსა და გამოსადეგს.

ტელენმა და ჯუსტმა (Thelen and Just 1988) აღმოაჩინეს რომ პროტონების სიმკვრივე 14-20 pu-თი მეტია თავის ტვინის სიმსივნეებში ნორმალურ თეთრ ნივთიერებასთან შედარებით, ხოლო გიდეონმა და კოლეგებმა (Gideon et al, 1999) აღმოაჩინეს წყლის შემცველობის გაზრდილი შემცველობა თავის ტვინში ინსულტის 4-დან 7-ე დღემდე [27].

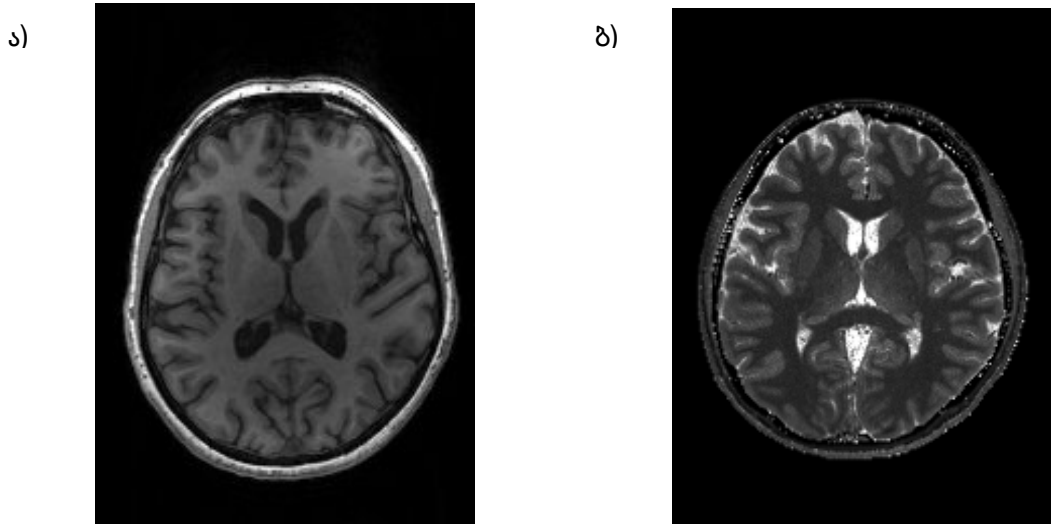
მაკკეიმ და ვიტოლმა საკუთარი მეთოდით გაზომეს ტოტალური წყლის და მიელინის ორმაგშრეში მოთავსებული წყლის შემცველობა გაფანტული სკლეროზის მქონე პაციენტებში. თავის ტვინის რუხი ნივთიერება იყო გამოყენებული როგორც შიდა სტანდარტი კალიბრირებისათვის. გაფანტული სკლეროზის ფოლაქებს ქონდათ 7,7%-ით მაღალი წყლის შემცველობა თეთრ ნივთიერებასთან შედარებით და მათი მიელინის წყლის ფრაქცია ორჯერ ნაკლები იყო ნორმასთან შედარებით. უფრო ადრე კი ტურტელოტმა და პარკერმა (Tourtellote and Parker 1968) აჩვენეს მომატებული წყლის შემცველობა გამაფტული სკლეროზის ფოლაქში, კერძოდ 85 pu, რომელიც რუხ ნივთიერებასაც კი აჭარბებდა. ქვემწვავე მასკლეროზირებელი ლეიკონცეფალიტის შემთხვევაში ნორტონმა და კოლეგებმა (Norton et al. 1966) აჩვენეს რომ თეთრი ნივთიერების წყლის შემცველობა, რომელიც ნორმალურად გამოიყურებოდა ამ დაავადების დროს გაზრდილი იყო 74 pu-მდე, ხოლო თავად დაზიანების ადგილას - 85 pu-მდე. აგრეთვე არტერიო-ვენურ მალფორმაციის გარშემო არსებული თეთრი ნივთიერების წყლის შემცველობა საკამოდ იმატებს, ხოლო შარდმდენი მანიტოლით მკურნალობის შემდეგ ორ პაციენტში, თავის ტვინის წყლის შემცველობა 5 pu-თი დაიკლო [25].

საბოლოოდ, როგორც ზემოთ ჩამოთვლილი კვლევებიდა ჩანს, რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული პროტონების სიმკვრივის ანუ წყლის შემცველობის გაზომვა საკამოდ მნიშვნელოვანი მრ პარამეტრია და ფართო გამოყენება აქვს ამა თუ იმ დაავადების დასახასიათებლად. თუმცა როგორც განხილული მაგალითებიდა ჩანს, წყლის შემცველობის რუკების მიღების მეთოდების დასახვეწად საკამოდ დიდი არეალია დარჩენილი.

### **3.2 რაოდენობრივი T1 გასწვრივი რელაქსაციის რუკები**

ხარისხობრივი T1 მიმდევრობა ფართოდ გამოიყენება კლინიკურ მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. ამ გამოსახულებებით მიღებული

სიგნალი არაწრფივად უკუპროპორციულია გაზომილი ქსოვილისათვის დამახასიათებელი გასწვრივი რელაქსაციის დროის კონსტანტისა და აგრეთვე დამოკიდებულია სხვა ფაქტორებზეც, როგორცაა მაგალითად პროტონების სიმკვრივე. თუმცა არ უნდა დაგვავიწყდეს, რომ T1 არის ამა თუ იმ ქსოვილის შინაგანი ბიოფიზიკური დამახასიათებელი სიდიდე და მისი გაზომვა შესაძლებელია რაოდენობრივად. ეს კი საკმაოდ მნიშვნელოვანია არამარტო მრ გამოსახულებებით ნორმალური თუ პათოლოგიური ქსოვილების ობიექტური დასახასიათებლად, არამედ აგრეთვე საკონტრასტო ნივთიერების ჩართვის, პერფუზიისა და სისხლის მოცულობის განსაზღვრისათვის. გასწვრივი დამაგნიტების რაოდენობრივ გაზომვას T1 რელაქსომეტრია ეწოდება, ხოლო შედეგად მიღებულ გამოსახულებებს T1 რუკები, სადაც თითოეული ვოქსელის მნიშვნელობა შეესაბამება T1-ს გაზომილს მილიწამებში. ამ შემთხვევაში მიღებული სიგნალი არაწრფივად პირდაპირპროპორციულია გაზომილი ქსოვილის დამახასიათებელი სპინ-სპინ რელაქსაციის მუდმივისა. მაგალითად, გრძელი T1 კონსტანტის მქონე თავზურგტვინის სითხე მოჩანს ჰიპოინტენსიურად ხარისხობრივ გამოსახულებაში, მაშინ როდესაც რაოდენობრივ რუკაში იგი ჰიპერინტენსიურია. აგრეთვე რუხი და თეთრი ნივთიერების კონტრასტიც შებრუნებულია (სურათი 22).



სურათი 22. ა) ხარისხობრივი T1 მრ გამოსახულება. ბ) რაოდენობრივი T1 რუკა.



როგორც უკვე ავლიშნეთ, წყალბადის ატომბირთვების ანუ სპინების სისტემა სტატიკურ მაგნიტურ ველში წარმოშობს წონასწორულ დამაგნიტებას  $M_0$ , რომელზეც რადიოსიხშირის ტალღის ზემოქმედებით, ეს წონასწორობა დაირღვევა და პროტონები შეიძენენ ახალ დამაგნიტება -  $M_z$ -ს, რომელიც რადიოსიხშირის ტალღის ზამოქმედების შეწყვეტისთანავე დაიწყებს აღდგენას, გამოასხივებს შთანთქმულ ენერგიას და გარკვეული დროის შემდეგ დაუბრუნდება საწყის პოზიციას. სწორედ ამ დროის ამსახველი მუდმივა არის T1 და გამოსახება ბლოხის განტოლებით:

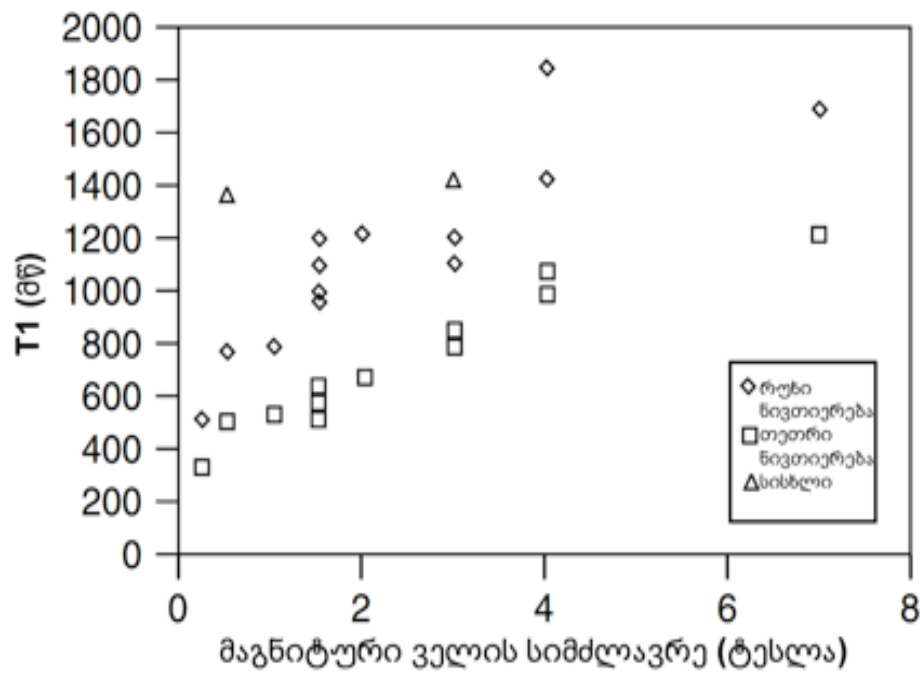
$$\frac{dM_z(t)}{dt} = \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1}$$

დამაგნიტების წონასწორობაში დაბრუნება გამოწვეულია ძირითადად ფლუქტუაციური მაგნიტური ველებით, რომლებიც თავის მხრივ წარმოიქმნება მაგნიტური მომენტის მეზობლად მყოფი მოლეკულების მოძრაობით (დიპოლ-დიპოლური ურთიერთქმედება). სწორედ ამიტომ, გასწვრივი დამაგნიტების აღდგენის დროის მუდმივას შეუძლია მოგვცეს ინფორმაცია წყლის მოლეკულების მოძრაობის და მათი მაკრომოლეკულებთან დაკავშირების შესახებ [28].

ნორმალურ ქსოვილში T1-ის მნიშვნელობა დაკავშირებულია მაკრომოლეკულების კონცენტრაციასა და წყლის შემცველობასთან. სწორედ ესაა ბაზისი ქსოვილებში T1 კონტრასტისა. მაგალითად, თავის ტვინში, თეთრი ნივთიერების გასწვრივი რელაქსაციის დრო ნაკლებია რუხ ნივთიერებასთან შედარებით, რადგან იგი შეიცავს მიელინს, ხოლო კონკრეტული ქსოვილის აბსოლუტური T1 დამოკიდებული მაგნიტური ველის სიმძლავრეზე (სურათი 23) [28].

T1-ის გასაზომად საჭიროა პრიველ რიგში მოვახდინოთ წონასწორული დამაგნიტების გარდაქმნა და შემდეგ დავაკვირდეთ მის აღდგენას. სტანდარტს წარმოადგენს ინვერსია-აღდგენის მარტივი ექსპერიმენტი.

გასწვრივი დამაგნიტების მომენტზე ( $M_z$ ), რომელიც წონასწორობაშია ვიმოქმედებთ  $180^\circ$  რადიოსიხშირის ტალღით და მოვახდენთ მის ინვერსიას ანუ  $180^\circ$ -ით შევუცვლით მიმართულებას. გასწვრივი დამაგნიტება აღდგება ექსპონენციალურად T1 სიჩქარით. გარკვეული დროის შემდეგ, რომელსაც ინვერსის დრო ეწოდება (TI), მასზე კვლავ ვიმოქმედებთ რადიოსიხშირის ტალღით, ამჯერად  $90^\circ$ -ით და დამაგნიტების მომენტი გადაიხრება მართო-



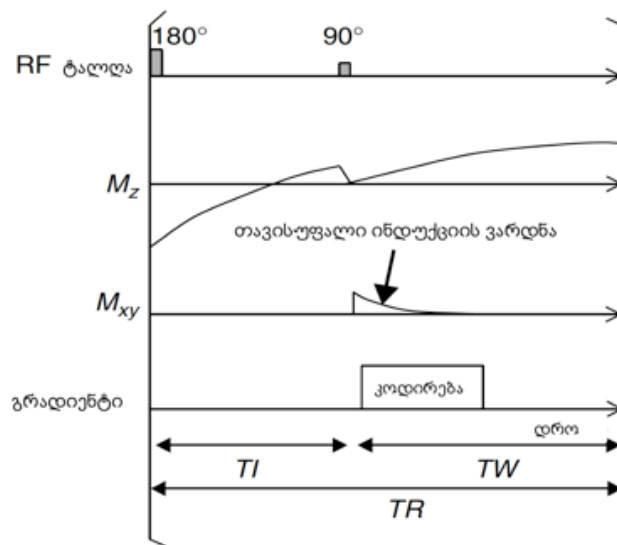
სურათი 23. T1-ის დამოკიდებულება მაგნიტური ველის სიმძლავრეზე სხვადასხვა ქსოვილში [28].

ბული განივი დამაგნიტების სიბრტყეში ( $M_{xy}$ ), სადაც იგი წარმოშობს თავისუფალი ინდუქციის ვარდნას (FID). FID-ის ამპლიტუდა დამოკიდებულია იმაზე, თუ რამდენად აღსდგა გასწვრივი დამაგნიტება ინვერსიის დროში. ეს ექსპერიმენტი უნდა განმეორდეს სხვადასხვა ინვერსიის დროისათვის. მას შემდეგ რაც დავიცდით  $5T1$  დროით (დაცდის დრო -  $TW$ ) გაზომვებს შორის, რათა მოხდეს დამაგნიტების მომენტის სრული აღდგენა (სურათ 24), T1-ის გამოთვლა შეგვიძლია შემდეგნაირად:

$$S(TI) = S_0(1 - 2e^{-TI/T1})$$

S(TI) გვიჩვენებს სიგნალს გაზომილს ინვერსიის დროში და პროპორციულია  $M_z$ -დამაგნიტებისა მოცემულ დროში.  $S_0$  კი არის სიგნალი, რომელიც მიიღება წონასწორობაში მყოფი გასწვრივი დამაგნიტებისაგან ( $M_0$ ). თუ ჩავთვლით რომ ინვერსიის ტალღა ჰომოგენურად მოქმედებს მთლიან გასაზომ ნიმუშზე, მაშინ T1 შეგვიძლია გამოვთვალოთ მაღალი სიზუსტით [28].

რაოდენობრივი T1 რუკების მისაღებად საჭიროა ამ ექსპერიმენტის კომბინაცია რომელიმე მიმდევრობასთან, მაგალითად სპინ ან გრადიენტ ექსოსთან, რომელიც შედგება ფაზა და სიხშირე მაკოდირებელი გრადიენტებისა და ორ განზომილებიანი ფურიეს გრადაქმნებისაგან, რათა მოვახდინოთ გამოსახულების რეკონსტრუქცია. ამ მიმდევრობაში თითოეულ ფაზა მაკოდირებელი ბიჯის განმავლობაში ინვერსიის და გამეორების დრო უნდა იყოს ერთი და იგივე. მხოლოდ უნდა ვცვალოთ ფაზის გრადიენტები და ეს პროცედურა გავიმეოროთ იმდენჯერ რამდენი წერტილიც გვინდა გავზომოთ ინვერსიის მრუდზე. თუმცა, როგორც წესი  $TW < 5T1$ , ასე რომ დამაგნიტება ვერ ასწრებს მთლიანად აღდგენას და იგი იმყოფება ეგრეთ წოდებულ მდგრად მდგომარეობაში (steady state), რომელსაც აღწევს დაახლოებით 5 ინვერსიული აღდგენის ექსპერიმენტის შემდეგ, როდესაც TI და TR არ იცვლება [29].



სურათი 24. ინვერსია-აღდგენის მიმდევრობა T1-ის გაზომვისათვის.  $90^\circ$  -ის რადიოსიხშირის ტალღა არის შრე სელექციური. „კოდირების დროს“ შესაძლებელია ფაზის ან სიხშირის კოდირება სხვადასხვა მიმდევრობისათვის. RF - რადიოსიხშირის ტალღა; TI -ინვერსიის დრო; TW - დაცდის დრო = TR - TI; TR - გამეორების დრო [28].

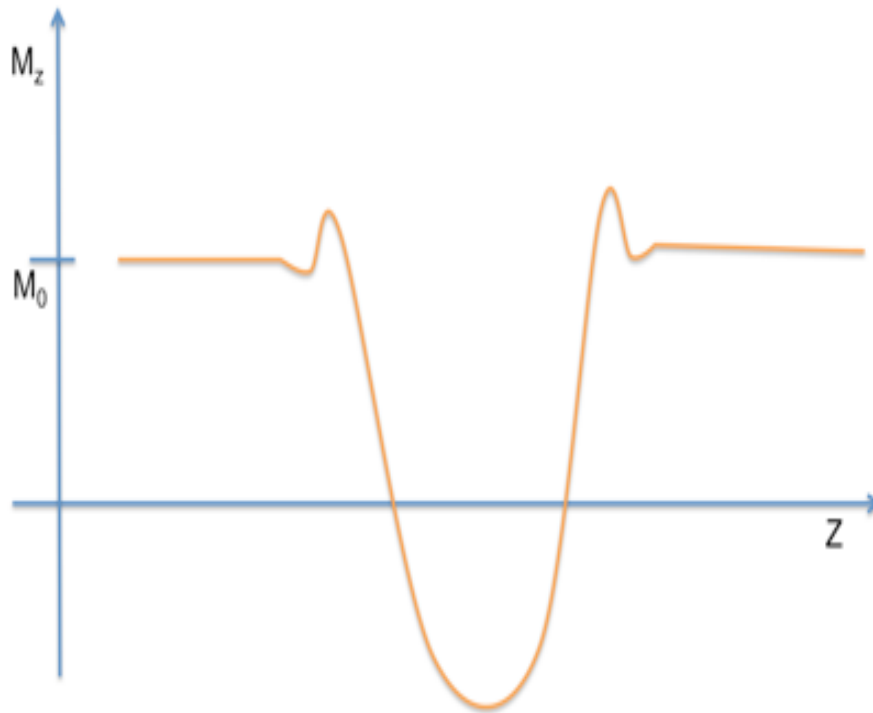
რაოდენობრივი გასწვრივი რელაქსომეტრიის დროს რამოდენიმე ფაქტორმა შესაძლოა გამოიწვიოს სისტემური შეცდომა. ასეთებს მიეკუთვნება ხმაური ნედლ გამოსახულებებში და რადიოსიხშირის ველის არაჰომოგენურობა.

მრ გამოსახულებებში სიგნალს აქვს გაუსური განაწილება, რომლის ცენტრი მდებარეობს 0-თან ახლოს და მისი სიგანე დამოკიდებულია სიგნალისა და ხმაურის შეფარდებაზე. ხმაურს კი აქვს ალბათური განაწილება (რაისის განაწილება - რომელიც 0-ზე მეტია) და შესაბამისად სიგნალის მნიშვნელობა გაზომილი ინვერსიის მრუდზე 0-თან ახლოს ყოველთვის გადაჭარბებული იქნება. ამის შესასწორებლად შეგვიძლია გამოვიყენოთ ცხრილები, რომელიც მოწოდებულია ჰენკელმანის მიერ (Henkelman 1985) [30].

მიღებული სიგნალი დამოკიდებულია რადიოსიხშირის ტალღის გადახრის კუთხეზე და მისი ამპლიტუდის შეცდომა T1 რუკის არასწორად გამოთვლის ერთერთი ყველაზე ხშირი მიზეზია. როგორც წესი, გადახრის კუთხე არის  $90^\circ$  ან  $180^\circ$  თუმცა ეს გამოსახულების ყოველ სივრცულ ელემენტში ასე არ არის. რადიოსიხშირის ტალღის შეღწევადობა ყოველთვის ერთნაირი არ არის გამოსაკვლევი ობიექტის ყველა წერტილში და აგრეთვე კოჭის პროფილიც განსხვავდება სივრცეში. გარდა ამისა, შრე-სელექციური ტალღები არ გვაძლევს კვადრატულ პროფილს და შედეგად ვიღებთ სივრცეში განსხვავებულ გადახრის კუთხეს. სურათი 25-ზე ნაჩვენებია ინვერსიის პროფილი ტიპიური  $\text{sinC}(x)$  ფუნქციისათვის [28].

მიმღები კოჭის არაჰომოგენურობა გავლენას არ ახდენს T1-ის მნიშვნელობაზე. სამაგიეროდ გადამცემი კოჭის პროფილის ჰომოგენურობა საკმაოდ მნიშვნელოვანია. ამიტომ ამ უზუსტობის თავიდან ასაცილებლად

და მაღალი სიგნალისა და ხმაურის შეფარდების მისაღებად იყენებენ საკმაოდ დიდ გადამცემ კოჭებს, მაგალითად ტომოგრაფის აპარატში ჩაშენებულ სხეულის კოჭას, ხოლო მიმღებად ზედაპირის კოჭა გამოიყენება, რომელიც ახლოსაა გამოსაკვლევი ობიექტთან [28].

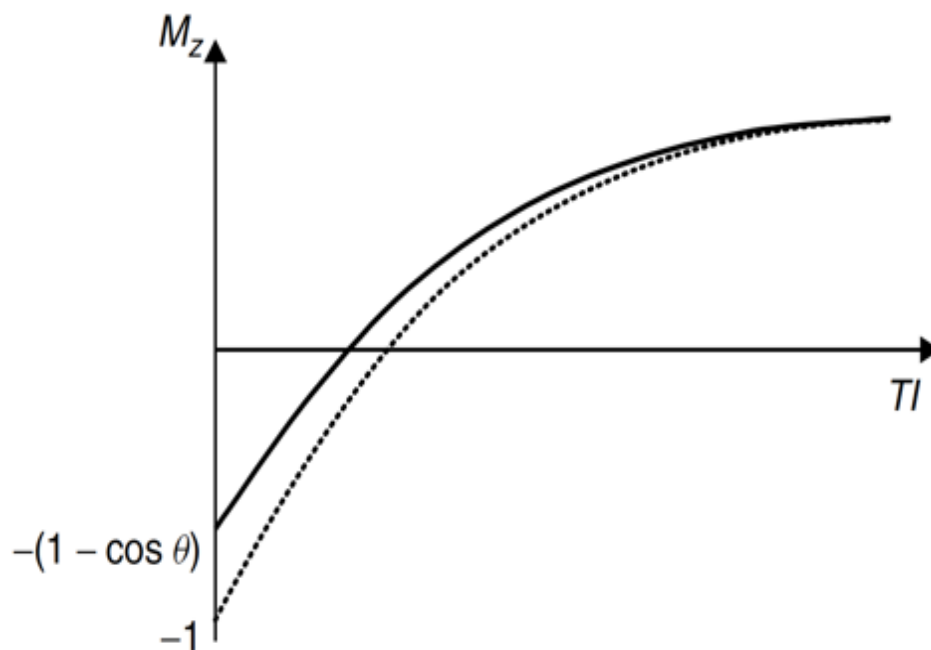


სურათი 25. გასწვრივი დამაგნიტების შრის პროფილი ინვერსიის შემდეგ  $\sin C$  ტალღის შედეგად, რომელიც იდეალურად უნდა იყოს მართკუთხა ფუნქცია.

რადიოსიხშირის ტალღის გადახრის კუთხის სივრცული ვარიაციის დროს, ყველაზე იოლი მეთოდი მის შესასწორებლად არის ამ სიგნალის გაზომვა და ნომინალური კუთხით მიღებული სიგნალთან შედარება, შესწორება. მაგალითად, თუ ინვერსიული აღდგენის მიმდევრობის დროს გვაქვს არა  $180^\circ$  არამედ, გარკვეული გადახრის კუთხის -  $\theta$  მქონე ინვერსიული რადიოსიხშირის ტალღა, მაშინ ზემოთ მოცემული სიგნალის განტოლება შემდეგ სახეს მიიღებს, ხოლო ნომინალურით და  $\theta$  გადახრის კუთხით მიღებული მრუდები ასახულია სურათზე 26.

$$S(TI) = S_0 [1 - (1 - \cos \theta) e^{-TI/T1}]$$

ალტერნატიული მეთოდი არის ცალკე მიმდევრობის გამოყენება გადახრის კუთხის გასაზომად გამოსაკვლევი ობიექტის ყოველ სივრცულ ელემენტში ანუ ვოქსელში. თუმცა ეს დამატებით დროსთანაა დაკავშირებული, ზემოთ აღწერილ მეთოდთან შედარებით უფრო ზუსტია. T1 რელაქსაციის დროის რაოდენობრივად გასაზომად არსებობს რამოდენიმე მიმდევრობა, რომლებიც ეფუძნება ინვერსიის აღდგენას, სიტუაციის აღდგენას, ექოს სტიმულაციასა და ლუქ-ლოქერ (Look-locker) პრინციპს [31].

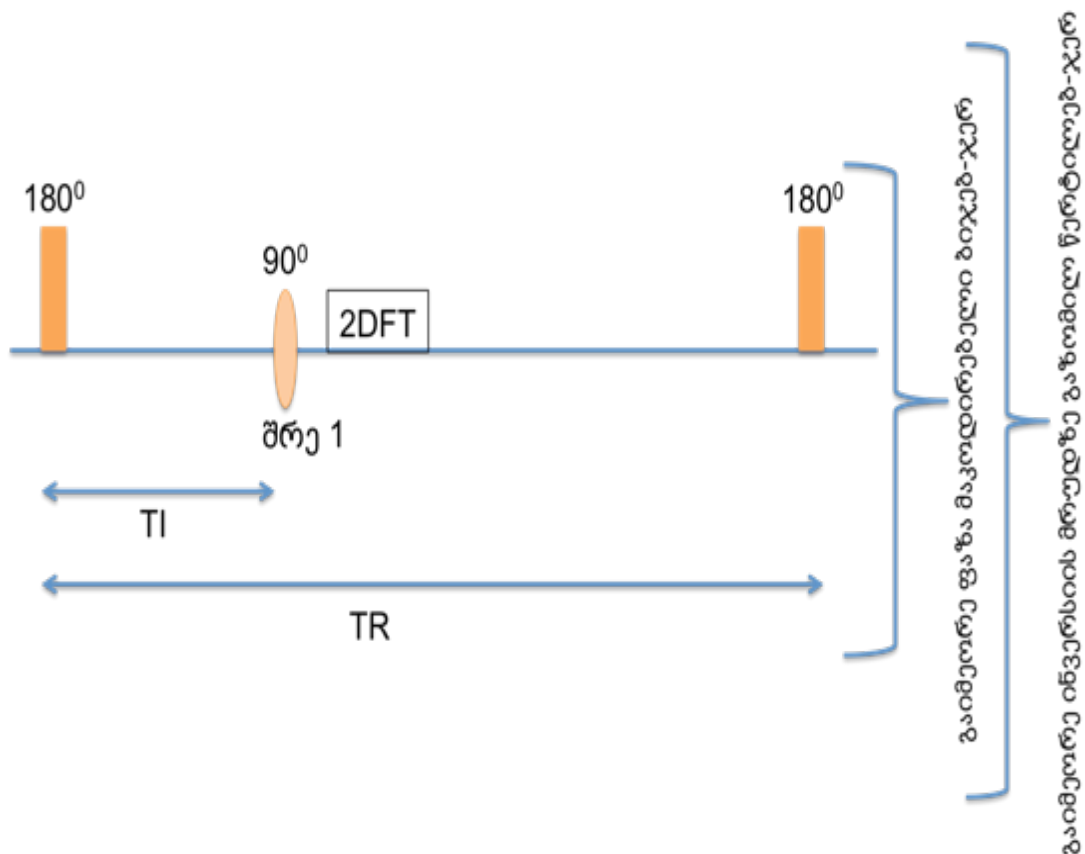


სურათი 26. ინვერსიული აღდგენის მრუდებს შორის განსხვავება  $180^\circ$  გადახრის კუთხის მქონე რადიოსიხშირის (წერტილებით შედგენილი მრუდი) და  $\theta$  კუთხის მქონე ტალღის შემდეგ [28].

ინვერსიის აღდგენაზე დაფუძნებული მიმდევრობა ოქროს სტანდარტია გასწვრივი რელაქსომეტრიისათვის. ჰენკელმანმა და ზენგმა დამოუკიდებლად გამოიყენეს ეს მეთოდი 1988 და 1998 წლებში. გუფთამ და ბეკერმა კი (Gupta et al., Becker et al.) შემოგვთავაზეს ინვერსიის სწრაფი აღდგენის მეთოდის გამოყენება (Fast Inversion Recovery - FIR), რომლის დროსაც ინვერსიისა (TI) და დაცდის დრო (TW) ისე იცვლება რომ TR იგივე რჩება. მაგრამ გამეორების დრო გაცილებით ნაკლებია, ვიდრე  $5T1$ .

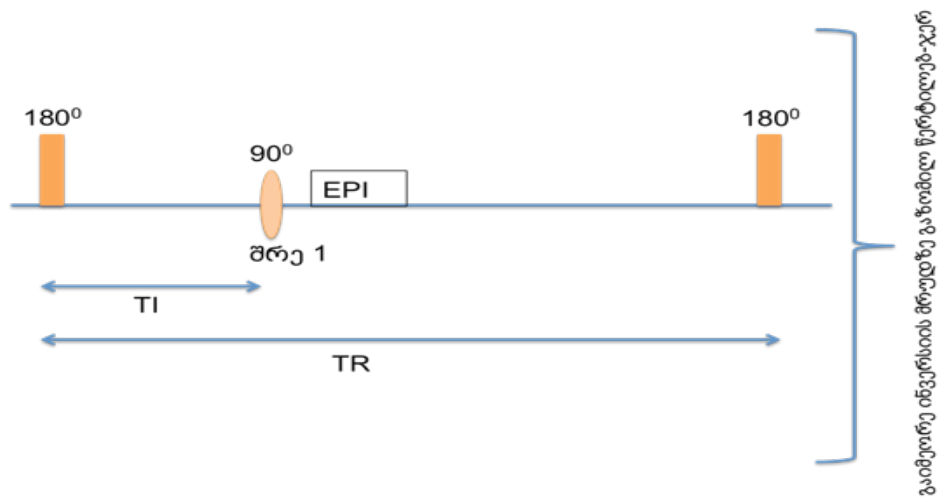
შესაძლებელია როგორც გრადიენტ, აგრეთვე სპინ ექოს გამოყენება. თუმცა ორივე შემთხვევაში გაზომვის დრო საკმაოდ ხანგრძლივია, რადგან ინვერსიის აღდგენის ექსპერიმენტი უნდა გამეორდეს იმდენჯერ, რამდენი ფაზა მაკოდირებელი ბიჯიცაა საჭირო გამოსახულების მისაღებად და აგრეთვე ინვერსიის მრუდზე გასაზომი წერტილებ-ჯერ, რათა მოხდეს T1-ის ზუსტი გაზომვა (სურათი 27) [32, 33].

გაზომვის დროის შესამცირებლად მიზანშეწონილია ექო-სიბრტყივი გამოსახულების (EPI) მიღების მეთოდის გამოყენება, რომლის დროსაც არ ხდება ინვერსიის აღდგენის გამეორება ფაზა მაკოდირებელი ბიჯებ-ჯერ, რადგან EPI k-სივრცეში ყველა ხაზს კითხულობს ერთიანად ერთი რადიოტალღის გამოყენების შემდეგ (სურათი 28) [34].

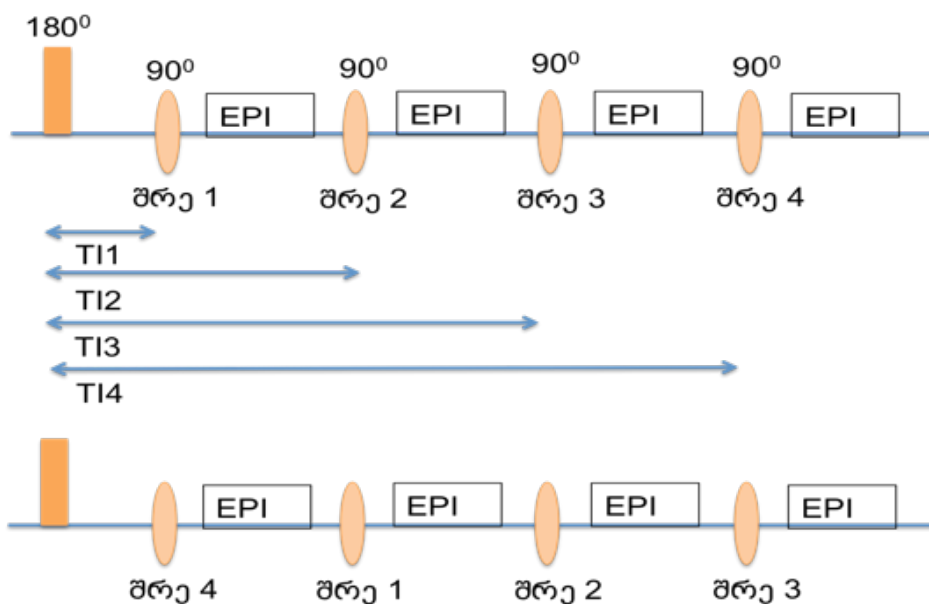


სურათი 27. სპინ ექო მიმდევრობა T1 რელაქსომეტრიისათვის. არასელექციურ  $180^\circ$ -იან ტალღას მოყვება შრე სელექციური  $90^\circ$ -ანი რადიოსიხშირის ტალღა. 2DFT - ორ განზომილებიანი ფურიეს გარდაქმნა [მოდულიზებული 34].

ამ მეთოდის ეფექტურობა დრამატულად გაიზრდება თუ გამოვიყენებთ  $90^\circ$  შრე-სელექციურ ტალღას მომდევნო შრეებიდან გამოსახულების მისაღებად. თუ შრეების მიღების მიმდევრობას თანმიმდევრობით შევცვლით ყოველი ინვერსიული ტალღის შემდეგ, მაშინ დაახლოებით 10 გამეორების დროში მივიღებთ ინვერსიული ალდგენის მრუდს სრულად (სურათი 29). ამ მეთოდს ექოდება მრავალშრიანი ინვერსიული ალდგენა ექო-სიბრტყივი გამოსახულებით (Multislice Inversion Recovery-EPI: MS-IR-EPI) [34].



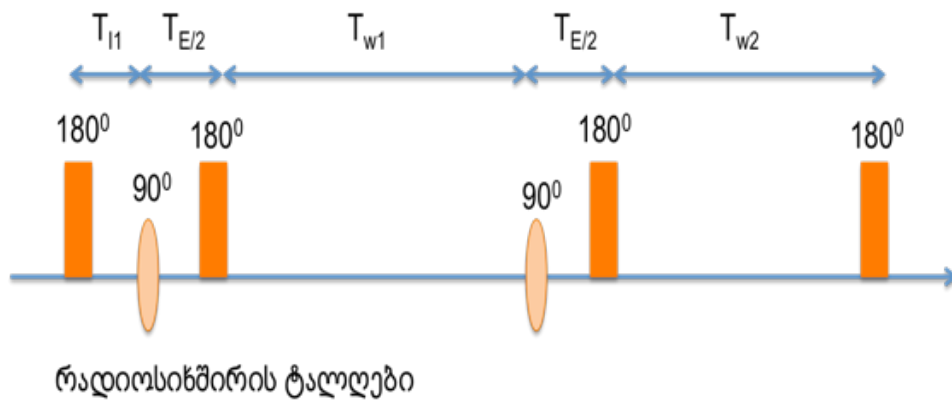
სურათი 28. ექო-სიბრტყივი გამოსახულების მიღება ინვერსიული ალდგენით. სრული გამოსახულება მიიღება ერთი რადიოსიხშირის ტალღის გამოყენების შემდეგ [მოდულიზებული 34].





სურათი 29. მრავალშრიანი ინვერსიული ალდგენის ექო-სიბრტყივი გამოსახულებების მიღების მიმდევრობა. ყოველი გამეორების დროის შემდეგ ხდება შრეების ციკლური მონაცვლეობა [35].

ამ დრომდე განვიხილეთ მიმდევრობები, როდესაც ინვერსიის მრუდზე იზომებოდა მრავალი წერტილი. ედელშტაინმა 1983 (Edelstein et al.) წელს შემოგვთავაზა ორი წერტილის მეთოდი, სადაც როგორც სახელიდან ჩანს T1-ის დასადგენად საკმარისია ორი წერტილიდან მიღებული გამოსახულებების სიგნალის შეფარდების გამოთვლა და შემდეგ ცხრილების გამოყენება. შესაძლებელია როგორც სპინ, აგრეთვე გრადიენტ ექოს, რომელსაც მოყვება მთლიანი ან ნაწილობრივი სატურაცია, კომბინაცია ინვერსიული ალდგენის მიმდევრობასთან. მაგალითად, სპინ ექო შეგვიძლია შევადაროთ სიტუაციის ალდგენის მიმდევრობას, როდესაც გავზომავთ პირველად ინვერსიულ ალდგენას და შემდგომ სპინ ექოს (IR+SE) ან ერთმანეთის მონაცვლეობით (IR/SE სურათი 30). ეს უკანასკნელი უფრო ეფექტურია, რადგან ამცირებს სიგნალის გადახრას. კურლანდმა და ლინ (Kurland et al., Lin et al.) ერთმანეთისაგან დამოუკიდებლად ექსპერიმენტულად აჩვენეს რომ ინვერსია სპინ ექოს მონაცვლეობას გაცილებით მაღალი სიგნალისა და ხმაურის შეფარდება ქონდა, ვიდრე SE + IR, SE +SE ან SE/SE. ორი წერტილის მეთოდი მგრძნობიარეა რადიოსიხშირის ტალღის არაჰომოგენურობაზე, თუმცა ამის გამოსწორება შესაძლებელია ადიაბატიური ტალღის გამოყენებით. თუ მიმდევრობა იყენებს მრავალ ექოს სიხშირულ კომპონენტზე ინფორმაციის მისაღებად, მაშინ შესაძლებელია ერთდროულად T1-ისა და T2-ის გაზომვა [36].



სურათი 30. ინვერსიული აღდგენის და სპინ ექო მიმდევრობების მონაცვლეობა.

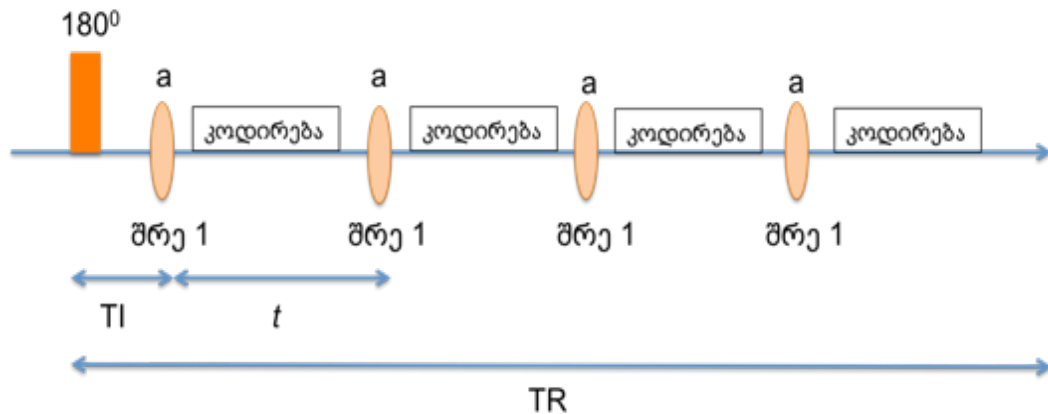
შესაძლებელია გამეორების დროის და შესაბამისად გაზომვის დროის შემცირება თუ მაგალითად ჩავთვლით რომ არ ხდება სიგნალის მთლიანად აღდგენა და მას ამ გარემოების გათვალისწინებით გამოვითვლით. თუმცა არსებობს ალტერნატიული მეთოდი, როდესაც მიმდევრობებს ისე ვცვლით რომ გასწვრივ დამაგნიტებას ყოველთვის ერთი და იგივე სიდიდე აქვს ყოველი გამეორების დროის შემდეგ. ეს კი მიიღწევა სიგნალის გაჯერებით ერთი ან რამოდენიმე  $90^\circ$ -იანი რადიოსიხშირის ტალღის გამოყენებით [37].

1970 წელს ლუქმა და ლოქერმა (Look, Locker) შემოგვთავაზეს მეთოდი, რომელიც T1-ის გაზომვის საშუალებას გვაძლევს ინვერსიული აღდგენის მხოლოდ ერთი მრუდიდან და აგრეთვე შესაძლებელია მულტიექსპონენციალური რელაქსაციის დადგენა. თუმცა, იგი როგორც სხვა მიმდევრობები საკმაოდ მგრძობიარეა რადიოსიხშირის ტალღის არაპრომოგენურობაზე. მეთოდი მდგომარეობს წონასწორული დამაგნიტების ინვერსიაში და სიგნალის აღდგენის პერიოდში მასზე ინფორმაციის მიღებით პატარა გადახრის კუთხის მქონე ტალღების გამოყენებით (სურათი 31). გაზომილი აღდგენის მრუდი იქნება ექსპონენციალური, თუმცა ეს ტალღები შეანელებენ პროცესს. დამაგნიტება აღდგება T1' სიჩქარით, რომელიც დამოკიდებულია როგორც ტალღებს შორის ინტერვალზე -  $t$ , აგრეთვე მათ გადახრის კუთხეზე. T1\* გამოითვლება შემდეგი ფორმულით:

$$T1^* = \frac{t}{(t/T1) - \log_e [\cos (a)]}$$

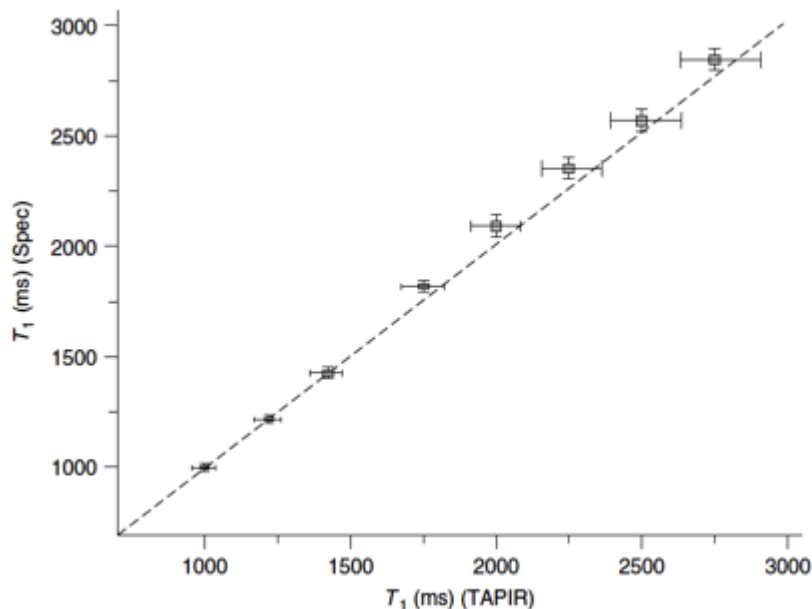
ინვერსიის მრუდის გადახრის კუთხეზე დამოკიდებულება საშუალებას გვაძლევს რომ მიღებული ინფორმაციიდან გამოვთვალოთ თავად გადახრის კუთხე, მისი ვარიაცია სივრცეში და შემდეგ გავითვალისწინოთ T1-ის გაზომვის დროს. როდესაც გადახრის კუთხე პატარაა რელაქსომეტრიის

მგრძობელობას მის სივრცულ ცვლილებაზე მცირდება [35].



სურათი 31. ლუქ-ლოქერ მიმდევრობა.  $180^\circ$  რადიოსიხშირის ტალღა ინვერსიისათვის და რამოდენიმე  $a$  გადახრის კუთხის მქონე ტალღა სიგნალზე ინფორმაციის მისაღებად [მოდულიზებული 35].

2001 წელს შამ და კოლეგებმა (Shah et al.) შემოგვთავაზეს ამ მიმდევრობის სამ განზომილებიანი ვერსია -  $T_1$ -ის გაზომვა პარციალური ინვერსიული აღდგენით ( $T_1$  mapping with Partial Inversion Recovery – TAPIR), რომელიც იყენებს შრეების მონაცვლეობას და გამოირჩევა მაღალეფექტურობითა და სიზუსტით (სურათი 32 [35]).



სურათი 32.  $T_1$  –ის ზუსტი გაზომვა TAPIR მიმდევრობით ლუქ-ლოქერის მეთოდით და მისი შედარება სპექტროსკოპიის შედეგებთან [36].

სტიმულირებული ექო მიმდევრობები შინაგანად შეიცავენ T1 კონტრასტს და ამიტომ მრავალი ავტორის მიერ შემოთავაზებული იქნა მათი გამოყენება გასწვრივი რელაქსომეტრიისათვის, თუმცა იგი ინვერსიული აღდგენისა და ლუქ-ლოქერისაგან განსხვავებით ნაკლები სიზუსტით და აგრეთვე დაბალი სიგნალისა და ხმაურის შეფარდებით გამოირჩევა.

T1 რელაქსომეტრიამ ფართო გამოყენება ჰპოვა კვლევაში და სულ უფრო და უფრო ახლოვდება მისი სადიაგნოსტიკო მიზნით გამოყენება. იმის მიხედვით თუ რა არის პრიორიტეტული ექსპერიმენტის ან კლინიკური გამოყენების დროს რეკომენდირებული გასწვრივი რელაქსომეტრიის გარკვეული მეთოდის გამოყენება. მაგალითად, თუ დამაგნიტების აღდგენის დროს T1 იცვლება - კონტრასტული საშუალების ჩართვის დროს მიზანშეწონილია ინვერსიული აღდგენისა და ექო-სიბრტყივი გამოსახულებების მიმდევრობების კომბინაცია, ხოლო გულის რითმით ტრიგერირებული T1-ის გაზომვის დროს, მაგალითად მიოკარდიუმზე დაკვირვებისას უკეთესია ინვერსია/სპინ-ექო მიმდევრობის ორი წერტილის მეთოდის გამოყენება.

მიუხედავად იმისა, რომ მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის გამოჩენისთანავე 1980-იანებში, მან ფართო პოპულარობა ჰპოვა, განსაკუთრებით კი თავის ტვინის პათოლოგიების დიაგნოსტიკაში, მისი სპეციფიურობა მაინც დაბალია. მაგალითად, გამანტული სკლეროზის დროს დაავადებული კერები ჰიპერინეტნსიურად ჩანს T2 გამოსახულებებში და ძნელია მათში ანთების, შეშუპების, გლიოზისა თუ დემიელინიზაციის გარჩევა. სწორედ სხვადასხვა პათოლოგიებისადმი სპეციფიურობის ასამაღლებლად შემოთავაზებული იქნა T1 რელაქსომეტრია. ქვემოთ განვიხილავთ კლინიკურ კვლევებს, სადაც რაოდენობრივი მრტ-ს და კერძოდ გასწვრივი დამაგნიტების გაზომვის უპირატესობა ჩანს.

გაფანტული სკლეროზი წარმოადგენს ცენტრალური ნერვული სისტე-

მის აუტოიმუნურ ანთებით დაავადებას, რომლის დროსაც თავის ტვინის თეთრ ნივთიერებაში ჩნდება დემიელინიზაციის უბნები. ამ დაავადების განვითარების მონიტორინგი მნიშვნელოვანია მისი მკურნალობის დაგეგმარებაში. სწორედ ამიტომ, დღემდე მიმდინარეობს სადიაგნოსტიკო მეთოდების შემუშავება. რადიონობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია, სწორედ ასეთ წინ გადადგმულ ნაბიჯს წარმოადგენს. მაგალითად, სხვადასხვა ავტორებმა ერთმანეთისაგან დამოუკიდებლად აჩვენეს რომ ამ დაავადების მქონე პაციენტების “ნორმალურ” თეთრ ნივთიერებაში T1 და T2 პარამეტრები გახანგძლივებული იყო ჯანმრთელ საკონტროლო ჯგუფთან შედარებით. დაზიანების უბნებშიც აღინიშნა იგივე ტენდენცია, აგრეთვე პათოლოგიის კერის ასაკთან ერთად რადიონობრივი მრ პარამეტრებიც განსხვავდებოდა [39, 40].

ქალა-ტვინის სიმსივნეების დიაგნოზის დადგენაში მაგნიტურ რეზონანსულმა ტომოგრაფიამ რევოლუციური წვლილი შეიტანა. თუმცა, თავად ახალწარმონაქმნის დახასიათება სტანდარტული გამოსახულებებით ჯერ კიდევ შეუძლებელია. სწორედ, რადიონობრივი მრტ იძლევა ამის პოტენციალს. მაგალითად, მენინგიომებს და ჰიპოფიზის სიმსივნეებს აქვთ ყველაზე მოკლე T1, ხოლო გლიობლასტომებს ყველაზე გრძელი T1 თავის ტვინის სიმსივნეებს შორის. ენგლუდმა და კოლეგებმა (Englund et al.) დაადგინეს კავშირი T1 მნიშვნელობასა და ასტროციტომების ავთვისებიანობის ხარისხს შორის. მაგალითად, I-II ხარისხის სიმსივნეებს ახასიათებთ უფრო ხანგრძლივი T1, III-IV ხარისხთან შედარებით. მკურნალობის შემდეგ კი T1-ის დამოკლება დადებით კორელაციაში იყო სიმსივნეში ნეკროზის ხარისხთან [41].

მედიცინაში გამოყენებული სადიაგნოსტიკო მეთოდები, როგორებიცაა მაგალითად კომპიუტერული ტომოგრაფია ან ხარისხობრივი მანიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია ხშირად ხასიათდებიან ნაკლები სპეციფიურობით ამა თუ იმ დაავადების მიმართ და შესაბამისად ვერანაირ ცვლილებას ვერ ასახავენ. ასეთი პათოლოგიის მაგალითია ეპილეფსია.

სწორედ ასეთ შემთხვევებში რაოდენობრივი მრტ თამაშობს მნიშვნელოვან როლს. მაგალითად, კონლონმა და კოლეგებმა (Conlon et al. 1988) გამოიკვლიეს ეპილეფსიის მქონე პაციენტების ჯგუფი, რომელთა თავის ტვინის კომპიუტერული ტომოგრაფიის გამოსახულებები ნორმალური იყო, ხოლო რაოდენობრივი T1 ჯანმრთელ საკონტროლო ჯგუფთან შედარებით მომატებული იყო საფეთქლის წილში, რომელიც ცნობილია რომ ზიანდება ეპილეფსიის დროს. გარდა, ამისა გასწვრივი რელაქსაციის დროის ხანგძლივობით შესაძლებელი აღმოჩნდა გენერალიზებული და პარციალური კრუნჩხვის გარჩევა. სამწუხაროდ, ვერ მოხერხდა იმ პაციენტების განსხვავება, რომლებსაც ჰქონდათ ეპილეფსიისადმი თანდართული ფსიქოზი, თუმცა ჰალუცინაციების მქონე პაციენტებს ახასიათებდათ უფრო ხანგძლივი T1 მნიშვნელობები მარცხენა საფეთქლის წილის თეთრ ნივთიერებაში. მიუხედავად იმისა, რომ ასეთი კვლევები მცირერიცხოვანია, ისინი დამატებით ინფორმაციას გვაძლევენ, რომელიც კომპლემენტარულია ელექტროენცეფალოგრაფიისა [42].

ინსულტი არის ის ერთერთი მნიშვნელოვანი პათოლოგია, რომლის დიაგნოსტიკაში, განსაკუთრებით იშემიური ცვლილებების, მაგნიტურ რეზონანსულმა ტომოგრაფიამ რევოლუციური ცვლილებები მოახდინა. რაოდენობრივი მრტ-ს საშუალებით შესაძლებელი გახდა დაზიანების კერების დადგენა, რომლებსაც ახასიათებდათ როგორც T1-ის, აგრეთვე T2-ის გახანგძლივება. აგრეთვე რელაქსაციის დროების ხანგძლივობაზე დაკვირვებით, მოხერხდა ინფარქტის უბნების ვალერიული დეგენერაციისაგან განსხვავება. ამ კვლევაში დევიტმა და კოლეგებმა (Dewitt et al. 1987) აგრეთვე მოახერხეს ინფარქტის არეაში ჰემორაგიის განსხვავება T1-ზე დაყრდნობით, მაშინ როდესაც სტანდარტულმა მრტ-მ ვერ შესძლო სისხლის არსებობის დაფიქსირება. მიუხედავად იმისა რომ ჰემორაგიულ ინფარქტში T1 გახანგძლივებული იყო, არაჰემორაგიულთან შედარებით მაინც ნაკლებად. ბერნარდინგმა და კოლეგებმა (Bernarding et al. 2000) გამოიყენეს როგორც T1 და T2, აგრეთვე დიფუზიის კოეფიციენტი

იშემიური პენუმბრის დასახასიათებლად, რომლის სიდიდე საკმაოდ მნიშვნელოვანი ფაქტორია მკურნალობის მეთოდის არჩევაში [43,44].

რაოდენობრივი მრტ გამოირჩევა მეტი სენსიტიურობით ალცჰაიმერის დიაგნოსტიკაში, რომელიც თავის ტვინის ყველაზე გავრცელებული ნეიროდეგენერაციული დაავადებაა და ხასიათდება მეხსიერების პრობლემებით და საბოლოოდ პიროვნების წაშლით. ებმაიერმა და კოლეგებმა (Ebmeier et al. 1987) აჩვენეს T1-ის გახანგძლივება, როგორც თეთრ, აგრეთვე რუხ ნივთიერებაში ჰიპოკამპის ატროფიასთან ერთად. მიუხედავად იმისა, რომ ეს მეთოდი საკმარისი არ არის ამ დაავადების დიაგნოსტიკისთვის, იგი შესაძლოა იყოს კარგი ბიომარკერი დაავადების პროგრესიის საკონტროლოდ [45].

ჰიპოკამპი, მედიალური შუბლის წილის სტრუქტურები, როგორცაა ამიგდალა და პარაჰიპოკამპური ხვეული ქმნის ფუნქციურ და ანატომიურ წრედს, რომელიც დიდ მნიშვნელობა თამაშობს ემოციების და ქცევის ფორმირებაში. ფუნქციური მრტ-თი ნაჩვენებია ამ თავის ტვინის ამ ნაწილებში აქტივობის ცვლილებე დეპრესიის დროს, თუმცა სტანდარტული ხარისხობრივი მრტ გამოსახულებები ნორმის ფარგლებშია. კრიშნანმა და კოლეგებმა (Krishnan et al., 1991) გამოიკვლიეს რაოდენობრივი გასწვრივი რელაქსაციის დროის კონსტანტით დეპრესიის მქონე 20 პაციენტი და 29 ჯანმრთელი მოხალისე, როგორც საკონტროლო ჯგუფი. მათ აჩვენეს რომ პაციენტების კოჰორტაში T1 აცილებით უფრო მოკლე იყო ჰიპოკამპში, ვიდრე მოხალისეებში, თუმცა სხვა სტრუქტურებში ცვლილება არ დაფიქსირებულა [46].

თავის ტვინის სტრუქტურები რკინის დაგროვება პათოგნომურ როლს თამაშობს მრავალ ნეიროდეგენერაციულ დაავადებებში, როგორცაა პარკინსონი და მულტი-სისტემური ატროფია. T1 მნიშვნელობის რაოდენობის გამოთვლა რკინის დაგროვების ხარისხზე დაკვირვების შესაძლებლობას გვაძლევს, ხოლო თუ რაოდენობრივ გასწვრივ და განივ

რელაქსაციის დროების კომბინირებას მოვახდენთ, შეგვიძლია უფრო დიდი სიზუსტით რკინის შენაერთის (ფერიტინი, ჰემოსიდერინი, ორვალენტური რკინა) აღნაგობის დადგენაც კი. მრავალი კვლევის მიერ (Ulla et al., 2013, Baudrexel et al 2010) ნაჩვენებია რომ ხდება T1-ის და T2\*-ის შემცირება თავის ტვინის სხვადასხვა სტრუქტურებში პარკინსონის დაავადების დროს[47,48].

შესაჯამებლად, როგორც ქვემოთ განხილულიდან ჩანს მრავალი მიმდევრობა იქნა შემოთავაზებული T1 რუკების მიღებისათვის. იმის მიხედვით თუ რა არის მკვლევარის პრიორიტეტი, შეუძლია აირჩიოს ესა თუ ის მიმდევრობა. მაგალითად თავის ტვინი ციტოარქიტექტონური ატლასის შესაქმნელად საჭიროა მაღალი გარჩევადობის და მოძრაობის არტეფაქტისგან თავისუფალი გამოსახულებები, რომლის მიღებაც ლუქ-ლოქერ პრინციპზე დაფუძნებული მეთოდისგან შეიძლება. თუ სკანერის დაპროგრამება შეუძლებელია, მაშინ შესაძლოა ამავე მიზნით მრავალი ექოს მქონე გრადიენტ მიმდევრობის გამოყენება. მომავალში გამოკვლევის დროის შესამცირებლად შესაძლებელია პარალელური აღქმადობის მეთოდების (SMASH ან SENSE) გამოყენება, რომლისთვისაც ფაზური მესრის მქონე კოჭა არის საჭირო. აგრეთვე გასათვალისწინებელია რომ პარალელური მეთოდები გამოიწვევენ რადიოსიხშირის ტალღის სივრცული გავრცელების არაჰომოგენურობას, რაც კიდევ უფრო დიდი პრობლემაა მაღალი სიმძლავრის მქონე მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის სკანერებისათვის. თუმცა სიგნალისა და ხმაურის შეფარდება გაიზრდება, რაც გასწვრივი რელაქსაციის დროის T1-ის მიღებას შედარებით გააადვილებს კლინიკურად მისაღებ დროში. დღესდღეობით გასწვრივი რელაქსაციის დროის რაოდენობრივი გაზომვა კვლევის საგნად რჩება და დიდ როლ ასრულებს პერფუზიის, ცერებრალური სისხლის მოცულობის და საკონტრასტო ნივთიერების ჩართვის დროს. აგრეთვე, მისის საშუალებით მოხერხდა მრავალი დაავადების პათოლოგიის სპეციფიური დახასიათება.



### 3.3 რაოდენობრივი T2 განივი რელაქსაციის რუკები

T2 განივი რელაქსაცია რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის ერთერთი მნიშვნელოვანი პარამეტრია, რადგან დამოკიდებულია გამოსაკვლევი ქსოვილის - მასალის შემადგენლობა - აღნაგობაზე. შესაბამისად პროტონების ირგვლივ არსებულ მაგნიტურ გარემოზე ანუ ქსოვილ სპეციფიურია. მისი ამპლიტუდა მცირდება ექსპონენციალურად დროში და სწორედ თითოული ქსოვილისათვის დამახასიათებელ T2-ზეა დამოკიდებული თუ რამდენ ხანს შეგვიძლია თავისუფალი ინდუქციის ვარდნაზე დაკვირვება. ზემოთ აღნიშნულიდან გამომდინარე, განივ რელაქსაციას აქვს პოტენციური განვასხვავოთ ესა თუ ის ქსოვილი ერთმანეთისაგან და აგრეთვე ნორმა პათოლოგიისაგან [49].

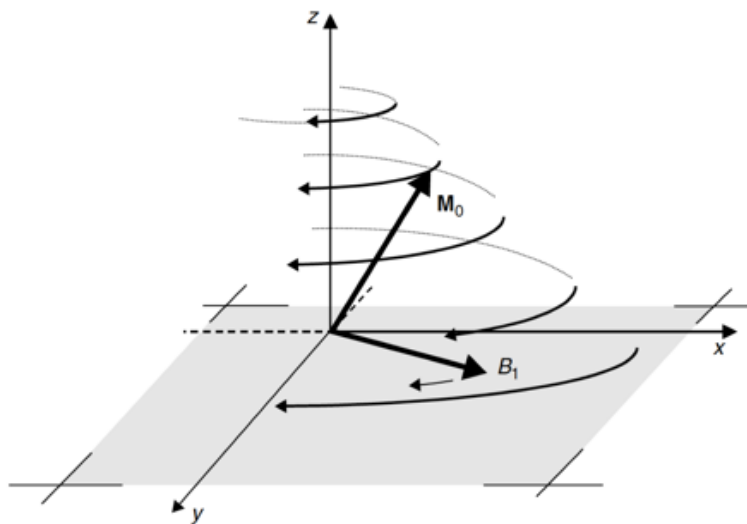
სანამ რაოდენობრივი განივი რელაქსაციის დროის გამოთვალის მეთოდებზე გადავიდოდეთ, მოკლედ განვიხილოთ როგორ ხდება T2 სიგნალის მიღება. ამ კონცეფციის გასაგებად, უკეთესია განვიხილოთ ბევრი პროტონ ბირთვები ერთიდაიმავე ნიშნებიდან, რომლებიც მოთავსებულია სტატიკურ მაგნიტურ ველში და ქმნიან წონასწორულ დამაგნიტებას ( $M_0$ ),  $B_0$ -ს პარალელურად. ეს ბირთვები ქმნიან იზოქრომატს და შესაბამისად გააჩნიათ ერთიდაიგივე პრეცესია. ამასთანავე არ უნდა დაგვავიწყდეს, რომ იზოქრომატში არის ენერჯის სხვაობა  $\Delta E$ . ელექტრომაგნიტური რადიოსიხშირული ტალღის მოდების შემდეგ, თავისი  $B_1$  კომპონენტით, რომელიც მიმართულია  $B_0$ -ს ორთოგონალურად, პროტონბირთვების გადასვლა ხდება ერთი ენერგეტიკული დეგომარეობიდან მეორეში. იმისათვის რომ ეს მოვლენა განხორციელდეს, რადიოსიხშირული ტალღის სიჩქარე აისახება შემდეგი ფორმულით:

$$\Delta E = h\nu_0$$

სადაც,  $h$  არის პლანკის მუდმივა და  $\nu_0$  ლარმოლის სიხშირე ჰერცებში. ხშირად ეს ფორმულა იღებს შემდეგ სახეს:

$$\Delta E = h\omega_0/2\pi = h\omega$$

სადაც  $h = h/2\pi$ . ყველაზე ეფექტურად ენერგია აბსორბირდება იზოქრომატის მიერ მაშინ, როდესაც ელექტრომაგნიტური ტალღის სიხშირე ემთხვევა ლარმორის სიხშირეს. მიკროსკოპულად, პროტონბირთვები ამ დროს გადადიან დაბალი ენერგეტიკული მდგომარეობიდან მაღალში და აგრეთვე ბრუნვას იწყებენ  $B_0$  -ს მიმართ სინქრონიზში ანუ ერთ ფაზაში, რომელსაც ფაზური კოჰერენტულობა ეწოდება. მაკროსკოპულად, დამაგნიტების ვექტორი  $M_0$  სპირალური მოძრაობით გადაიხრება ორთოგონალურ სიბრტყეში, ანუ იგი პრეცესირებს როგორც  $B_0$  -ს, აგრეთვე  $B_1$  -ის მიმართ (სურათი 33). როგორც კი ჯამურ დამაგნიტებას გაუჩნდება განივი კომპონენტი, იგი გამოასხივებს ენერგიას, რომელიც შესაძლებელი იქნება ჩაიწეროს სიგნალის სახით, ანუ დამოკიდებული გახდება დროზე და წარმოქმნის ძაბვას შესაბამის გამტარში ფარადეის ინდუქციის კანონის თანახმად [49].



სურათი 33. ჯამური დამაგნიტების ვექტორი  $M_0$  პრეცესირებს  $B_0$  -ს და  $B_1$  -ის გასწვრივ. შესაბამისად გააჩნია  $z$  და  $xy$  კომპონენტი [49].

ენერგიის აბსორბცია პროტონბირთვების მიერ სისტემას ქმნის არასტაბილურს და მაშინვე იწყება ამ ენერგიის გამოსხივება იმ პროცესთა ჯგუფით რომლებსაც კოლექტიურად რელაქსაცია ეწოდება. ენერგიის

ნაწილი ვრცელდება გარემოში ( $T_1$  რელაქსაცია), ნაწილი კი თავად ატომბირთვებს ანუ სპინებს შორის ( $T_2$  რელაქსაცია). ამ უკანასკნელის გამო იკარგება სპინებს შორის კოჰერენტულობა და განივ სიბრტყეში მდებარე დამაგნიტება იწყებს შემცირებას (სურათი 34). შესაბამისად სიგნალიც

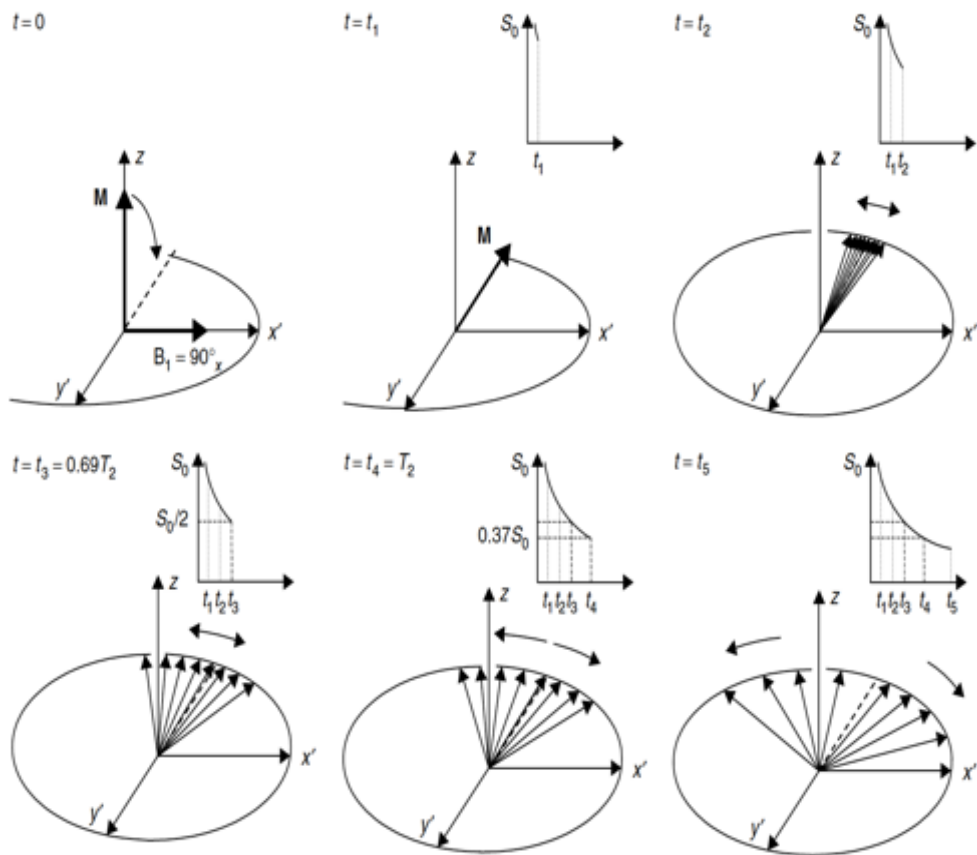
ვარდება ექსპონენციალურად როგორც დროის ფუნქცია:

$$S(t) = S_0 \exp^{-t/T_2}$$

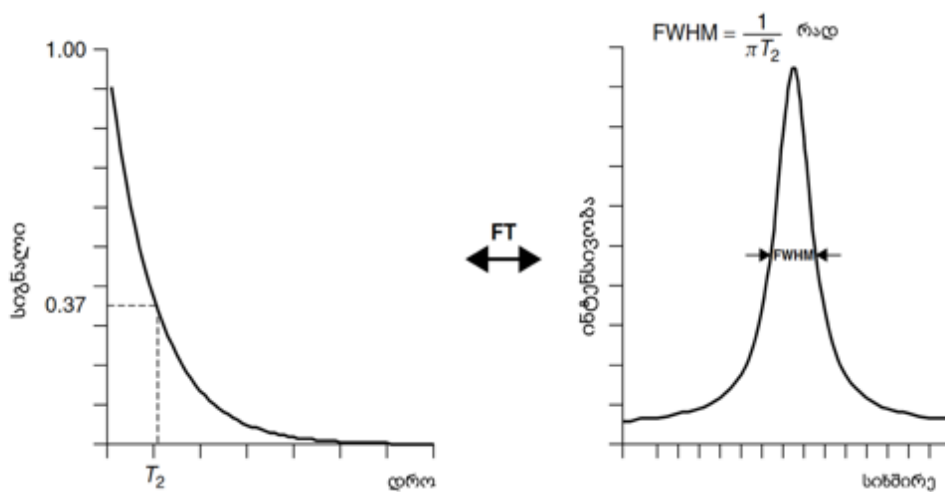
შემდგომ ხდება ამ სიგნალის დროის კომპონენტის ფურიეს საშუალებით სიხშირის კომპონენტად გარდაქმნა. შედეგად მიიღება სპექტრული ხაზი. ვარდნის გარეშე სიგნალი მუდმივად გაგრძელდებოდა და შედეგად მიღებული სიხშირული კომპონენტი იქნებოდა დელტა ფუნქცია, მაგრამ  $T_2$ -ის ექსპონენციალური ვარდნის შედეგად „სპექტრული ხაზი“ იღებს ლორენციალის ფორმას განსაზღვრული სიგანით. მთელი სიგანის მაქსიმუმის ნახევარი (Full-width half maximum FWHM)  $1/T_2$ -ის პროპორციულია (სურათი 35). პრინციპში ხაზის სიგანე შესაძლებელია გამოვიყენოთ  $T_2$ -ის გასაზომად, მაგრამ სინამდვილეში ეს მეთოდი არაზუსტია, რადგან რელაქსაციაზე სხვა პროცესებსაც აქვს გავლენა [49].

წყალბადის ატომბირთვის მაგნიტური მომენტი დამოკიდებულია მიმართულებაზე. შესაბამისად ესეც გავლენას ახდენს ერთი ენერგეტიული მდგომარეობიდან მეორეში გადასვალზე. მაგნიტური ველი, რომელიც განაპირობებს სპინებს შორის ურთიერთქმედებას წარმოიქმნება თავად ნიმუშის მიერ, როგორც ქაოსურად ფლუქტუირებადი უკანა ფონის მაგნიტური ველი ( $B_R$ ) [49].

უკანა ფონის ველის შექმნაში მონაწილეობს რამოდენიმე ფაქტორი, რომელთაგან ყველაზე მნიშვნელოვანია დიპოლ-დიპოლური ურთიერთქმედება. შესაბამისად, როდესაც ორი ატომბირთვი ერთმანეთს მიუახლოვდება ისინი გამოიწვევენ სტატიკური მაგნიტური ველის მერყეობას (სურათი 36).



სურათი 34. ატომბირთვები განიცდიან ფაზიდან გამოსვლას განივ სივრცეში. ჯამური დამაგნიტების გადახრის შემდეგ  $0.69 T_2$  დროის გასვლიდან, სიგნალი ორჯერ მცირდება.  $T_2$  დროის შემდეგ სიგნალი საწყისი მნიშვნელობის 37% ის ტოლია [49].

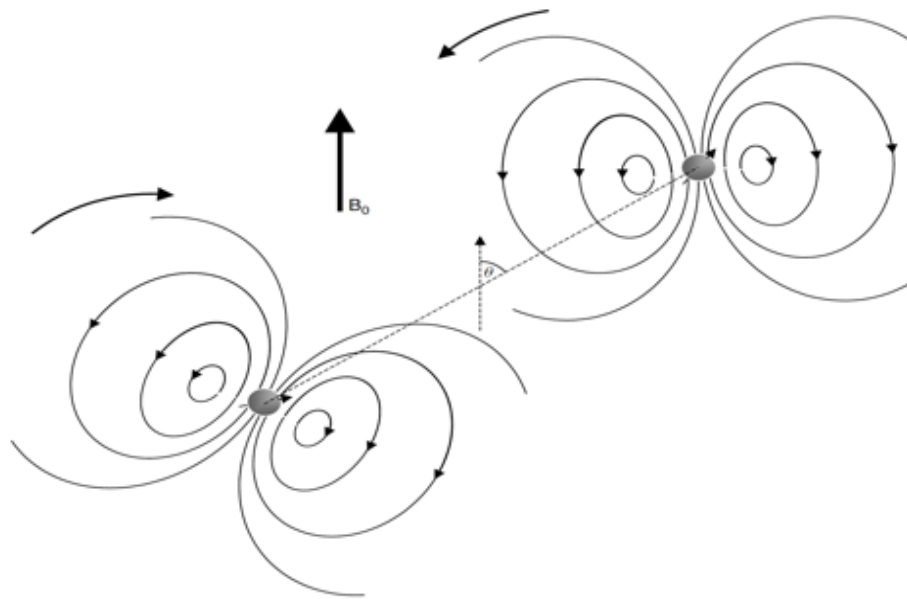


სურათი 35. გაზომილი სიგნალის ფურიეს გარდაქმნისშედეგად მიიღება ლორენციალის ფორმის მქონე სიხშირული კომპონენტი. ამ „ხაზის“ სიგანე  $T_2$  -ის

უკუპროპორციულია. FT – ფურიეს გარდაქმნა, FWHM - სრული სიგანე მასიმუმის ნახევარზე [49].

$$B_R \propto 1/r^3 \sin \theta \cos \theta$$

სადაც  $r$  არის ორ ატომბირთვის შორის მანძილი,  $\theta$  არის კუთხე  $B_0$ -სა და ატომბირთვების ცენტრების შემაერთებელ ვექტორს შორის. ეს ატომბირთვები აუცილებელი არაა ერთი და იმავე მოლეკულას მიეკუთვნებოდეს. საკმარისია შეიცვალოს მათ შორის ან მანძილი ან კუთხე და შეიცვლება მათ მიერ წარმოქმნილი  $B_R$  ველიც. რადგან იმ მოლეკულებს, რომლებიც შეიცავენ ამ ატომბირთვებს ახასიათებთ ბროუნის მოძრაობა, უკანა ფონის ველიც იცვლება ქაოსურად[49].



სურათი 36. ორი ატომბირთვის მაგნიტური დიპოლური მომენტი იწვევს ერთმანეთის მაგნიტური ველის შეშფოთებას სივრცეში დაახლოების დროს, რაც მონაწილეობს აღდგენის პროცესში [49].

$B_R$  ველს გააჩნია როგორც  $B_0$ -ს პარალელური, აგრეთვე პერპენდიკულარული კომპონენტი. ეს უკანასკნელი მონაწილეობს განივ აღდგენაში და შესაძლებელია დახასიათდეს კვანტურ მექანიკური მოდელით. სპინის ერთ ენერგეტიკულ მდგომარეობაში ყოფნის დროის

შემცირებით წარმოიქმნება ორაზროვნება ორ კვანტურ მდგომარეობას შორის, რაც ჰაიზენბერგის გაურკვევლობის პრინციპით აღიწერება:

$$h \approx \Delta E \Delta t$$

სადაც  $\Delta t$  აღწერს ერთ ენერგეტიკულ მდგომარეობაში ყოფნის დროის გაურკვევლობას. იგი პროპორციულია სპექტრული ხაზის სიგანისა, რომელიც თავის მხრივ  $T_2$ -ის პროპორციულია. ამ განივი კომპონენტს ეწოდება არასეკულარული ანუ მოკლე კომპონენტი.  $B_R$  -ის პარალელურ კომპონენტს კი მოიხსენიებენ როგორც სეკულარულ ანუ გრძელ კომპონენტს. სწორედ ამ უკანასკნელის დაჯამება ხდება სტატიკურ მაგნიტურ ველთან და შედეგად მიიღება  $B_0$  -ის ლოკალური ფლუქტუაცია. ამის გამო იზოქრომატების პრეცესია ან მცირედით მეტია ან ნაკლები ლარმორის სიხშირესთან შედარებით. შესაბამისად იკარგება ფაზური კოჰერენტულობა და ხდება სიგნალის ვარდნა. როგორც სეკულარული, აგრეთვე მოკლე კომპონენტით გამოწვეული განივი აღდგენის დროს, ენერგია ინახება სპინების სისტემაში [49].

ჯერჯერობით განვიხილეთ მხოლოდ დიპოლ-დიპოლური ურთიერთქმედება, რომელიც მონაწილეობს  $B_R$  ველის წარმოქმნაში. ეს განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია იმ ელემენტებისათვის, როგორცაა  $^1H$ ,  $^{13}C$ ,  $^{23}Na$ ,  $^{31}P$  და ფართოდ არის გავრცელებული ბიოლოგიურ სისტემაში. გრდა ამისა  $B_R$  ველის შექმნაში მონაწილეობს ელექტრონების პარამაგნეტიზმი [49].

ელექტრონის მაგნიტური მომენტი სამჯერ აღემატება პროტონისას. ამიტომ, გაუწყვილებელი ელექტრონი გარე ელექტრონულ შრეში წარმოქმნიან ძლიერ რელაქსაციის ცენტრებს და შესაბამისად მასთან ახლოს მყოფ მატერიას ექნება შემოკლებული რელაქსაციის სიჩქარე. თუ მოხდა ასეთი ელექტრონის შემცველი ატომით დაბინძურება, მაშინ სიგნალზე ამას ექნება უარყოფითი გავლენა. თუმცა მეორეს, მხრივ სწორედ ასეთ ნაერთებს,

მალითად ლანტანოიდ ელემენტებს იყენებენ საკონტრასტო ნივთიერებებში (გადოლინიუმის ქელატი) [50].

რკინა არის პარამაგნიტური და საკმაოდ მნიშვნელოვანია კლინიკური და ნეირობიოლოგიური თვალსაზრისით. იგი წარმოდგენილია ფერიტინის სახით, რომელიც რკინის დაგროვების ცილას წარმოადგენს ძუძუმწოვრებში. ფერიტინს აქვს სფერული ფორმა და შიდა დიამეტრი შეადგენს 80 ანგსტრემს. შესაბამისად შეუძლია შეინახოს რამოდენიმე ათასი რკინის ატომი. ძლიერ პარამაგნიტურ ეფექტთან ერთად ფერიტინის გარკვეული უბნები შესაძლოა გახდეს ფერომაგნიტური, ანტიფერომაგნიტური და სუპერპარამაგნიტურიც კი. თეორიულად, ფერიტინმა უნდა გამოიწვიოს განივი რელაქსაციის გაცილებით უფრო სწრაფი შემცირება, ვიდრე ეს დაფიქსირებულია, თუმცა სწორედ ეს სუსტი ანტიფერო- და სუპერპარამაგნიტური ეფექტები აკეთებენ კომპენსაციას. შექცევადი T2 აღდგენა ხდება როდესაც წყლის მოლეკულები განიცდიან განსხვავებული სტატიკური მაგნიტური ველების ზემოქმედებას. დამატებით განივი რელაქსაციის დაჩქარება ხდება როდესაც ფერიტინი იწვევს მის ახლოს მდებარე გარემოში  $B_0$  -ის დამატებით ფლუქტუაციას და გრადიენტების წარმოშობას. ეს კი T2 შეწონილ გამოსახულებებში სიგნალის ჰიპოინტენსიურობით აისახება. სწორედ ამ ეფექტის გამო არის შესაძლებელი რაოდენობრივად რკინის კონცენტრაციის გამოთვლა. ასევე აღსანიშნავი, რომ რკინას სისხლის ჰემოგლობინში აქვს ასეთივე ეფექტი. თუმცა, ჟანგბადით მდიდარი სისხლი (არტერიული) შეიცავს ოქსიგენირებულ ჰემოგლობინს, არის დიამაგნიტური და ნაკლებად ახდენს ლოკალურად სტატიკური მაგნიტური ველის შეშფოთებას, ხოლო ჟანგბადით ღარიბ სისხლში (ვენური) არის დეოქსიჰემოგლობინი, რომელსაც აქვს პარამაგნიტური ეფექტი. სწორედ ეს განსხვავება არტერიულ და ვენურ სისხლის მაგნიტურ თვისებებს შორის გამოიყენება ფუნქციური მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებების მისაღებად ეგრეთ წოდებული სისხლის ოქსიგენობის დონეზე დამოკიდებული კონტრასტი [51, 52].

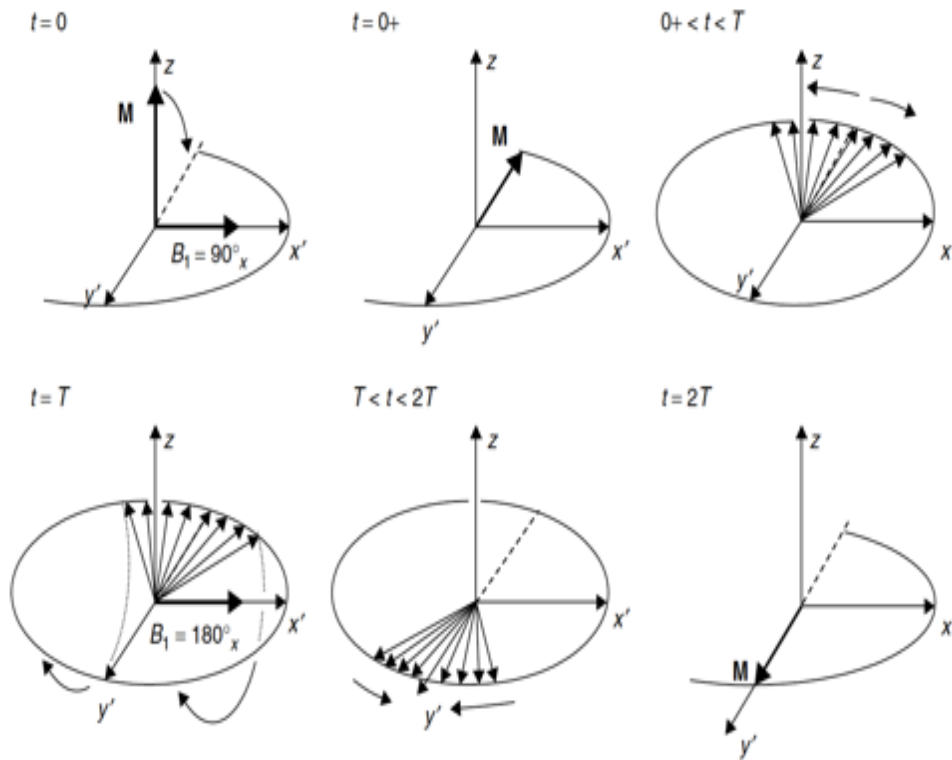
მზრუნავ მოლეკულებს შეუძლიათ შექმნან საკუთარი მაგნიტური ველი. მოლეკულის მოძრაობასთან ერთად მოძრაობენ მისი ელექტრონებიც და შესაბამისად წარმოქმნიან ელექტრულ დენს. სწორედ ეს დენი წარმოადგენს მოლეკულის მაგნიტური ველის წყაროს, რომლის სიდიდე დამოკიდებულია მოლეკულის კუთხურ მომენტთან და მასზე დიდ ზეგავლენას ახდენს ბროუნის მოძრაობა. შედეგად მიღებული დროში სწრაფი და ცვლადი მაგნიტური ველი აჩქარებს განივ აღდგენას. ეს მექანიზმი განსაკუთრებით ეფექტურია მსუბუქი მოლეკულებისთვის, რომლებიც სწრაფად მოძრაობენ, ხოლო დიდ (ბიოლოგიური) მოლეკულებზე ნაკლები გავლენა აქვს[49].

განივი რელაქსაციის დროს - T2 რაოდენობრივი მნიშვნელობის გასაზომად გამოიყენება, როგორც სპინ ექო, აგრეთვე გრადიენტ ექო მიმდევრობა. გასწვრივი დამაგნიტების არსებობის დროს, როდესაც მასზე ვიმოქმედებთ რადიოსიხშირული ტალღით და გადავხრით მას  $xy$  სიბრტყეში წარმოიქმნება განივი დამაგნიტება. თუ ატომბირთვები გასაზომ ნიმუშში მთლიანად რელაქსირებულია, მაშინ  $90_{xy}$  ტალღის მოდებით მიიღება მაქსიმალური სიგნალი. ამ დროს მიიჩნევა რომ ნიმუში გაჯერებულია, ანუ ორივე ენერგეტიკული დონე თანაბრად არის დაკავებული. ერთი შეხვედით ჩანს რომ განივი დამაგნიტების ფაზიდან გამოსვლის შემდეგ მომდევნო თავისუფალი ინდუქციის ვარდნის წარმოსაქმნელად უნდა დავიცადოთ მანამდე, სანამ გასწვრივი დამაგნიტება დაუბრუნდება თავის წონასწორებას და შემდგომ ვიმოქმედოთ ახალი RF ტალღით. ეს კი შეიძლება დროში გაიწელოს. თუმცა არაა საჭირო დავიცადოთ ამდენი ხანი რომ განივი დამაგნიტება მოვიყვანოთ ერთ ფაზაში. თუ ჩავთვლით, რომ საწყისი  $RF=90_{xy}$ , გარკვეული  $t$  დროის შემდეგ ვიმოქმედებთ  $180^{\circ}$  ტალღით, იზოქრომატები დაიწყებენ პრეცესიას  $180^{\circ}$ -ით შეცვლილ მდგომარეობაში, მაგრამ კვლავ  $xy$  სიბრტყეში (სურათი 37) [49].

შედეგად ის იზოქრომატები, რომლების მოძრაობის სიჩქარე უფრო მეტი იყო ვიდრე ლარმორის სიხშირის მქონე იზოქრომატების,



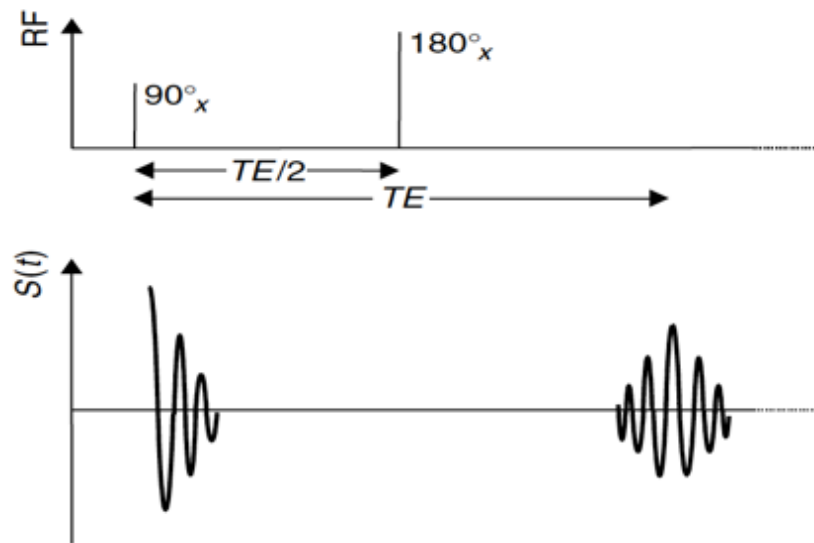
აღმოჩნდებიან მათ უკან, ხოლო ისინი, რომლებიც ჩამორჩებოდნენ წინ. ყველა იზოქრომატი გააგრძელებს თავისი სიჩქარით მოძრაობას და შესაბამისად სივრცეში ადგილის ცვლილების გამო კვლავ მოვლენ ერთ ფაზაში. სრული ფაზური კოჰერენტულობა მოხდება დროში  $t=TE$  (ექოს დრო) (სურათი 38) [49].



სურათი 37. სპინ ექოს ფორმირება.  $180^\circ$  მქონე რადიოსიხშირის ტალღის მოდება ხდება  $90^\circ$  -ის RF ფაზაში. იზოქრომატები პრეცესირებენ  $B_1$  -ის გასწვრივ და გადაადგილდებიან განივ სიბრტყეში, ისე რომ სიგნალის რეფოკუსირება მოხდეს ექოს დროის (TE) შემდეგ, როდესაც  $180^\circ$  ტალღა განთავსდება  $90^\circ$ -იანი ტალღიდან TE/2 დროის შემდეგ [49].

შესაბამისად, დამაგნიტება რეფორმირდება განივ სიბრტყეში თუმცა მისი სიდიდე საწყის სიგნალზე ნაკლებია. ამის მიზეზი არის ის რომ ზოგიერთი სპინი განიცდის შეუქცევადად გამოსვლას ფაზიდან თავისი ქაოსური თერმული მოძრაობის გამო. ლოკალურად დროზე დამოკიდებული უკანა ფონის მაგნიტური ველიც იცვლება და შესაბამისად ერთ რეფაზირებული სპინებიც დაიწყებს კოჰერენტულობის დაკარგვას. თუმცა თუ ზედიზედ ვიმოქმედებთ რამოდენიმე მიმდევრული  $180^\circ$  ტალღით მოვახდენთ განივი

დამაგნიტების თანმიმდევრულ რეფოკუსირებას და შედეგად მიიღება ექოების მატარებელი (სურათი 39).



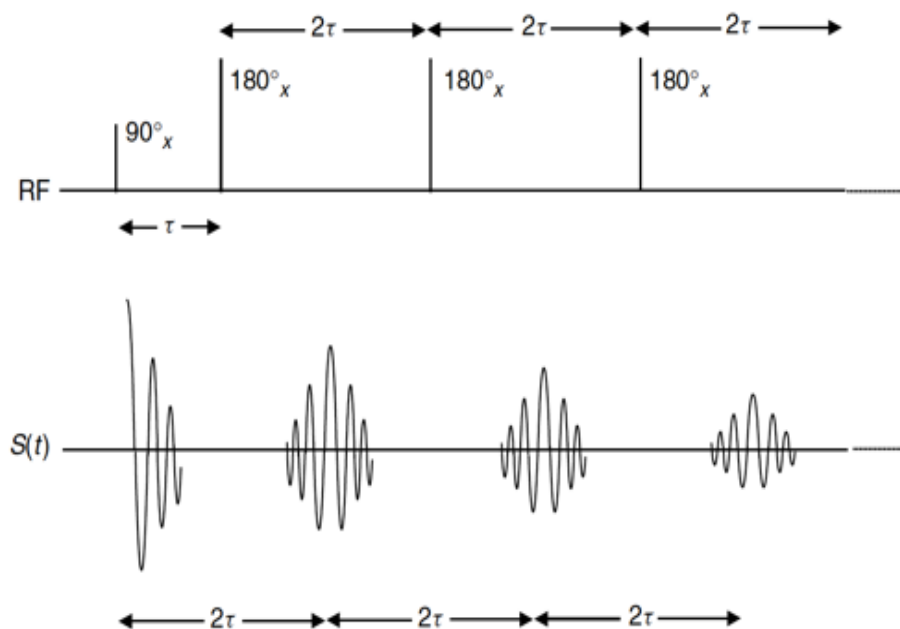
სურათი 38. სპინ ექო ექსპერიმენტის შაშუალებით ხდება სინალის (ექოს) წარმოშობა  $90^\circ$ -ის მქონე რადიოსიხშირის ტალღიდან TE ექოს დროის შემდეგ [49].

ასეთ მატარებელი ცნობილია როგორც კარ-ფურსელის მატარებელი (Carr-Purcell echo train). ექოს მატარებელის სიგრძე დამოკიდებული გასაზომი ნიმუშისთვის დამახასიათებელ  $T_2$ -ზე. საწყისი  $90^\circ$  ტალღიდან  $T_2$  დროის შემდეგ თუ ჩავთვლით რომ სიგნალის ვარდნა მონოექსპონენციალურია, მაშინ საწყისი სიგნალის მხოლოდ 37%-ის რეფოკუსირება იქნება შესაძლებელი. თუ ხდება სუფთა ნიმუშის გამოკვლევა, მაშინ ექოების პიკების ამპლიტუდის გაზომვა ადვილია და შესაძლოა წარმოვადგინოთ როგორც დროის ფუნქცია. სიგნალის სიდიდე გამოისახება შემდეგი განტოლებით:

$$S(t) = \exp(-2\tau/T_2) \exp[-2\gamma^2 G(t)^2 D\tau^3/3]$$

სადაც  $2\tau$  არის ექოებს შორის მანძილი.  $D$  დიფუზიის კოეფიციენტი,  $G(t)$  ნებისმიერი მაგნიტური ველის გრადიენტი, რომელიც გავლენას ახდენს ნიმუშის სპინებზე. ამ მეთოდის ნაკლს წარმოადგენს ის რომ ნებისმიერი შეცდომა გადახრის  $180^\circ$  კუთხეში იქნება დაჯამებული და მომდევნო

ტალლის მოდების დროს დამაგნიტების ვექტორები იმოძრავენ განივი სიბრტყის უფრო და უფო გარეთ. შესაბამისად სიგნალის ვარდნის აღარ იქნება ნამდვილი T2-ის ტოლი [49].



სურათი 39. ექოს მატარებლის წარმოქმნა მიმდევრული  $180^\circ$  -ის მქონე რადიოსიხშირის RF ტალღების მოდების შედეგად. ექოების პიკების მოდულაცია ხდება T2-ით, ხოლო თითოეული ექოს რეფორმირება და დაშლა ხდება დროის მუდმივა T2\*-ით.  $2\tau$  ექოს დროის (TE) ტოლია [49].

$180^\circ$  კუთხის შეცდომის გამოსასწორებლად შესაძლებელია მიმდევრობის მოდიფიცირება, რომელიც შემუშავებული იქნა მეიბუმისა და გილის იერ (Meiboom and Gill). იგი მსგავსია წინა მიმდევრობისა. განსხვავება მხოლოდ რადიოსიხშირის ტალღის  $180$  და  $90$  გრადუსიანი კუთხეების ერთმანეთის მიმართ განსხვავებულ ფაზაშია (სურათი 40) [Mგ.].

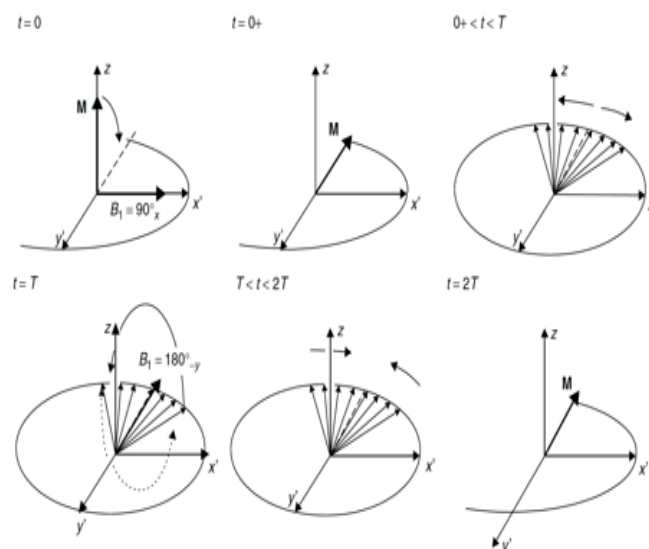
ექოს მატარებლის წარმოქმნის შემთხვევაში აუცილებელია ამ უკანასკნელი მიმდევრობის გამოყენება, რათა თავიდან ავიცილოთ შეცდომები T2-ის რაოდენობრივი გაზომვების დროს.

წარმოვიდგინოთ რომ ერთგვაროვანი ნიშნში მოთავსდა ჰომოგენურ სტატიკურ მაგნიტურ ველში.  $90^\circ$ -ის მქონე RF ტალღის მოდების შემდგომ თავისუფალი ინდუქციის ვარდნა შემცირდება T2-ით. ახლა განვიხილოთ

ისეთი შემთხვევა, როდესაც  $B_0$  ცოტათი მეტია ნიმუშის გარკვეულ რეგიონში, სადაც სპინები დაიწყებენ ბრუნვას აგრეთვე ლარმორის სიხშირეზე ოდნავ მეტი სიჩქარით და ოდნავ ნაკლებია სხვა ნაწილში, სადაც შესაბამისად სპინების პრეცესიის სიჩქარეც ნაკლებია. ამის შედეგად იზოქრომატები ამ ორ რეგიონში დაკარგავენ ფაზურ კოჰერენტულობას უფრო სწრაფად და შესაბამისად თავისუფალი ინდუქციის ვარდნაც უფრო დაჩქარდება. შესაბამისად არაჰომოგენური სტატიკური მაგნიტური ველი, ნიმუშის ქაოსურ თერმულ აქტივობასთან ერთად იწვევს დამატებით ფაზური კოჰერენტულობის დაკარგვას. ამ სიტუაციის ამსახველი დროის მუდმივას წარმოადგენს  $T_2^*$  და იგი ბუნებრივი  $T_2$ -ის და დამატებითი რელაქსაციის დროის  $R'$  -ის დაჯამების ტოლია:

$$1/T_2^* = 1/T_2 + 1/R' = 1/T_2 + 1/T_2'$$

სადაც,  $R' = 1/T_2'$ . ანუ  $T_2^*$  ყოველთვის ნაკლებია  $T_2$ -ზე. სტატიკური მაგნიტური ველს არაჰომოგენურობის გამოსწორება შესაძლებელია სპინ ექო მიმდევრობის გამოყენებით, თუმცა ამ ეფექტების ელიმინაცია ხდება მხოლოდ ექოების პიკზე, ხოლო მათ შორის დროის ინტერვალში სიგნალის ვარდნა უფრო სწრაფად ხდება, ვიდრე ეს  $T_2$ -ით აისახება [53].



სურათი 40. სპინ ექოს ფორმირება კარ-პურსელ-მეიბომ-გილის მეთოდით.  $180^\circ$  კუთხის მქონე რადიოსიხშირის ტალღა  $90^\circ$ -ით ფაზის გარეთაა საწყისს ( $90^\circ$ )

რადიოსიხშირის ტალლიდან [53].

თავისუფალი ინდუქციის ვარდნის წარმოქმნის დროს თუ მაგნიტური ველის გრადიენტებს განზრახ მოვლდებოდა, მაშინ სიგნალი სწრაფად შემცირდება, მაგრამ თუ შემდეგ გრადიენტის მიმართულებას შევებრუნებთ, სიგნალი კვლავ ფოკუსირდება, თუმცა არაჰომოგენური  $B_0$  - ის ეფექტი კვლავ დარჩება და შესაბამისად სიგნალის ვარდნაც აისახება  $T2^*$  დროის მუდმივათი. დამატებით, თუ გრადიენტები მოქმედებს მოცულობის მცირე ელემენტზე (ვოქსელზე), მაშინ საქმე გვექნება სიგნალის დაკარგვასთან და შესაბამისად  $T2^*$  გაცილებით შემცირდება. აღსანიშნავია რომ ამას გავლენა არ ექნება გასწვრივ რელაქსაციაზე, რადგან  $T1$  მოითხოვს მაგნიტური ველის ფლუქტუაციას ლარმორის სიხშირესთან ახლოს.

მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებების სიგნალი ხასიათდება პროტონების სიმკვრივით და მიმდევრობის პარამეტრებით: გამეორებისა და ექოს დრო. შესაბამისად სიგნალის ფორმულა იღებს შემდეგ სახეს:

$$S \propto \rho \exp(-TE/T2)(1 - 2 \exp(-(TR - TE/2)/T1) + \exp(-TR/T1))$$

ფრჩხილებში მეორე კომპონენტი აღწერს გასწვრივ დამაგნიტებას, მას შემდეგ რაც  $90^\circ$  და  $180^\circ$  ტალლის შემდეგ გავიდა გამეორების დრო.  $90^\circ$  და  $180^\circ$  ერთმანეთისაგან დაცალკევებულია  $TE/2$  დროით. შესაბამისად  $TE$  დამოკიდებულია გასწვრივ დამაგნიტებაზე, რაც გამოიწვევს არასასურველ სპინ ექო სიგნალის  $T1$ -ზე დამოკიდებულებას და გამოიწვევს შეცდომას  $T2$ -ის რაოდენობრივ გაზომვაში ცვლადი  $TE$ -ს პირობებში. ამ პრობლემის გადაჭრა შესაძლებელია დამატებითი  $90^\circ$  -ის მქონე RF ტალლის გამოყენებით, რომელიც გამოიყენება სპინ ექოს შემდეგ, დაიცდის გარკვეული ფიქსირებული დრო  $T_s$  და გააჯერებს  $M_z$ -ს. შესაბამისად ამ ტალლას ქვია SAFE (Saturate AAfter the Echo - სატურაცია/გაჯერება ექოს შემდეგ). შესაბამისად,  $M_z$ -ის აღდგენა მომდევნო  $90^\circ$ -ის მქონე RF ტალლამდე ხდება  $TE$ -სგან დამოუკიდებელი. და სიგნალის განტოლება მიიღებს შემდეგ სახეს:

$$S \propto \rho \exp(-TE/T2)[1 - \exp(-T_s/T1)]$$

ალტერნატიულად, შესაძლებელია SAFE ტალღის გამოყენების გარეშე მივიღოთ წინამდებარე განტოლება თუ შესრულდება შემდეგი პირობა:  $TR \gg TE$ . შესაბამისად, სიგნალი, რომელიც წარმოიქმნება  $90^\circ$  და  $180^\circ$  ტალღების შემდეგ  $TR \gg TE$  პირობებში მიიღებს შემდეგ ფორმას:

$$S \propto \rho \exp(-TE/T2)[1 - \exp(-TR/T1)]$$

გრადიენტ ექო მიმდევრობისათვის TE განისაზღვრება, როგორც დროის ის წერტილი, სადაც დროის ინტეგრალი გამოსახულების მისაღებად განმარტებული გრადიენტები არის ნულის ტოლი, ხოლო სპინ ექოსთვის ეს არის ის მომენტი როდესაც მიიღბა ექო. გამოსახულება არის T2 შეწონილი, როდესაც TR არის საკმაოდ ხანგრძლივი [ $>5T1$ , რათა გამოვრიცხოთ გასწვრივი დამაგნიტების ეფექტი] და TE-ც არის ხანგრძლივი ( $\sim T2$ ), რა შემთხვევაშიც T2 მნიშვნელოვნად განსაზღვრავს სიგნალის ინტენსიურობას. თუმცა ეს მხოლოდ მოგცემს ხარისხობრივ ინფორმაციას, რადგან გამოსახულებას სხვადასხვა უბნებს აქვთ განსხვავებული T2 და აგრეთვე პროტონების შემცველობაც განსხვავდება. გამოსაკვლევი ნიმუშის ის ნაწილი, რომელსაც აქვს საკმარისი რაოდენობის პროტონები და გრძელი T2 გამოჩნდება ჰიპერინტენსიურად (ნათელი უბანი), ხოლო, ის ნაწილი, რომელშიც T2 მოკლე აისახება ჰიპოინტენსიურად. მაგალითად, თავის ტვინში თავზურგტვინის სითხეს აქვს საკმაოდ გრძელი T2 (1000მწ) და შესაბამისად ჩანს ნათლად, რუხ და თეთრ ნივთიერებასთან შედარებით. იმისათვის რომ T2 გამოვთვალოდ რაოდენობრივად, საჭიროა გამოვიყენოთ მიმდევრობა სხვადასხვა ექოს დროებით [49].

კარ-პირსელ-მეიზუმ-გილის მიმდევრობა, ყველაზე ხშირად გამოიყენება განივი რელაქსაციის რაოდენობრივი გაზომვისათვის, სადაც ექოს მატარებლის თითოეული ექოს კოდირება ხდება ერთიდაიმავე ფაზის მქონე გრადიენტებით მოცემული გამეორების დროისათვის. ექოს მატარებლის

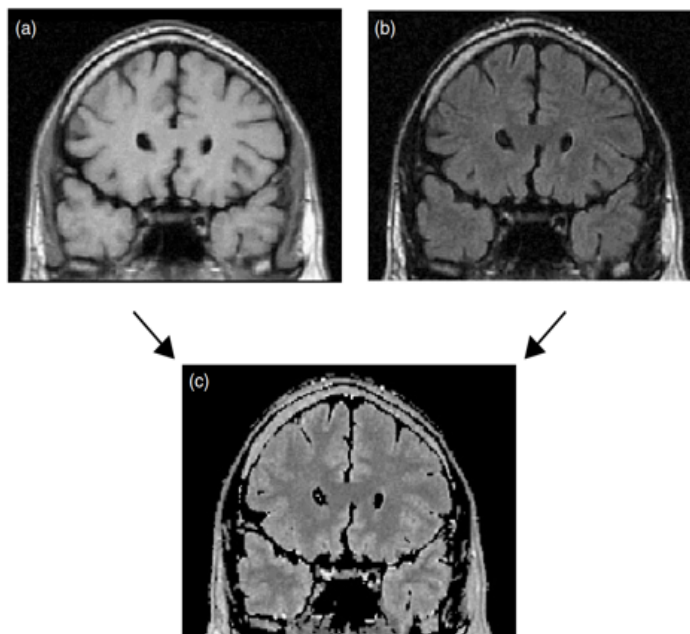
სიგრძე დამოკიდებულია იმ დროის ლიმიტზე, რომელიც გამოიყენება გამოსახულების მისაღებად და აგრეთვე თვითონ სკანერის შესაძლებლობებზე (მაგალითად სკანერში ჩაშენებული გრადიენტ კოჭები სიმლიერეზე). მატარებლის სიგრძე შესაძლებელია იყოს საკმაოდ მოკლე <8 და საკმაოდ გრძელიც >128. ზოგადად, იყენებენ 16 ან 32 ექოს. რაც უფრო მეტი ექო გამოიყენება T2 რელაქსაციის მრუდის გასაზომად, მით ნაკლები ექო რჩება გამოსახულების შრის კოდირებისათვის. შესაბამისად მნიშვნელოვანია ამ ორ პარამეტრს შორის ბალანსის დაჭერა [49].

ექოს დროის გახანგძლივებასთან ერთად სიგნალის ინტენსიურობა გამოსახულებაში მცირდება ექსპონენციალურად. თუ ჩავთვლით რომ პროტონების რაოდენობა და გამეორების დრო ფიქსირებულია, მაშინ

სიგნალი გამოსახულებებში გამოისახება შემდეგნაირად:

$$S_i(t) = S_0 e^{-TE_i/T_2}$$

სადაც  $i$  არის გამოსახულების ნომერი  $TE_i$  დროით და  $S_0$  პროპორციულია პროტონების სიმკვრივისა. სურათი 41-ზე ნაჩვენებია T2 რუკის მაგალითი.



სურათი 41. თავის ტვინის კორონალური მრავალი ექო მქონე T2 გამოსახულებები.

a) ადრეული ექო; b) გვიანი ექო; c) რაოდენობრივი T2 რუკა. გამოყენებულია დამატებით ინვერიული ტალღა თავზურგტვინის სითხისდან მომდინარე სიგნალის დასათრგუნვად [49].

განივ რელაქსაციის დროზე გავლენას ახდენს თავად გამოსაკვლევი ნიმუშის ფიზიკური თვისებები: მოლეკულური წონა, ტემპერატურა, სიბლანტე. წყალი წარმოადგენს პატარა მოლეკულას, რომელიც თხევად მდგომარეობაში სწრაფად მოძრაობს და შესაბამისად მისი პროტონების  $T1 > 4$  წამზე და  $T2 > 1$  წამზე. თუმცა წყალი ბიოლოგიურ ქსოვილში ახლო კონტაქტშია სხვა მოლეკულებთან, ცილებთან, ლიპიდებთან, პოლისაქარიდებთან და მაკრომოლეკულებთან, რომლებიც გავლენას ახდენენ სხვადასხვა გარემოში მყოფ პროტონების რელაქსაციის დროებზე. იმის მიხედვით, თუ როგორ გარემოშია წყალი შესაძლებელია ორი სახის „შეზოჭილი“ და „თავისუფალი“ წყლის განსხვავება. შეზოჭილი წყალი აღწერს იმ პროტონებს, რომლებიც ახლოს არიან მემბრანების ზედაპირთან ან სხვადასხვა ქიმიური ბმებით დაკავშირებულნი არიან მაკრომოლეკულებთან, ხოლო თავისუფალი წყალი ასახავს იმ პროტონებს, რომლებიც არ განიცდიან ასეთ ურთიერთქმედებებს [54, 55].

ბიოლოგიურ სისტემებში წყალი გადადის ერთი მდგომარეობიდან მეორეში. დროს, რომელიც ასახავს პროტონების ერთ მდგომარეობაში არსებობის საშუალო ხანგრძლივობას გაცვლის დრო ეწოდება და აღინიშნება  $t_r$ , რომელიც გავლენას ახდენს რელაქსაციის დროებზე [56].

განვიხილოთ მოდელი, სადაც წყალი არსებობს ორ a - შეზოჭილ და b თავისუფალ გარემოში. თითოეულ მდგომარეობაში ყოფნის საშუალო დრო არის  $t_{ra}$  და  $t_{rb}$ . ეს დროები უფრო ხანგრძლივია ვიდრე ამ ორი „a“ და „b“ გარემოს კორელაციის დროები. ლარმორის სიხშირე ერთნაირია ორივე გარემოში. თითოეულ მდგომარეობაში არის მთლიანი პროტონების პოპულაციის  $P_a$  და  $P_b$  ნაწილი შესაბამისი რელაქსაციის დროებით:  $T_a$  და  $T_b$ . ამასთან  $T_a < T_b$ . ზიმერმანისა და ბრიტენის (Zimmerman&Britten) მიერ შემოთავაზებული თეორიით, ამ ორ გარემოს შორის დამაგნიტების ანუ



შესაბამისად პროტონების გაცვლა ხდება სწრაფი, საშუალო ან ნელი სიჩქარით. ნელი გაცვლის დროს:

$$\left(\frac{1}{t_{ra}} + \frac{1}{t_{rb}}\right) \ll \left(\frac{1}{T_b} - \frac{1}{T_a}\right)$$

დაკვირვების შედეგად მიღებული რელაქსაციის დროები  $T_a$ ,  $T_b$  მცირედით არის შემოკლებული:

$$\frac{1}{T'_a} = \frac{1}{T_a} + \frac{1}{t_{ra}}$$

$$\frac{1}{T'_b} = \frac{1}{T_b} + \frac{1}{t_{rb}}$$

დამაგნიტების სწრაფი გაცვლის დროს, საქმე გვაქვს შემდეგ განტოლებასთან:

$$\left(\frac{1}{t_{ra}} + \frac{1}{t_{rb}}\right) \gg \left(\frac{1}{T_b} - \frac{1}{T_a}\right)$$

და ბოლოს, გაცვლის საშუალო სიჩქარის დრო განისაზღვრება შემდეგნაირად:

$$T_b \ll t_{rb}, t_{ra} \ll T_a$$

რელაქსაციის პროფილი არის ბიექსპონენციალური. შესაბამისად, ცხადია რომ ასეთი მარტივი მოდელის შემთხვევაშიც კი რელაქსომეტრიის დროის მუდმოვები დამოკიდებულია ამა თუ იმ გარემოში არსებულ პროტონების კონცენტრაციასა და გაცვლის დროზე. გაცილებით უფრო რთულ ბიოლოგიურ სისტემებში, სადაც მრავალი გარემოა შექმნილი პროტონებისათვის, მათი აღდგენის დროებიც განსხვავდება. გასათვალისწინებელია, რომ თავის ტვინის ქსოვილში  $T_1$  არის

მონოექსპონენციალური, ხოლო T2 ბი- ან მულტიექსპონენციალური. ეს იმიტომ რომ როგორც წესი T1>T2 [55,56].

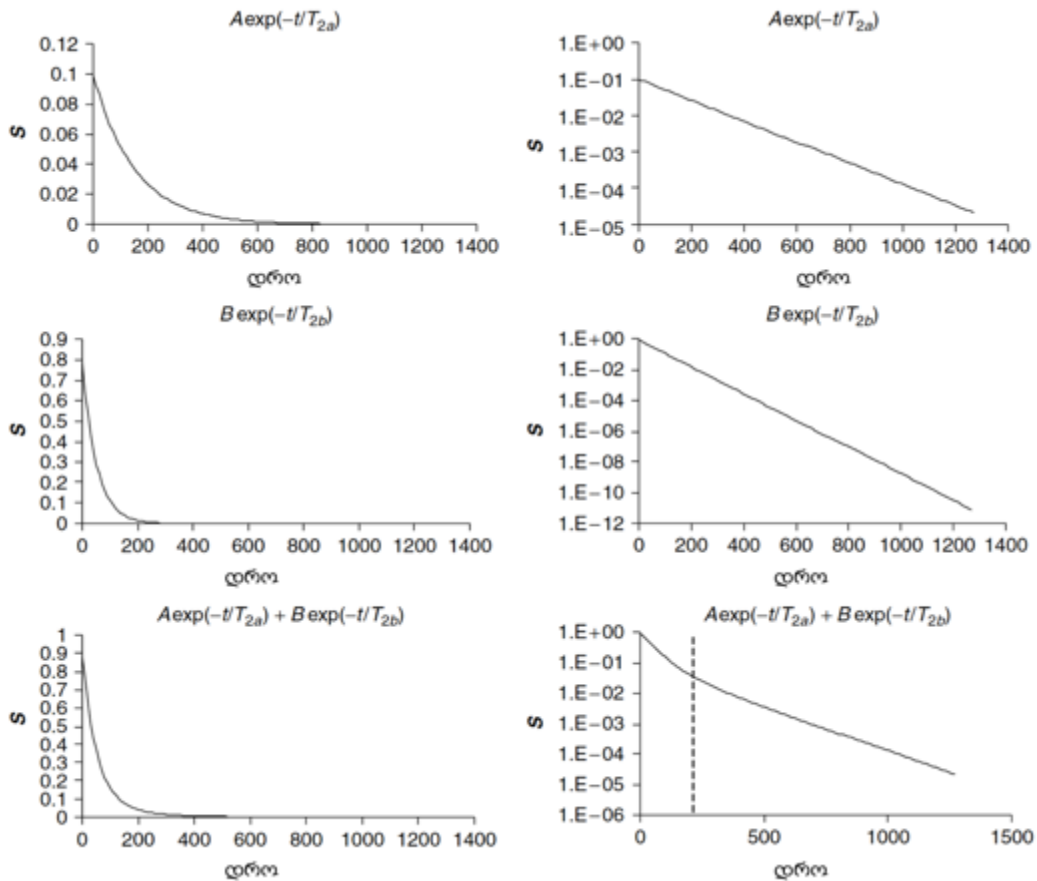
მოცემულ ვოქსელში ხშირად წარმოდგენილია ერთზე მეტი განივი რელაქსაციის კომპონენტი, რის შედეგადაც სიგნალის დაცემის ხაზს აქვს მულტიექსპონენციალური ბუნება. ამიტომ, მისი გამოთვლა უნდა მოხდეს ამის გათვალისწინებით. იმისათვის რომ შევაფასოთ სიგნალის დროზე დამოკიდებულების ფუნქციის ბუნება სასურველია ავაგოთ სიგნალის ლოგარითმული ფუძით ექოს დროზე დამოკიდებულების გრაფიკი (სურათი 42), რადგან ლოგარითმის გარეშე, შესაძლებელია მულტიექსპონენციალური ბუნება შეინიღბოს. ბიექსპონენციალური ბუნების მქონე სიგნალის გამოთვლა მოხდება შემდეგნაირად:

$$S(t) = S_{გრძელი} e^{-TE/T2_{გრძელი}} + S_{მოკლე} e^{-TE/T2_{მოკლე}}$$

სადაც,  $S_{გრძელი}$  და  $S_{მოკლე}$  არის სიგნალი შესაბამისად გრძელი და მოკლე T2-ის მქონე კომპარტმენტებიდან როცა დრო = 0,  $T2_{გრძელი}$  და  $T2_{მოკლე}$  შესაბამისად რელაქსაციის მუდმივები. აღსანიშნავია რომ ამ მოდელს სჭირდება სიგნალისა და ხმაურის შეფარდების მაღალი მაჩვენებელი [49].

რაოდენობრივმა განივმა რელაქსაციამ, ისევე როგორც გასწვრივმა, ფართო გამოყენება ჰპოვა თვის ტვინის ნორმალური სტრუქტურების დასახასიათებლად და აგრეთვე პათოლოგიების დროს. ზოგადად, T1 და T2 მნიშვნელობები ყველაზე მეტად კორელაციაშია ამა თუ იმ ქსოვილის წყლის შემცველობასთან. რაც უფრო მეტია წყალი მით მეტია T1 და T2 მნიშვნელობები. გამონაკლისს ამ ზოგადი წესისგან მიეკუთვნება ალიფატური ცხიმის პროტონები. ამ ლიპიდებს აქვთ მოკლე T1 და გრძელი T2. მათი მოძრაობის სიხშირე ლარმორისას უახლოვდება და შესაბამისად უმნიშვნელოდ იწვევენ მაგნიტური ველის შეშფოთებას, ეს კი აუცილებელი მოთხოვნაა განივი დამაგნიტების ვარდნისათვის. ცერებრალურ ქსოვილში წყლის შემცველობის, პროტონების სხვა მოლეკულებთან დაკავშირებისა და

წყლის შემადგენლობის ცვლილება აისახება T2-ის რაოდენობრივი ცვლილებით. სწორედ ამიტომ, რელაქსომეტრის ეს პარამეტრი მგრძობიარე ბიომარკერს წარმოადგენს თავის ტვინის განვითარება მომწიფებისთვის.

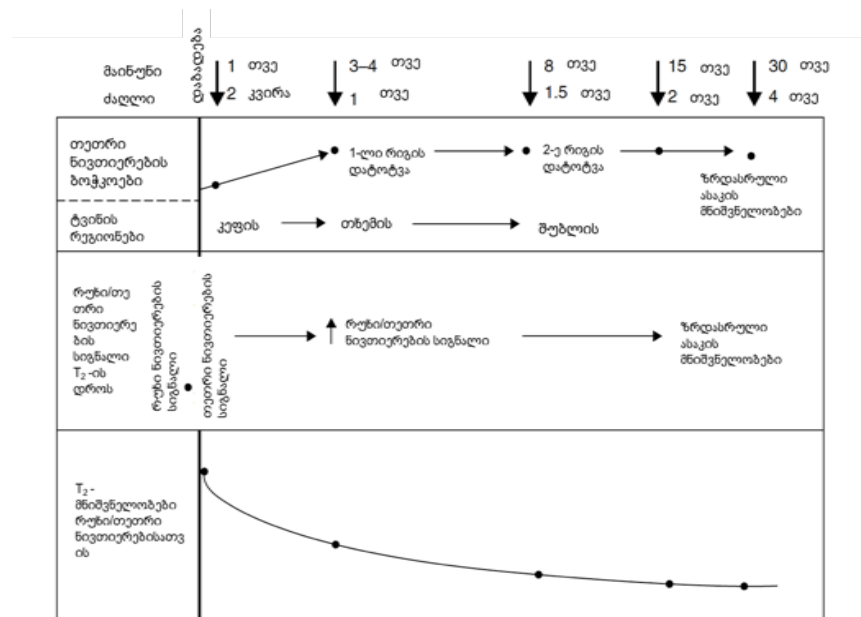


სურათი 42. სიგნალი ექსპონენციალური ვარდნა. A - სიგნალის ნელი ვარდნის კომპონენტი (ზედა მარცხენა); B - სიგნალის სწრაფი ვარდნის კომპონენტი (შუა მარცხენა); სწრაფი და ნელი ვარდნის კომპონენტების კომბინაცია (ქვედა მარცხენა). მათი შესაბამისი ლოგარითმული გრაფიკები მარჯვნივ, სადაც ნათლად ჩანს ბიექსპონენციალურ ბუნება (ქვედა მარჯვენა) [49].

მაგალითად, მრავალმა კვლევამ აჩვენა რომ ადრეულად დაბადებული ნეონატების თავის ტვინის ქსოვილის T2 შემცირდა თანდათან ბავშვის განვითარებასთან ერთად. დაბადებისას ქსოვილის წყლის შემცველობა წარმოადგენს წონის 88%-ს, ხოლო 6 თვეზე 82%-მდე მცირდება. ეს დაკავშირებულია მიელინის პრეკურსორების, როგორებიცაა გლიკოლიპიდები, ქოლესტეროლი რაოდენობის მომატებასთან, გლიური უჯრედების პროლიფერაციასთან, რაც თავის მხრივ შეზოჭილი წყლის

რაოდენობას ზრდის თავისუფალთან შედარებით (სურათი 43). T2 კლებას აგრძელებს 2-3 წლის ასაკამდე, აღწევს ზრდასრული თავის ტვინის ქსოვილის დამახასიათებელ მნიშვნელობებს და შემდეგ მისი ცვლილება თითქმის უმნიშვნელოა. აღსანიშნავია, რომ T2-ის შემცირება წინ უსწრებს მიელინიზაციის პროცესს, დანახულს ჰისტოლოგიური მეთოდებითაც კი, რომლიც როგორც წესი ოქროს სტანდარტად მიიჩნევა. T1 რელაქსაციის დროც მცირდება თავის ტვინის მომწიფებასთან დაკავშირებით და თან ხვდება მიელინიზაციის დაწყებას. თუმცა T2-ის ვარდნის სიჩქარე გაცილებით მაღალია და სწორედ ამიტომ იგი მოიაზრება თავის ტვინის განვითარებაზე დაკვირვების მნიშვნელოვან პარამეტრად [57].

ზრდასრული ადამიანის თავის ტვინის სხვადასხვა რეგიონი ხასიათდება რაოდენობრივი განივი რელაქსაციის დროის მნიშვნელობების ჰეტეროგენულობით. მაგალითად, ლიმბური სისტემის შემადგენელ კომპონენტებს აქვთ ყველაზე მაღალი, ხოლო მხედველობის და სმენის პირველად ცენტრებს ყველაზე დაბალი T2. ეს კი გამოწვეულია ამ რეგიონებში განსხვავებული წყლის შემცველობით, ციტოარქიტექტონიკით და რკინის კონცენტრაციით [58].



სურათი 43. მიელინის მომწიფების დიაგრამა. დაკვირვება მრ გამოსახულებებზე T2

კინეტიკის ანალიზით [58

მხედველობის და სმენის ცენტრის კორტექსი ხასიათდება მჭიდროდ ჩალაგებული ნეირონებით, მიელინიზაციის მაღალი დონითა და რკინის გაზრდილი კონცენტრაციით. ხოლო ლიმბური სისტემის ატიპიური სამ შრიანი აღნაგობა, მაღალი ვასკულარობა იწვევს განივი რელაქსაციის დროის გახანგძლივებას. მრავალი კვლევის მიერ დადგენილია რომ რუხი ნივთიერების T2-ის მნიშვნელობა უფრო მაღალია ვიდრე თეთრი ნივთიერების (ცხრილი 3). ეს კი გამოწვეულია მაგალითად წყლის განსხვავებული შემადგენლობით, სისხლძარღვებით და რკინის კონცენტრაციით. საერთო წყლის შემცველობა რუხ ნივთიერებაში უფრო მეტია, დაკავშირებულია მიელინის შრებთან, რომელსაც აქვს საკმაოდ მოკლე T2. აგრეთვე სისხლის მოცულობა რუხ ნივთიერებაში უფრო მეტია და სისხლის T2 გაცილებით უფრო გრძელია ვიდრე ქსოვილის [59].

ქსოვილის პარამეტრები	რუხი ნივთიერება	თეთრი ნივთიერება
ცერებრალური წყალი (მლ/100გ)	82	72
მიელინი %	~ 0	13
ცერებრალური სისხლის მოცულობა (მლ/100გ <sup>-1</sup> )	5.2	2.8
T2 რელაქსაციის დრო (მწ)	92	87

ცხრილი 3. თავის ტვინის (ცერებრალური) ქსოვილების პარამეტრები [60]

საინტერესოა ის ფაქტი, რომ T2-ის ხანგძლივობა შებრუნებულია კეფის წილში, რომელშიც მდებარეობა პირველადი მხედველობის ცენტრი. აქ რუხი ნივთიერების T2 უფრო მოკლეა, ვიდრე თეთრის. ამის მიზეზად სახელდება არაჰემური რკინის დიდ რაოდენობა კეფის წილის რუხ და შედაებით ნკლები თეთრ ნივთიერებაში. რკინა კი იწვევს T2-ის შემოკლებას და იგი აგრეთვე დიდი რაოდენობითაა წარმოდგენილი ექსტრაპირამიდულ ბირთვებში. აგრეთვე კეფის წილში ციტოქრომ ოქსიდაზას რაოდენობა საკმაოდ მაღალია, რის შედეგადაც ჟანგბადის ექსტრაქცია არტერიული

სისხლიდან მაღალია და ვენურ სისხლში პარამაგნიტური დეოქსიჰემოგლობინის კონცენტრაცია იზრდება [60].

ფუნდამენტური დანიშნულება ნეიროგამოსახულებების მიღებისას არის ნორმალური და პათოლოგიური ქსოვილის განსხვავების შესაძლებლობა. საყოველთაოდ მიღებული, რომ მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის მგრძნობელობა თავის ტვინის დაავადებების სადიაგნოსტიკოდ კომპიუტერულზე მაღალია. ამასთანავე T2 შეწონილი გამოსახულება ყველაზე მეტი სენსიტიურობით ხასიათდება პათოლოგიისადმი სხვა ხარისხობრივ მრ პარამეტრებთან შედარებით. შესაბამისად, მისმა რაოდენობრივმა გაზომვამ კიდევ უფრო უნდა აამაღლოს მისი გამოყენება და გაზარდოს სპეციფიურობა ამა თუ იმ პათოლოგიისადმი. ამის დასადასტურებლად განვიხილოთ რამოდენიმე საინტერესო კვლევა.

მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიის განვითარებაში საკმაოდ ცნობილმა ექიმმა დამადიანმა პირველად ვირთხებში აჩვენა, რომ ავთვისებიანი სიმსივნეების T2 საკმაოდ გახანგმლივებული იყო ნორმალურ და კეთილთვისებიან სიმსივნეებთან შედარებით. ამის მიზეზად, მან დაასახელა ის, რომ წყლის მოლეკულებს ავთვისებიან სიმსივნეებში მოძრაობის უფრო შეუზღუდავი გარემო ქონდათ. შესაბამისად, შემოთავაზებული იქნა, რომ T2-ის რაოდენობრივ გამოთვლას შეეძლო ნეოპლაზიის ავთვისებიანობის დადგენა. მოგვიანებით აგრეთვე ტოვიმ და კოლეგებმა დაადასტურეს რომ T2-ის რაოდენობრივი გამოთვლით შესაძლებელი იყო უკვე ადამიანში სიმსივნის ხარისხის დადგენა, თუმცა უნდა აღინიშნოს რომ ზოგჯერ სიმსივნის ჰეტეროგენულობის გამო, ამ მეთოდის სპეციფიურობა იკლებს [61].

ჰოენ-ბერლაგემ (Hohen-Berlage et al. 1995) და კოლეგებმა დადგინეს რომ T2-ის გაზომვით შესაძლებელი იყო, სიმსივნის და მის გარშემო არსებული შემუპებს გარჩევა, რასაც კლინიკურად საკმაოდ დიდი

მნიშვნელობა აქვს მკურნალობის დაგეგმვისა და გამოსავლის მიხედვით. აგრეთვე გაზრდილი T2 მნიშვნელობა აჩვენებს იემ და კოლეგებმა (Ye et al., 1996) რადიოთერაპიით ნამკურნალებ თავის ტვინის ქსოვილში, როგორც ცხოველების მოდელში, აგრეთვე ადამიანებში. აგრეთვე T2-ის მნიშვნელობა კორელაციაში იყო გამოყენებული რადიოთერაპიის დოზასთან. აგრეთვე, გახანგძლივებული T2 იქნა გაზომილი ცხოველის მოდელში სიმსივნის ნეკროზულ უბნებში, ქიმიოთერაპიის შემდეგ [62].

ჰიპოკამპური სკლეროზის 8-70% -ში დაფიქსირებულია ვიზუალურად T2 შეწონილი გამოსახულებების შეფასებით. ჰიპოკამპის ტროფია გვხვდება რეფრაქტერული შუბლის წილის ეპილეფსიის დროს. ამ სტრუქტურის ატროფიის დადგენა საკმაოდ მნიშვნელოვანია მკურნალობის შემდგომი დაგეგმარებისათვის. ეს პროცენტული ცვალებადო გამოწვეულია იმით რომ ადამიანის თვალი სუბიექტურია. სწორედ, ასეთ შემთხვევებში ნათლად ჩანს რადიოლოგიური მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის უპირატესობა. T2-ის მნიშვნელობების რადიოლოგიური შეფასება წარმოადგენს ზუსტ და მიუკერძოებელ მეთოდს [63, 64].

თუმცა, როგორც აღვნიშნეთ T2-ის რადიოლოგიური გაზომვების დროს გამოყენებული მიმდევრობების ნაკლი მდგომარეობს იმაში, რომ ზომავენ მცირე რადიოლოგიით შრეებს. ამ ხარვეზის დასაფარად რეკომენდირებულია ორმაგი ექოს მქონე ტურბო სპინ ექო მიმდევრობის გამოყენება. ყურადღება უნდა მიექცეს თავის სწორ მოთავსებას. აგრეთვე იმისათვის რომ მრ გამოსახულებებში ტვინის ქსოვილის თავზურგტვინის სითხისაგან დაბინძურება ავიცილოთ თავიდან, რეკომენდირებულია მისი დათრგუნვა დამატებითი ინვერსიული რადიოსიხშირის ტალღით [65].

რადიოლოგიური T2 რელაქსაციის მომავალი არის კლინიკაში გამოყენება. ეს კი თავის მხრივ დამოკიდებულია მიღებული მონაცემების კვლავწარმოებაში. ამისათვის მაგნიტურ რეზონანსული აპარატის სისტემის სტაბილურობა, უნდა იყოს ისეთი რომ გამოსახულებაში ხმაური გამოწვეული იყოს მხოლოდ T2-ის ფუნდამენტური ფიზიკით და არა

მაგალითად სტატიური მაგნიტური ველის ან რადიოსიხშირული ტლდის სივრცული განაწილების არაჰომოგენურობით. მრავალი ექოს მქონე მიმდევრობების გამოყენება შესაძლებელია მაღალი სიზუსტით, თუმცა მათ მიერ გამოკვლეული ნიმუშის შრეების რაოდენობა შეზღუდულია. მრავალი ექოს გამოყენება საშუალებას გვაძლევს გავზომოთ სიგნალი მულტიექსპონენციალური ვარდნადა შესაბამისად მივიღოთ ინფორმაცია ქსოვილის მიკროსტრუქტურის შესახებ. რაოდენობრივი განივი რელაქსაციის გაზომვის გასაუმჯობესებლად რეკომენდირებულია მრავალპარატურის მონაცემების გაუმჯობესება, რათა T2 -ის მნიშვნელობები იყოს სტაბილური და გაუძლოს ხარისხის კონტროლის.

### **3.4 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია**

ადამიანის თავის ტვინი მთელი სიცოცხლის განმავლობაში განიცდის სახეცვლილებას. დაწყებული დაბადებიდან იგი ვითარდება, ზომში იზრდება, ხდება ხვეულების განვითარება, ზრდასრულობის ასაკში დინამიურად მიმდინარეობს სტრუქტურისა და შემადგენლობის ცვლილება, ხოლო ხანდაზმულობაში იგი განიცდის ატროფიას. რა თქმა უნდა ამა თუ იმ პათოლოგიის დროს სტრუქტურის ცვლილება კიდევ უფრო შესამჩნევია და სადიაგნოსტიკო კრიტერიუმადაც კი იყენებენ. მაგალითად ალცჰაიმერის დაავადების დასადგენად აკვირდებიან თავის ტვინის ხვეულის - ჰიპოკამპის ატროფიას, რომელიც მეხსიერებაზეა პასუხისმგებელი. სწორედ ამიტომ, გაჩნდა მოთხოვნა ისეთ მეთოდებზე, რომლებიც შეძლებდნენ თავის ტვინის მოცულობისა თუ ზომების ცვლილების დადგენას. შესაბამისად წარმოიშვა რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის ახალი ნაწილი - მორფომეტრია. როგორც თვითონ სიტყვიდან ჩანს, იგი შეისწავლის სხვადასხვა სტრუქტურების ფორმასა და ზომას. ის საშუალებას აძლევს ექიმებს გამოიკვლიონ თავის ტვინის რუხი და თეთრი ნივთიერების მოცულობა, კორტიკალური სისქე, შეაფასონ ატროფიული ცვლილებები და მოახდინონ მათი ლოკალიზაცია. რელაქსომეტრიისაგან განსხვავებით, მორფომეტრია აფასებს არა ამა თუ იმ



ქსოვილის მრ ბიოფიზიკურ პარამეტრებს, არამედ მათ ფორმას, სისქესა თუ მოცულობას. სწორედ ამიტომ, იგი დამყარებულია მაღალი იზოტროპული რეზოლუციის მქონე ანატომიურ T1 მიმდევრობაზე.

არსებობს მორფომეტრიის სამი ძირითადი მეთოდი: დეფორმაციაზე- (დდმ), ტენზორზე- (ტდმ) და ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია (ვბმ). სამივე მეთოდის პირველ ნაწილს წარმოადგენს გამოსაკვლევი თავის ტვინის მრ გამოსახულებების სივრცული ნორმალიზაცია ერთიდაიმავე სტერეოტაქსიურ სივრცეში. ძირითადად იყენებენ მონრეალის ნევროლოგიური ცენტრის მიერ შემუშავებულ ატლასს - MNI atlas, რომელიც მიღებული 152 ადამიანის თავის ტვინის მაღალი რეზოლუციის მრ გამოსახულებების გასაშუალებით [მნი-ის რეფ]. ბუნებრივია ერთ სივრცეში გამოსახულებების დარეგისტრირება, გამოიწვევს გამოსახულებების დეფორმაციას. დდმ-ს სწორედ ამ დეფორმაციულ ველს იყენებს სხვადასხვა პოპულაციების თავის ტვინის მაკროსკოპული ანატომიური განსხვავებების დასადგენად. ტენზორზე დაფუძნებული მორფომეტრია კი იყენებს დეფორმაციული ველის გრადიენტებს რეგიონალური სტრუქტურული განსხვავებების დასადგენად. დეფორმაციის ველში კოდირებულია თავის ტვინის სრუქტურების შეფარდებითი ლოკალიზაცია, ხოლო რაც შეეხება ლოკალურად ფორმას, მოცულობას, სიგრძესა და ფართობს, მათზე ინფორმაცია გრადიენტებში - იაკობის მატრიცაში ინახება. სწორედ ამიტომ, ტდმ-ს საშუალებით შეგვიძლია ვიმსჯელოთ ამათუ იმ სტრუქტურის ფორმაზე. რაც შეეხება ვბმ-ს იგი საშუალებას გვაძლევს საკმაოდ დიდი სიზუსტით ვოქსელ-ვოქსელ შევაფასოთ თავის ტვინის რუხი ნივთიერების ლოკალური კონცენტრაცია - მოცულობა. რადგან ეს კონკრეტული მეთოდი კვლევის ინტერესის საგანს წარმოადგენს, მას უფრო დეტალურად განვიხილავთ [66-69].

ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია რამოდენიმე ეტაპისაგან შედგება. 1. მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებების სივრცული რეგისტრაცია საერთო სტერეოტაქსიურ სივრცეში, რათა თავის ტვინის

თითოულის სტრუქტურას ერთიდაიგივე კორდინატები ქონდეს და შესაძლებელი იყოს მათი ვოქსელ-ვოქსელ შედარება; 2. თავის ტვინის შემადგენელ ქსოვილთა კლასებად სეგმენტაცია; 3. სიგნალის არაჰომოგენურობის სისტემური შეცდომის გასწორება; 4. სეგმენტირებული ქსოვილთა კლასების მოდულაცია, 5. გაუსური მატრიცით გაგლუვება და 6. სტატისტიკური პარამეტრული რუკების მიღება [70].

მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებების სივრცული ნორმალიზაცია ეფუძვნება როგორც წრფივ, აგრეთვე არაწრფივ რეგისტრაციას, რომელიც საშუალებას აძლევს ამათუ იმ სტრუქტურას იმოდრავოს 12 მიმართულებით და აგრეთვე შეიკუმშოს ან გაიწელოს, რათა მოერგოს საერთო ატლასს. ამის შედეგად იქმნება დეფორმაციის ველის რუკა, რომელიც შეიცავს ინფორმაციას იმის შესახებ თუ რამდენად უნდა მოხდეს თითოული ვოქსელის ცვლილება თავის ტვინის სტრუქტურებში, რომ დაემთხვეს საერთო ატლასს სტერეოტაქსიურ სივრცეში [71].

სეგმენტაცია გულისხმობს თავის ტვინის დაყოფას რუხი, თეთრი ნვთერების და თავ-ზურგ-ტვინის სითხის კლასებად. ეს ხდება ვოქსელის ინტენსივობის გათვალისწინებით და აგრეთვე თითოული ქსოვილის სივრცული განაწილების აპრიორი ცოდნით. მიღებული სეგმენტირებული ქსოვილების გამოსახულებებს წარმოადგენს ალბათობის რუკას და ყოველ ვოქსელს აქვს მნიშვნელობა რომელიც გვიჩვენებს თუ რამდენია იმის ალბათობა, რომ ეს ვოქსელი მიეკუთვნება ამ კონკრეტულ ქსოვილის კლასს [71,72].

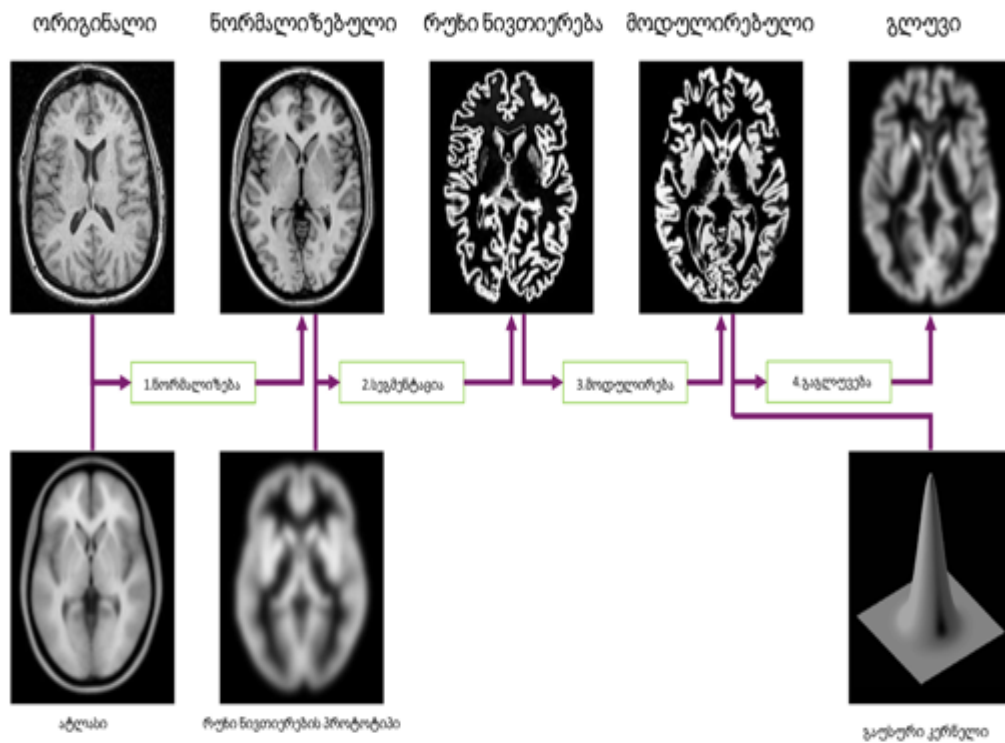
მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებების მიღებისას, თავის ტვინის სხვადასხვა ნაწილი განსხვავებული მანძილითაა მიმღები კოჭადან დაშორებული, ამიტომ სხვადასხვა სტრუქტურიდან წამოსულ სიგნალებს იგი განსხვავებულად აღიქვავს და წარმოიშვება სიგნალის არაჰომოგენურობა. შესაბამისად ამ მანძილის გათვალისწინებით ხდება სისტემური შეცდომის შესწორება [69,70].

მოდულაცია ეს არის ოპერაცია, როდესაც ვოქსელის კონცენტრაციის გრადიენტი ხდება იმის მიხედვით თუ რამდენად მოხდა მისი შეკუმშვა ან გაწევა სივრცული ნორმალიზაციის დროს. ამის შესაბამისად ხდება ვოქსელის ინტენსივობის მოდულაცია გაუსური მატრიცის გამოყენებით და შემდგომ მისი ინტერპრეტირება მოცულობის სახით [73].

საბოლოოდ, ხდება მიღებული სეგმენტირებული ქსოვილის კლასების შესადარებელ ჯგუფებად დაყოფა, გაგლუვება და შემდეგ მათზე პარამეტრული სტატისტიკის შესრულება ზოგადი წრფივი მოდელის ( $y = ax + b$ ) გამოყენებით. ნულოვანი ჰიპოთეზის თანახმად არ არის განსხვავება შესადარებელ ჯგუფებს შორის თავის ტვინის ქსოვილის მოცულობაში. ამ ანალიზის შედეგი არის სტატისტიკური რუკა, რომელიც შეიცავს ისეთ ვოქსელებს, სადაც ნულოვანი ჰიპოთეზის უარყოფა ხდება. ვბმ-ის უკეთ გასაგებად იხილეთ ვიზუალური მაგალითი (სქემა 1).

ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიამ ფართო გავრცელება ჰპოვა მრავალ კვლევაში და წარმატებით იქნა გამოყენებული მაგალითად დაბერების პროცესის, ან ისეთი პათოლოგიების, როგორცაა შიზოფრენია, მეორე ტიპის დიაბეტი, გაფანტული სკლეროზის გავლენის შესასწავლად თავის ტვინის რუხ ნივთიერებაზე. მაგალითად, ზენგმა და კოლეგებმა (Zhang et al., 2014) ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის საშუალებით გამოიკვლიეს მეორე ტიპის დიაბეტის გავლენა კორტიკალური შრის ატროფიაზე. ეს პათოლოგია, რომელიც ფართოდ გავრცელებული მეტაბოლური დაავადებაა და დიდ სოციოეკონომიკურ პრობლემას წარმოადგენს აგრეთვე იქვევს კოგნიტური ფუნქციების დარღვევას, ხოლო მისი ანატომიური დადასტურებაა თავის ტვინის მრავალი სტრუქტურის, მათ შორის შუბლის, საფეთქლის და კეფის წილების სტრუქტურების მოცულობაში შემცირება. თუმცა უნდა გავითვალისწინოთ ამ მეთოდის შეზღუდვები. კერძოდ, გამოსაკვლევი კოჰორტის მაგნიტურ-რეზონანსული გამოსახულებები მიღებული უნდა იყოს ერთიდაიმავე სკანერზე და ერთიდაიგივე პარამეტრების მქონე მაღალი რეზოლუციის T1 მიმდევრობის

გამოყენებით. აგრეთვე შესაძლებელია დაფიქსირდეს შეცდომები სივრცული რეგისტრაციის ან სეგმენტაციის დროს, როდესაც საქმე გავქვს ატიპიური ანატომიის მქონე თავის ტვინის გამოსახულებებთან [70,74].



სქემა 1. ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია და მისი ეტაპები. 1. ორიგინალი მაღალი გარჩევადობის ანატომიური მიმდევრობით მიღებული გამოსახულების სივრცული ნორმალიზება მონრეალის ნევროლოგიური ცენტრის მიერ შემუშავებულ ატლასთან. 2. ნორმალიზებული გამოსახულების თავის ტვინის ქსოვილებად (რუხი, თეთრი ნივთიერება და თავზურგტვინის სითხე) სეგმენტაცია/დაყოფა. 3. სეგმენტაციის შედეგად მიღებული რუხი ნივთიერების სიგნალის არაჰომოგენურობის შესწორება/მოდულირება. 4. მოდულირებული რუხი ნივთიერების გაუსური კერნელით (როგორც წესი 8მმ) გაგლუვება [75].

### 3. 5 კვლევის მეთოდისა

კვლევის პრაქტიკული ნაწილი შეეხება რაოდენობრივ მაგნიტურ რეზონანსულ მეთოდებზე უშუალოდ მუშობას. მათი საშუალებით ფანტომების გაზომვას, სიზუსტისა და რეპროდუქციულობის /განმეორებადობის დადგენას. აგრეთვე ჯანმრთელი მოხალისეების თავის ტვინის შემადგენელი ქსოვილების მრ ბიოფიზიკური პარამეტრებით დახასიათება და ბოლო პაციენტების კოჰორტის გამოკვლევა.

### 3.5.1 რელაქსომეტრია

გასული რამოდენიმე წლის განმავლობაში, გერმანიის იულიხის კვლევითი ცენტრის ნეირომეცნიერებისა და მედიცინის ინსტიტუტი-4-ის ბაზაზე შემუშავებული იქნა ადამიანის თავის ტვინის წყლის შემცველობის რადენობრივი რუკების მიღების პროტოკოლები: 2დ-2 წერტილის და 3დ-2 წერტილის მეთოდები. ორივე დაფუძნებულია გრადიენტ ექო მიმდევრობების გამოყენებაზე რადენობრივი რუკების მისაღებად, ხოლო ერთმანეთისაგან განსხვავდებიან  $B_1$  ველის არაჰომოგენურობის კორექციის ხერხებით. კერძოდ, ერთი იყენებს ექო სიბრტყევ გამოსახულებებს, ხოლო მეორე - ფაქტიური გადახრის კუთხის მიმდევრობას [76,77].

#### 3.5.1.1 2დ-2 წერტილის მეთოდი

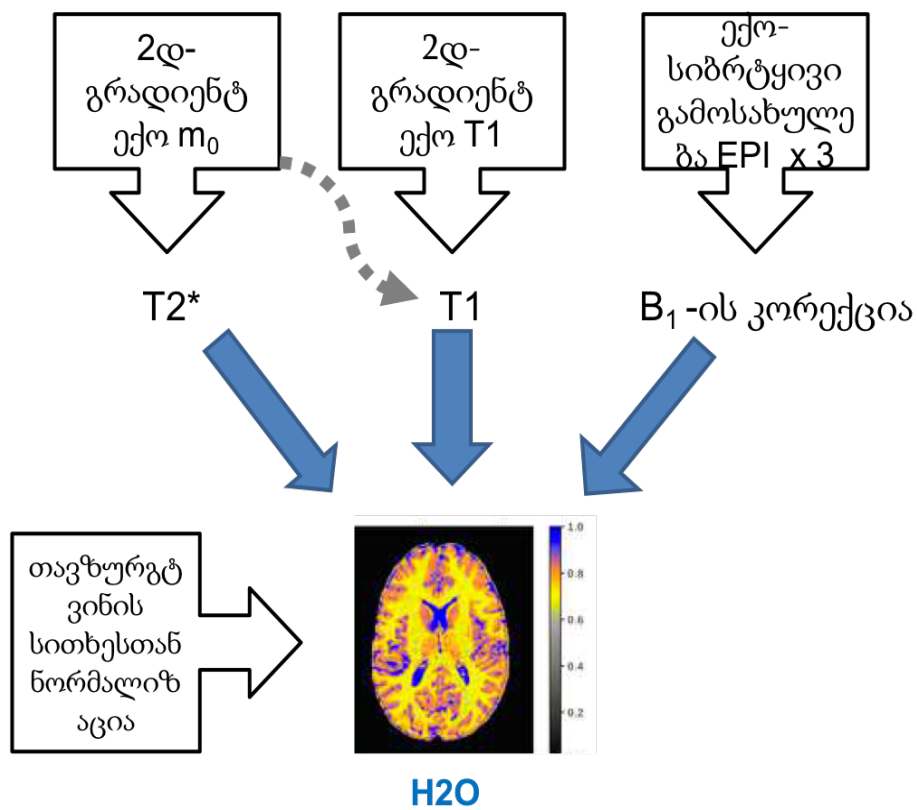
თავის ტვინის ქსოვილების რელაქსაციის პარამეტრებისა და წყლის შემცველობის რადენობრივად დასადგენად ვიყენებთ 2-D 2-წერტილის მეთოდს. ეს მეთოდი შეიცავს 2 გრადიენტ ექო მიმდევრობას, იმისათვის რომ მივიღოთ  $T2^*$  გამოსახულებები სხვადასხვა ექოს დროს და აგრეთვე  $T1$  გამოსახულება. შემდეგ ხდება ამ გამოსახულებების ექსტრაპოლაცია ნულოვანი ექოს დროზე და შემდეგ ქსოვილის წონასწორობაში მყოფი დამაგნიტების  $S0$ ,  $T2^*$  განსაზღვრა თითოეულ ვოქსელში. გაზომილი სიგნალის ინტენსიურობაზე გავლენას ახდენს რამოდენიმე ფაქტორი, მათ შორის მნიშვნელოვანია გაჯერების ეფექტი და  $B_1$  რადიოსიხშირული ველის არაჰომოგენურობა. 3 ტესლა მაგნიტური ველის სიმძლავრეზეც კი რადიოსიხშირული ველის არაჰომოგენურობა საკმაოდ დიდ პრობლემას წარმოადგენს რადენობით მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. იგი გავლენას ახდენს მრ პარამეტრებზე, როგორცაა  $T1$  და ქსოვილის წყლის შემცველობა.  $B_1$  არაჰომოგენურობის მიზეზი არის გადამცემი და მიმღები კოჭის სხვაობა, რის შედეგადაც საქმე გვაქვს სივრცეში ცვლადი გადახრის კუთხესთან და შესაბამისად ვიღებთ სივრცეში ცვლადი სიგნალის ინტენსიურობას. თითოეული ვოქსელისთვის გადახრის კუთხის გამოთვლა

და მისი ჩასმა წყლის რუკებში, საშუალებას გვაძლევს გამოვთვალოთ ზუსტი გადახრის კუთხე და მოვახდინოთ სიგნალის ინტენსიურობის კორექცია (კორექციის ფაქტორი CB1).

გრადიენტ ექო მიმდევრობის გამოყენებისას, რომლის პარამეტრები ისეა შერჩეული, რომ მიიღება პროტონის სიმკვრივის შეწონილი გამოსახულებები, გამეორების დრო შედარებით იზრდება, მაგრამ მიუხედავად ამისა გასწვრივი რელაქსაცია ვერ ასწრებს სრულ აღდგენას ერთი ციკლის განმავლობაში. ამ ეფექტის შედეგად მიიღება სიგნალის გაჯერება, რომელიც ვრცელდება საბოლოო წყლის რუკებზე და საჭიროებს შესწორებას. 2დ-2 წერტილი მეთოდით გაზომილი გრადიენტ ექოს ძირითადი პარამეტრები, როგორცაა გამეორებისა და ექოს დრო ისე არის შერჩეული, რომ მიიღება T1 შეწონილი გამოსახულება. შესაბამისად ცალკე შესაძლებელია T1 რუკის გამოთვლა და შემდეგ მისი საშუალებით გაჯერების ეფექტის კორექცია პროტონის სიმკვრივის გამოსახულებებში, რათა ზუსტად მოხდეს წყლის შემცველობის რუკების გამოთვლა და T1-ით დაბინძურების თავიდან ავიცილება.

გაზომვის ასაჩქარებლად, აღნიშნული მეთოდით, შეირჩა სხვადასხვა გზები კორექციის ფაქტორების განსაზღვრისათვის. იმისათვის რომ ზუსტად გავზომოთ მრ პარამეტრები, როგორცაა T1 და ქსოვილის წყლის შემცველობა, აუცილებელია რადიოსიხშირული მაგნიტური ველის ზუსტი რუკის მიღება, რადგან არაჰომოგენურობა B1 ველში იწვევს სიგნალის სივრცულ არაერთგვაროვნებას. ამიტომ, როგორც უკვე ავღნიშნეთ, აუცილებელია გადახრის კუთხის ზუსტი განსაზღვრა თითოეული ვოქსელისათვის. ეს მიიღწევა ოთხი ექო სიბრტყივი (EPI) გამოსახულების მიღებით, რომელთა გადახრის კუთხე არის 30, 60, 90 და 120 გრადუსი შესაბამისად. მათი სიგნალის ფარდობითი ინტენსიურობა გადახრის კუთხის ფუნქციაა. მიუხედავად ამისა, მაღალი მაგნიტური ველის სიმძლავრის პირობებში საჭირო ხდება გეომეტრიული გამრუდებების კორექცია. მიმღები კოჭის არაჰომოგენურობის განსაზღვრა ხდება

დამატებით გრადიენტ ექო მიმდევრობით. ამ შემთხვევაში სხეულის კოჭა წარმოგვიდგება როგორც გადამცემად, ასევე მიმღებად. შემდეგ ხდება მიღებული გაზომვის კორელაცია დანარჩენი მიმდევრობებით მიღებულ გამოსახულებასთან, რომელთა გაზომვის დროს რადიოსიხშირის ტალღის გადასაცემად გამოიყენებოდა სხეულის კოჭა, ხოლო სიგნალის მისაღებად ფაზირებული 32-არხიანი მესრის ფორმის მქონე კოჭა. 2დ-2 წერტილის დროს გამოყენებული მიმდევრობების ძირითადი პარამეტრები მოცემულია ცხრილ - 4, ხოლო რუკების გამოთვლის პროცესის უკეთესად აღსაქმელად იხილეთ სქემა 2 [76]. მეთოდის გაზომვის დრო შეადგენდა 12 წუთს.



სქემა 2 . 2-დ-3-წერტილის მეთოდი.

	გრადიენტ ექო $m_0$	გრადიენტ ექო T1	ექოს სიბრტყივი გამოსახულება EPI
გამეორების დრო (მწ.)	1800	500	20 000

პირველი ექოს დრო (მწ.)	5,2	5,2	17
ექოების რაოდენობა	11	2	1
გადახრის კუთხე (გრადუსი)	40	90	30,60,90,120
შრის გამტარობა (ჰერცი/პიქსელზე)	სისქის 650	650	650
გარჩევადობა (მმ)	1 x 1 x 2	1 x 1 x 2	4.2 x 4.2 x 2

ცხრილი 4. 2დ-2 წერტილის მეთოდში გამოყენებული მიმდევრობები და მათი მრ პარამეტრები.

### 3.5.1.2 3დ-2 წერტილის მეთოდი

3დ-2 წერტილის მეთოდიც იყენებს გრადიენტ ექო მიმდევრობებს, რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული რუკების მისაღებად, ხოლო  $B_1$  ველის არაჰომოგენურობის და აგრეთვე გადახრის კუთხის სივრცული ცვალებადობის შესწორებისათვის დამატებით გამოიყენება ფაქტიური გადახრის კუთხის მიმდევრობა და სტატისტიკური პარამეტრული რუკების პაკეტში ჩაშენებული  $B_1$  ველის კორექციის ფუნქცია. კიდევ ერთი განსხვავება 2დ-2 წერტილის მეთოდისაგან ისაა რომ, გრადიენტ ექო მიმდევრობები არიან 3დ-ში და შესაბამისად შრის პროფილის გამრუდება უფრო ნაკლებია  $\text{sinc}(x)$  ფუნქციიდან გამომდინარე. დანარჩენი შესწორებების მექანიზმი იგივეა, როგორც აღწერილია 2დ-2 წერტილის მეთოდისათვის. მეთოდის უეთესად გასაგებად იხილეთ სქემა 3, ხოლო ძირითადი პარამეტრები წარმოდგენილია ცხრილ 5-ში. მეთოდის გაზომვის დროს შეადგენდა 20 წუთს [77].

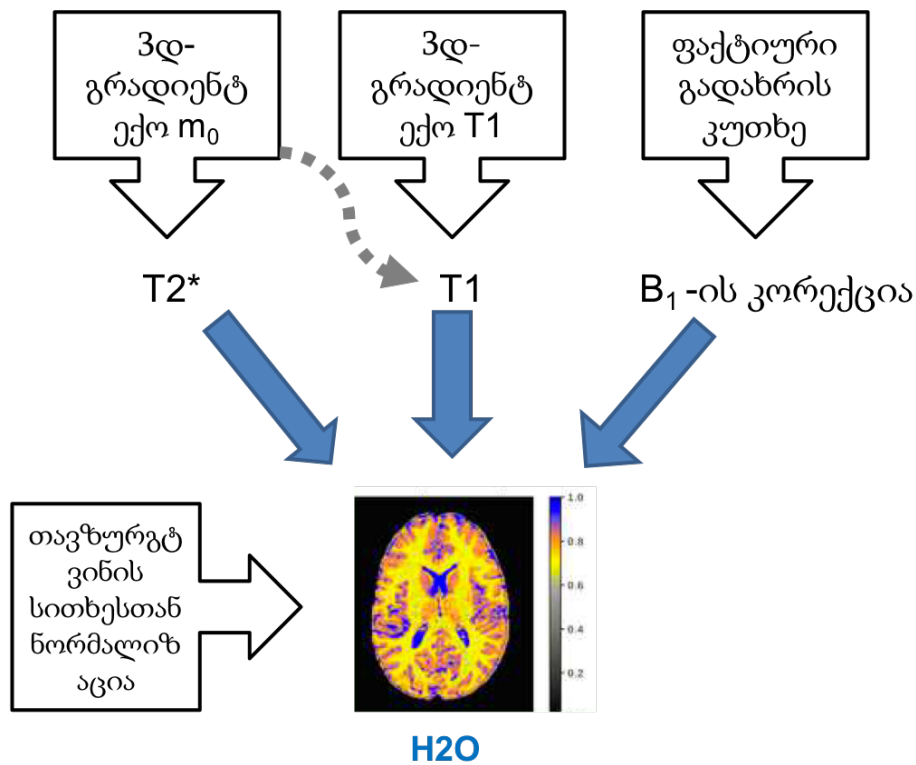
საბოლოოდ, წყლის რუკების მისაღებად, ორივე მეთოდში გამოსახულებების ნორმალიზება ხდება თავზურგტვინის სითხესთან, რომლის 99% წყალს წარმოადგენს.

ორივე მეთოდის სიზუსტის დასადგენად გაზომილი იქნა ეგრეთ-



წოდებული რევოლვერ ფანტომი, რომელიც შეიცავს 10 მილს, სადაც მოთავსებულია სხვადასხვა რაოდენობის მრ ხილული წყალი (დეიტერიუმისა და პროტიუმის ნარევი). ეს ფანტომი დამზადებულია აგრეთვე ინმ-4-ში. გაზომვები ჩატარდა 3 ტესლა სიმძლავრის მქონე სიმენსის სკანერზე, 32-არხიანი ფაზირებული მესრის მქონე კოქის გამოყენებით. ფანტომის შემდეგ იგივე პროტოკოლებით მოხდა ჯანმრთელი მოხალისეების თავის ტვინის გამოკვლევა, ძირითადი ქსოვილების დასახასიათებლად.

დასახასიათებლად.



სქემა 3. 3-დ-2-წერტილის მეთოდი.

	გრადიენტ ექო $m_0$	გრადიენტ ექო T1	ფაქტიური გადახრის კუთხე
გამეორების დრო (მწ.)	1800	500	125
პირველი ექოს დრო (მწ.)	2,2	2,2	2.2

ექობის რაოდენობა	18	18	1
გადახრის (გრადუსი)	კუთხე 7	40	40
შრის გამტარობა (ჰერცი/პიქსელზე)	სისქის 650	650	650
გარჩევადობა (მმ)	1 x 1 x 1	1 x 1 x 1	3.1 x 3.1 x 4

ცხრილი 5. 3დ-2 წერტილის მეთოდში გამოყენებული მიმდევრობები და მათი მრ პარამეტრები.

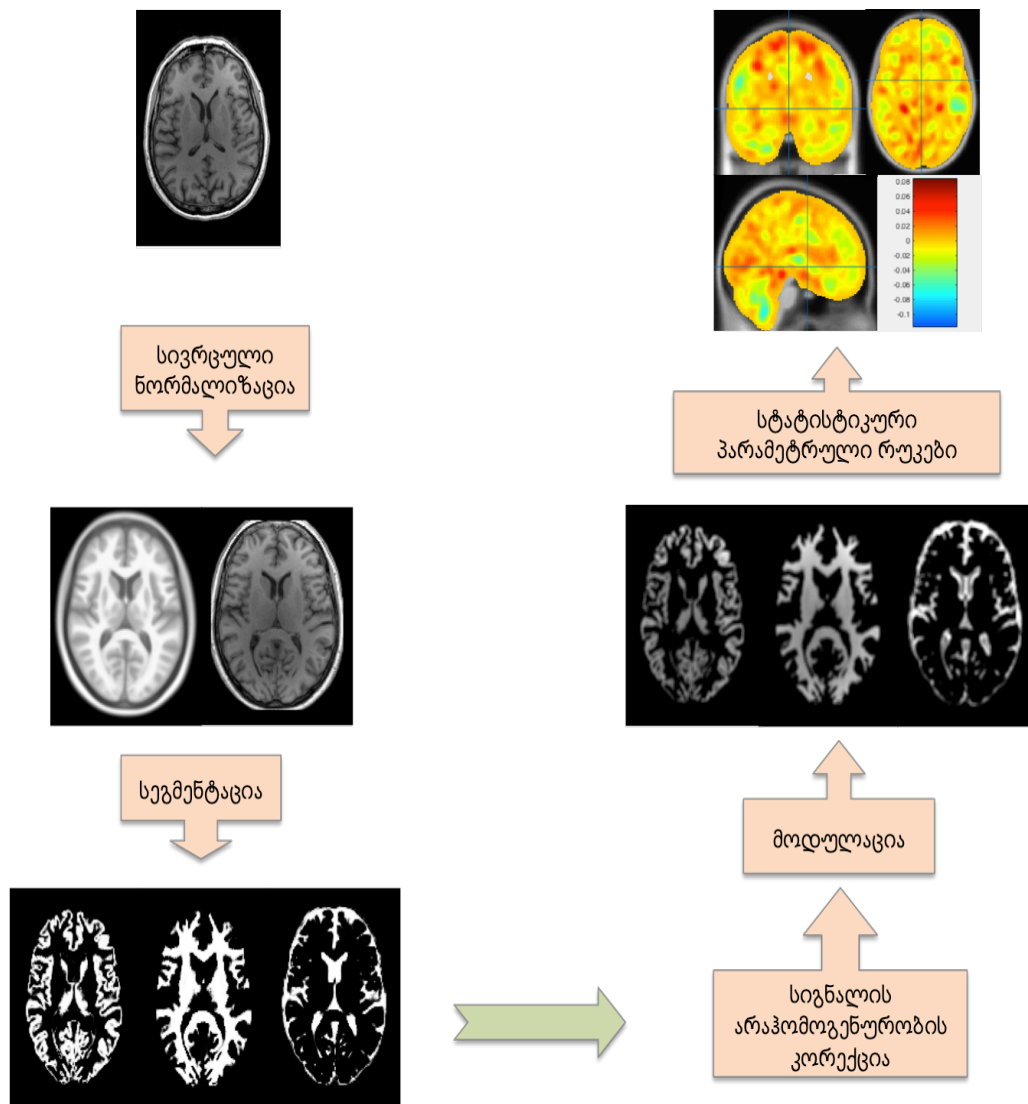
### 3.5.2 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის მეთოდიკა

ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის საშუალებით მოვახდინეთ თავის ტვინის ტრავმული დაზიანების მქონე პაციენტების გამოკვლევა. როგორც ზემოთ მოყვანილ ქვეთავებშია განხილული, პირველ რიგში მოხდა მიღებული მაღალი გარჩევადობის მქონე მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებების დამუშავება. კერძოდ, მათი სივრცული ნორმალიზება ატლასთან, შემდეგ სეგმენტაცია თავის ტვინის რუხ, თეთრ ნივთიერებად და თავზურგტვინის სითხედ. სიგნალის არაჰომოგენურობის შესწორება და მოდულაცია და ბოლოს სტატისტიკური პარამეტრული რუკების მიღება არსებული კოჰორტის ორ ჯგუფად გამოყოფით და შემდგომ მათი ვოქსელის სიზუსტით ერთმანეთთან შედარებით. მეთოდიკის უკეთ გასაგებად იხილეთ სქემა 2.

#### 3.5.2.1 გამოსაკვლევი კოჰორტა და მისი აქტუალობა

ავერსის კლინიკის რადიოლოგიის დეპარტამენტის არქივიდან მოვიძიეთ ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე თორმეტი პაციენტის მონაცემები. პაციენტების სამედიცინო ისტორიები შემოწმდა, ცენტრალური ნერვული სისტემის სხვა დაავადებების გამოსარიცხად. სამი მათგანი გამოერიცხა კვლევას თავის ტვინის თანდაყოლილი ანომალიის გამო, ხოლო ერთი მათგანის ასაკი არ აღემატებოდა 18-ს. დარჩენილი რვა პაციენტი გაიყო 2 ჯგუფად: ერთ ჯგუფში მოხვდა სამი პაციენტი, რომელთაც ჩატარებული

ჰქონდათ კრანოტომია და მეორეში ხუთი პაციენტი თავის ტვინის ტრავმული დაზიანებით კრანოტომიის გარეშე. მიღებული ქალა-ტვინის ტრავმები ხასიათდებოდა საშუალოდან მაღალი სიმწვავით და მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია ჩატარებული იყო ქრონიკულ ფაზაში. ჯგუფებში ასაკისა და სქესის განაწილების შესახებ იხილეთ ცხრილი 1.



სქემა 4. ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის ძირითადი ეტაპები. სურათების თანმიმდევრობა: T1 ანატომიური მიმდევრობა ნატიურ სივრცეში; სივრცული ნორმალიზაციის შემდეგ - მონრეალის ნევროლოგიური ინსტიტუტის ატლასი (MNI-152) და ამავე სივრცეში დარეგისტრირებული T1 გამოსახულება სეგმენტაციის შემდეგ - თავის ტვინის რუხი-, თეთრი ნივთიერების და თავზურგტვინის სითხის სივრცული ალბათობის რუკები; მოდულაციის შემდეგ - თავის ტვინის რუხი-, თეთრი ნივთიერების და თავზურგტვინის სითხის ქსოვილთა კლასები და ბოლოს სტატისტიკური პარამეტრული რუკები ატლასზე ზედღებული.

მახასიათებლები	ქალა-ტვინის ტრავმები კრანოტომიით	ქალა-ტვინის ტრავმები კრანოტომიის გარეშე
საშუალო ასაკი ±	32 ± 7.55	40.2 ± 13.48
სტანდარტული გადახრა		
სქესი: ქალი/კაცი	1/2	2/3

ცხრილი 6. გამოსაკვლევი კოჰორტის დახასიათება

აღსანიშნავია რომ გამოსაკვლევი კოჰორტა საკმაოდ აქტუალური და ძნელად მოსაპოვებელია. ქალა-ტვინის ტრავმები მსოფიო ჯანდაცვის სისტემისათვის ერთერთ მნიშვნელოვან და ფინანსურად მძიმე პრობლემას წარმოადგენს, რადგან მან შესაძლოა გამოიწვიოს ადრეულ ასაკში დაინვალიდება და შრომისუნარობა.

### 3.5.2.2 მაგნიტურ-რეზონანსული მონაცემების გაზომვა

პაციენტების გაზომვა განხორციელდა 1,5 ტესლა სიმძლავრის ფილიპსის სკანერზე. მაღალი გარჩევადობის 3-განზომილებიანი T1 შეწონილი გამოსახულებები მიღებული იქნა გრადიენტ ექოზე დაფუძნებული მიმდევრობით (Fast Field Echo FFE) საგიტალურ სიბრტყეში. მიმდევრობის პარამეტრები წარმოდგენილი იყო შემდეგნაირად: გამეორების და ექოს დრო = 3.77 და 1.7 მილიწამი შესაბამისად. გადახრის კუთხე =  $80^\circ$ , ექოს რაოდენობა = 1; ვოქსელის ზომა = 0.98X0.98 მმ. შრის სისქე = 2.2 მმ. სიგნალის გადასაცემათ გამყენებული იქნა სხეულის კოჭა, ხოლო სიგნალის მისაღებად ფაზირებული 8 არხიანი მესერის ფორმის მქონე კოჭა.

### 3.5.2.3 მონაცემთა დამუშავება და ანალიზი

მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულებები ვიზუალურად შემოწმებული იქნა მოძრაობით არტეფაქტებზე. T1 შეწონილი გამოსახულებების დამუშავება მოხდა მატლაბში (MATLAB\_R2015a) ანატომიის გამოსათვლელი სისტემური პაკეტის (Computational Anatomy

toolbox CAT12) გამოყენებით, რომელიც სტატისტიკური პარამეტრული რუკების პაკეტის 12-ის (Statistical parametric mapping - SPM12) დანამატს წარმოადგენს. გამოსახულებების დარეგისტრირება მოხდა მონრეალის ნევროლოგიური ინსტიტუტის ატლასის სტანდარტულ სივრცეში. შემდგომ განხორციელდა თავის ქალის მოცილება გამოსახულებებიდან, სიგნალის არაჰომოგენურობის კორექცია და ქსოვილთა კლასიფიკაცია, თავის ტვინის რუხ-, თეთრ ნივთიერებად და თავ-ზურგ-ტვინის სითხედ. კორტიკალური სისქე გაზომილი იქნა თითოეული პაციენტისათვის და მოხდა ქსოვილთა სეგმენტაციის მოდულირება იმის მიხედვით თუ სივრცული რეგისტრაციის დროს რამდენად მოხდა თავის ტვინის მოცულობის შეცვლა [11].

ყველა პაციენტზე ჩატარდა ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია და გაიზომა კორტიკალური სისქე (ცხრილი 7). ვმ ვვამლევს ინფორმაციას ამა თუ იმ ქსოვილის მოცულობაზე თითოეულ ვოქსელში [12]. საბოლოოდ, სტუდენტური t-ტესტით შეფასდა ლოკალური ცვლილებების სტატისტიკური მნიშვნელობა კრანოტომიის და მის გარეშე ქალა-ტვინის ტრავმების ჯგუფში. რუხი ნივთიერების კონცენტრაციის შესადარებლად სხვადასხვა ჯგუფში გამოვიყენეთ  $p=0.001$  მნიშვნელობა და კლასტერში მინიმალური ვოქსელთა რაოდენობა აღემატებოდა 20-ს. გამოვითვალეთ ტოტალური ინტრაკრანიალური მოცულობა და ასაკთან და სქესთან ერთად შევიყვანეთ სტატისტიკურ მოდელში, როგორც ცვლადი, რადგან გამოგვერიცხა თითოეული მათგანის გავლენა კორტიკალურ სისქეზე.

<b>რაოდენობა</b>	<b>კრანოტომიის</b>	<b>ჯგუფი</b>	<b>კრანოტომიის</b>	<b>გარეშე</b>
	<b>საშუალო</b>	<b>±სტანდარტული</b>	<b>საშუალო</b>	<b>±სტანდარტული</b>
	<b>გადახრა მმ</b>		<b>გადახრა მმ</b>	

<b>1</b>	2.36±0.71	2.29±0.67
<b>2</b>	2.39±0.72	2.4±0.72
<b>3</b>	2.19±0.62	2.26±0.67

4		2.46±0.72
5		2.42±0.64
საშუალო	2.31±0.68	2.37±0.68

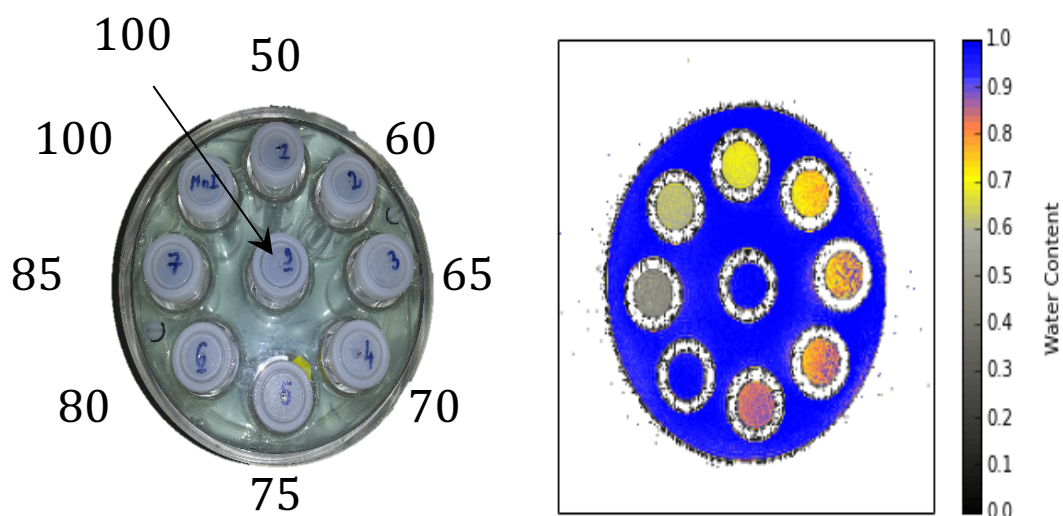
ცხრილი 7. კორტიკალური სისქე კრანოტომიის და მის გარეშე ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე პაციენტებში.

## 4. კვლევის შედეგები და მათი განსჯა:

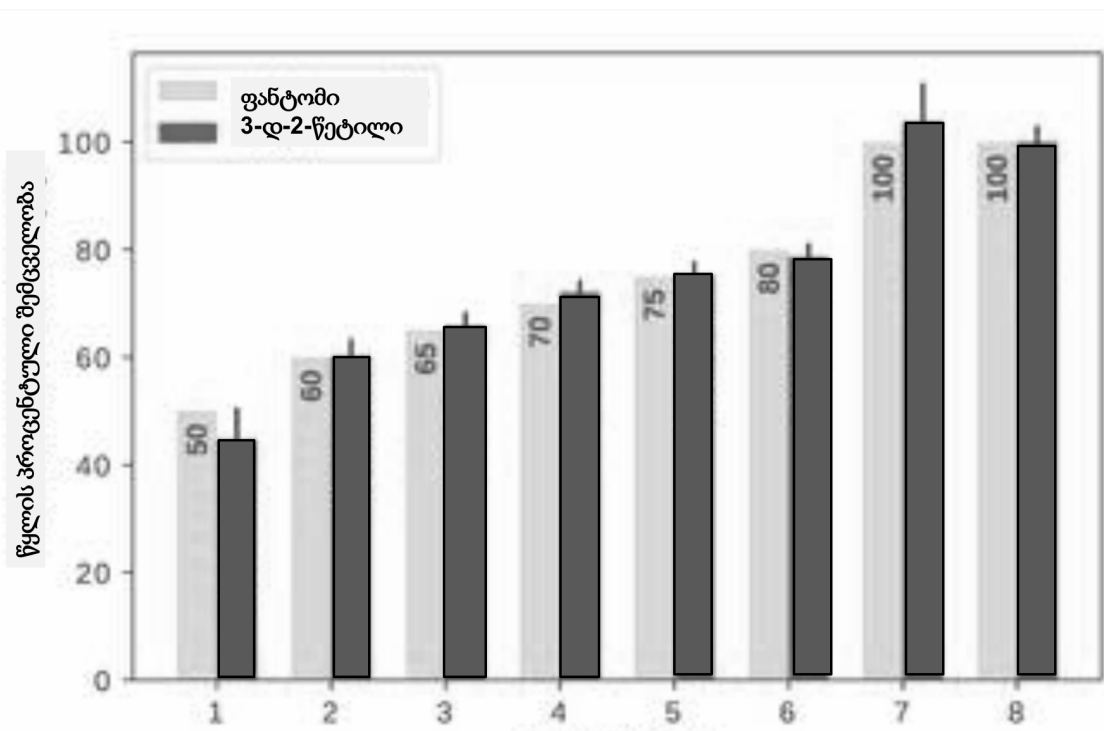
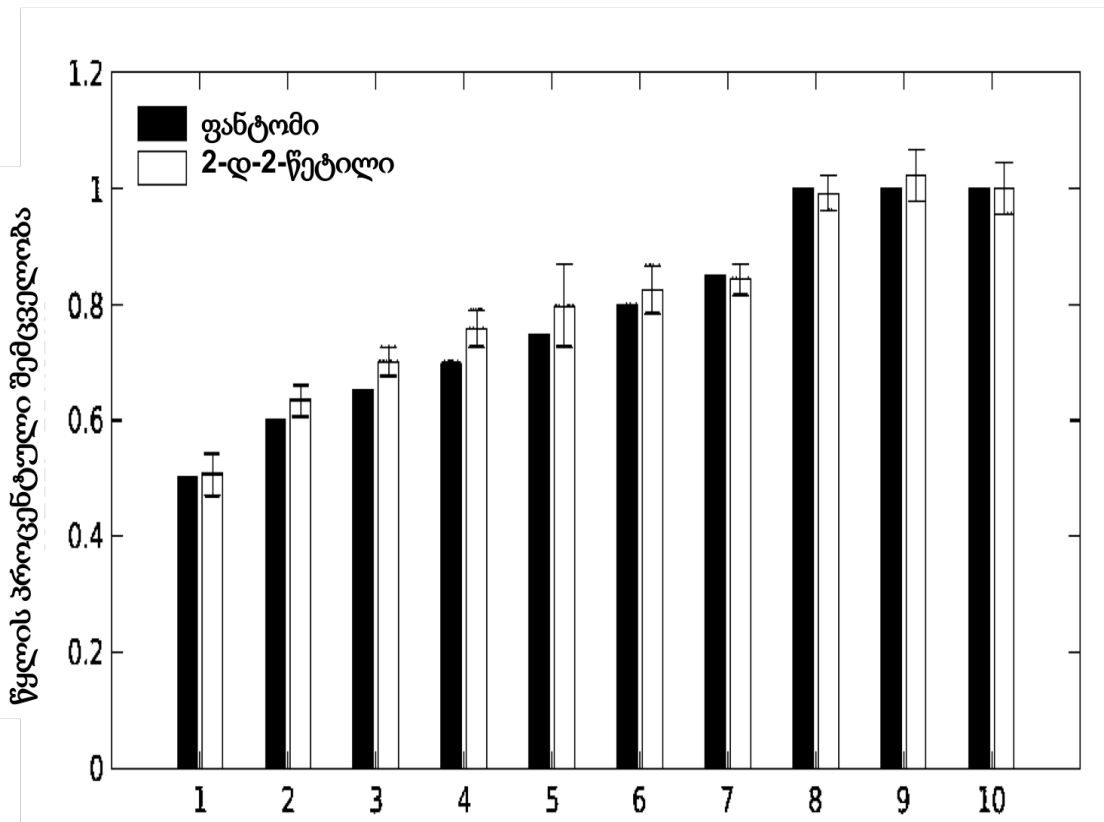
რელაქსომეტრიის პროტოკოლებით ფანტომის გაზომვებმა დაადასტურეს ორივე მეთოდის სიზუსტე, ხოლო გამოკვლეული ჯანმრთელი მოხალისეების თავის ტვინის ქსოვილების მრ პარამეტრები კარგ შესაბამისობაშია როგორც ერთმანეთთან (იგულისხმება 2-დ-2 წერტილის და 3-დ-2 წერტილის მიერ მიღებული მნიშვნელობები), აგრეთვე ლიტერატურაში არსებულ მონაცემებთან. რაც შეეხება ქალა-ტვინის ტრავმების მქონე პაციენტების გამოკვლევას, ვოქსელზე-დაფუძნებულმა მორფომეტრიამ გამოავლინა ატროფიული კერები და შედარებით ნაკლები კორტიკალური (რუხი ნივთიერების) სისქე კრანოტომია გადატანილ ინდივიდებში.

### 4.1.1 რელაქსომეტრიის შედეგები ფანტომში

მოვახდინეთ ორივე მეთოდის სიზუსტის შემოწმება რეკოლვერ ფანტომით, რომელიც შეიცავდა სხვადასხვა რაოდენობით მრ ხილულ წყალს (სურათი 44). შედეგებიდან ჩანს, რომ ჩვენი მეთოდებით გაზომილი და ფანტომის მილებში არსებული წყლის პროცენტული შემცველობა კარგ შესაბამისობაშია (სურათი 44).



სურათი 44. რეკოლვერ ფანტომი, რომელიც შეიცავს სხვადასხვა პროცენტული რაოდენობის მრ ხილულ წყალს და მისი რაოდენობრივი წყლის შემცველობის რუკა.



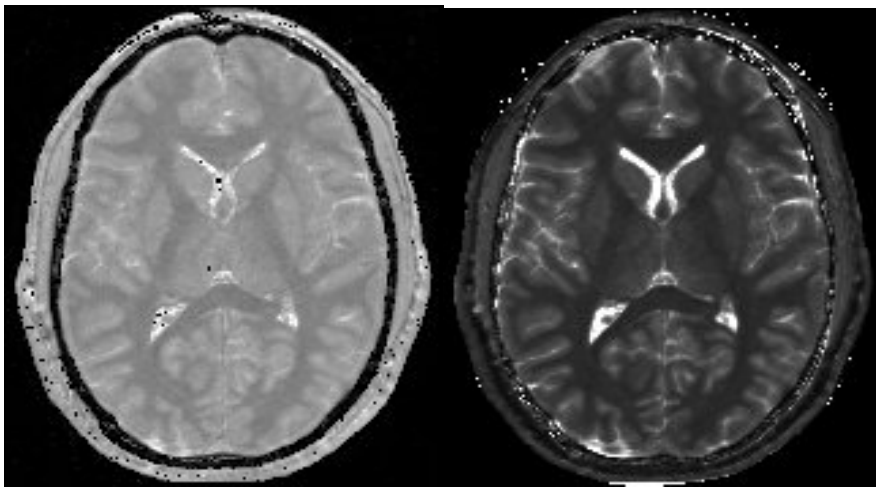
სურათი 45. რეკოლვერ ფანტომში არსებული და გაზომვის შედეგად მიღებული წყლის შემცველობის მნიშვნელობების შედარება ა) 2ს-2-წერტილის და ბ) 3-დ-2წერტილის მეთოდებისათვის. ყურადღება მიაქციეთ რომ 2-დ-2-წერტილის



მეთოდით 3-ჯერ არის გაზომილი სხვადასხვა გარემოში 100 % წყალი (მილი 9, MnI და უკანა ფონი), შესაბამისად მიღების რაოდენობა განსხვავდება ა) და ბ)-ს შორის.

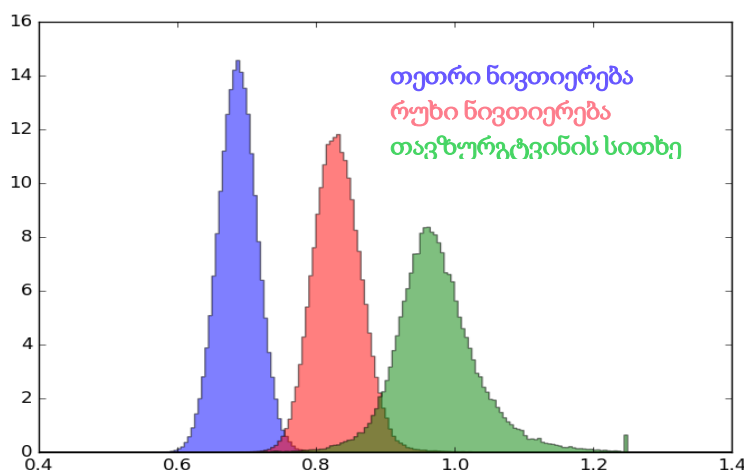
#### 4.1.2 რელაქსომეტრიის შედეგები ინ ვივო

ჯანმრთელ მოხალისეებზე ჩატარებული გაზომვების შედეგად მიღებული რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის რუკები გამოირჩევა კარგი გარჩევადობით და თავისუფალია არტეფაქტებისგან. ვიზუალური მაგალითისათვის იხილეთ სურათი 46.



სურათი 46. ჯანმრთელი მოხალისის თავის ტვინი წყლის შემცველობის და T1 რაოდენობრივი რუკები.

თავი ტვინის რუხი და თეთრი ნივთიერების მრ პარამეტრები ორივე მეთოდებით ერთმანეთს ემთხვევა და ამასთანავე კარგ შესაბამისობაშია ლიტერატურაში არსებულ მონაცემებთან. ამის დასადასტურებლად იხილეთ ცხრილი 8 და სურათი 47.



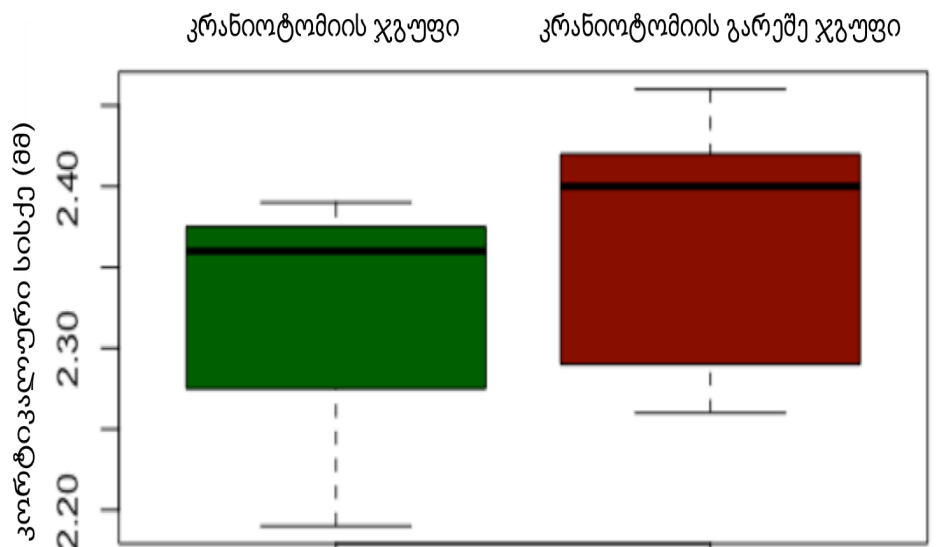
სურათი 47. თავის ტვინის სტრუქტურების წყლის შემცველობის ჰისტოგრამის ანალიზი.

	თეთრი ნივთიერება (მწ) საშუალო ± სტანდარტული გადახრა	რუხი ნივთიერება (მწ) საშუალო ± სტანდარტული გადახრა
2-დ-3- წერტილი	H20 = 70 ±0.3 ; T1 = 1122 ± 119; T2* = 50 ± 9	H20 =81 ±0.4; T1 = 1522 ± 128; T2* = 58 ± 17
2-დ-3- წერტილი	H20: 71 ±0.3; T1 = 1021 ± 128; T2* = 49 ± 8	H20 = 80 ±0.4; T1 = 1483 ± 138;T2* = 57 ± 15
ლიტერატურა: Ethofer et al., Volz et al	H20: 70,3; T1 = 1150;	H20 = 81,5 T1 = 1522

ცხრილი 8. გაზომილი და ლიტერატურაში არსებული ინ ვივო მონაცემები.

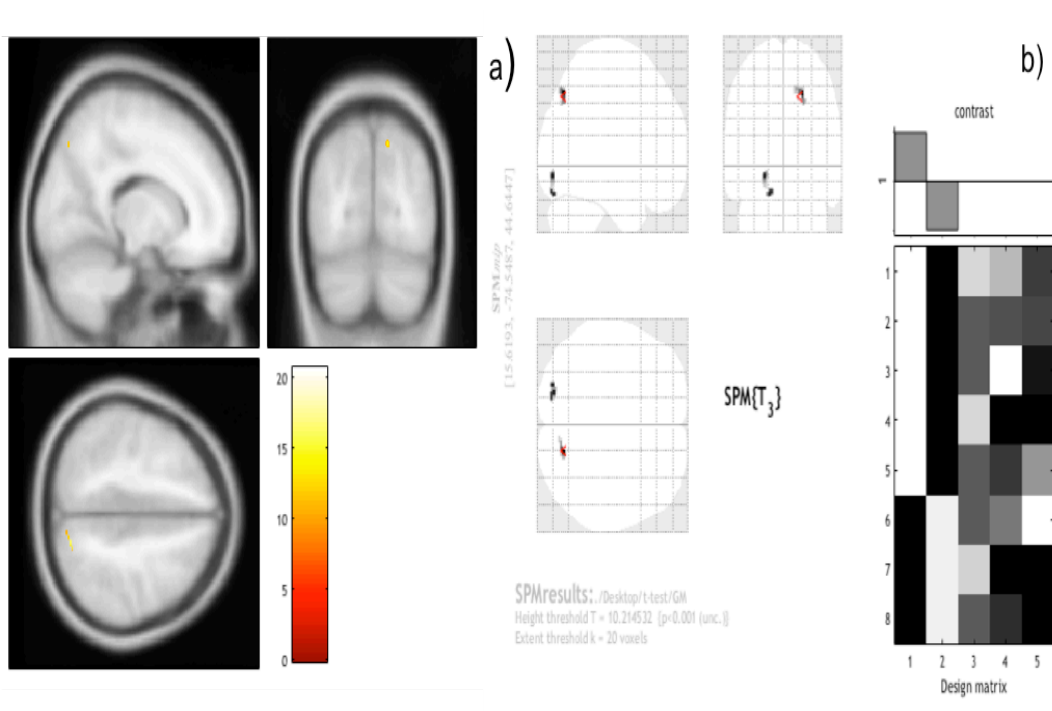
## 4.2 ვოქსელზე-დაფუძნებული მორფომეტრიის შედეგები

კრანოტომიის მქონე პაციენტების ჯგუფში ტოტალური კორტიკალური სისქე უფრო ნაკლები იყო ვიდრე მის გარეშე ქალა-ტვინი ტრავმის მქონე ინდივიდებში, მიუხედავად იმისა რომ ამ უკანასკნელის საშუალო ასაკი უფრო მაღალი იყო. ასაკის მატებასთან ერთად კი მცირდება კორტიკალური სისქე (სურათი 48)[13].



სურათი 48. მწვანე ფერით წარმოდგენილია კრანოტომიის ჯგუფი, ხოლო წითელით - მის გარეშე. შავი ხაზი აღნიშნავს მედიანას, ხოლო ზედა და ქვედა ხაზებით მაქსიმალური და მინიმალური მნიშვნელობა.

სტუდენტურმა t-ტესტმა გამოავლინა ატროფიის სამი კლასტერი კრანოტომია გადატანილ პაციენტებში მის გარეშე ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე ინდივიდებთან შედარებით (სურათი 49). ამ კლასტერების ზედდება მოხდა მონრეალის ნევროლოგიურ ატლასთან, თავის ტვინის ანატომიური სტრუქტურის განსაზღვრის მიზნით. ერთერთი ატროფიის კერა მდებარეობდა წინა სოლის ხვეულში, ხოლო დანარჩენი ორი - მარცხენა კეფის წილის ენისებრ ხვეულში.



სურათი 49. სტუდენტური t-ტესტის შედეგი ზედდებული მონრეალის ნევროლოგიური ცენტრის ატლასზე გამოსახავს ორ ჯგუფს შორის განსხვავებულ კლასტერს სოლის წინა ხვეულში a). დიზაინის მატრიცა და სტატისტიკური მოდელი b). ასაკი, სქესი და ტოტალური ინტრაკრანიალური მოცულობა გათვალისწინებულია როგორც ცვლადები.

კვლევამ გვაჩვენა რომ თავის ტვინის ტრავმული დაზიანების მქონე პაციენტები, რომელთაც გადატანილი აქვთ კრანოტომია მიდრეკილები არიან ატროფიისაკენ ანუ კორტიკალური სისქის შემცირებისაკენ უფრო ვიდრე ის პაციენტების, რომელთაც კრანოტომია არ ჩატარებიათ. სოლის

წინა ხვეული, რომელშიც გამოვლინდა ატროფია მონაწილეობს ეპიზოდურ მეხსიერებაში, ხოლო კეფის წილის სოლისებრი ხვეული მხედველობით მეხსიერების აღდგენაში [14-15]. ლიტერატურა ადასტურებს, რომ თავის ტვინის ტრავმულ დაზიანების მქონე ინდივიდებს აწუხებთ კოგნიტური ფუნქციის დაქვეითება, განსაკუთრებით მეხსიერების პრობლემები და მიდრეკილები არიან პოსტ ტრავმული კორტიკალური ატროფიისაკენ [16,17]. კრანოტომია ამწვავებს თუ არა ამ პროცესებს ჯერ კიდევ საკვლევ სტატუსია. არცინიეგამ და კოლეგებმა შეაფასეს კოგნიტური სტატუსი ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე პაციენტებში როგორც კონსერვატიული მკურნალობის ფუნქცია [18]. ჩვენი კვლევის ფარგლებში კორტიკალური სისქე გამოვიკვლიეთ, როგორც კოგნიტური ფუნქციის სტრუქტურული მარკერი.

კვლევის სიძლიერეს წარმოადგენს საინტერესო და ძნელად მოსაპოვებელი კოჰორტა, ხოლო შეზღუდვას - გამოსაკვლევ პირების მცირე რაოდენობა. გარდა ამისა, გასათვალისწინებელი აგრეთვე ისიც, რომ გამოვიკვლიეთ თავის ტვინის ტრავმული დაზიანების მიმამე და საშუალო შემთხვევები, ანუ ჰეტეროგენული ჯგუფი. მომავალი კვლევებისათვის რეკომენდირებულია უფრო ჰომოგენური და დიდი რაოდენობის მქონე კოჰორტის გამოყენება.

## დასკვნა

ზემოთ აღწერილი კვლევის მეთოდები, როგორც შედეგებიდან ჩანს საკმაოდ ზუსტია. აგრეთვე, ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე პაციენტების კოჰორტის ვოქსელზე-დაფუძნებული მორფომეტრიით გამოკვლევამ საინტერესო შედეგები აჩვენა. თუმცა ამ სიზუსტის მისაღწევად და დაავადების უკეთესად შესასწავლად აუცილებელია გავითვალისწინოთ რამოდენიმე ფაქტორი, რომლებიც რეკომენდაციების სახითაა მოცემული.

- რელაქსომეტრიის მონაცემების დამუშავებისას B1 ველის არაჰომოგენურობის და გადახრის კუთხის პროფილის გათვალისწინება და შესწორება;
- სიგნალის გადასაცემად რეკომენდირებულია დიდ მოცულობის მქონე სხეულის კოჭის გამოყენება;
- სიგნალის მისაღებად რეკომენდირებულია ფაზირებული მრავალარხიანი მესერის ფორმის მქონე კოჭის გამოყენება, რათა არხების მიერ ჩაწერილი ინფორმაციით მოვახდინოთ სიგნალის სივრცული არაჰომოგენურობის კორექცია;
- კლინიკაში მეთოდის დანერგვის გასაადვილებლად რეკომენდირებულია პროტოკოლის გაზომვის დროის მაქსიმალურად შემცირება;
- ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრის სადიაგნოსტიკოდ გამოსაყენებლად რეკომენდირებულია მაღალი რეზოლუციის T1 გამოსახულების მიღება 3 განზომილებაში;
- გამოკვლევული კოჰორტის უკეთესად დასახასიათებლად მიზანშეწონილია პაციენტთა რაოდენობის გაზრდა.

წინამდებარე სადისერტაციო ნაშრომი რომ შევაჯამოთ, შესწავლილი იქნა რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდები,

რომელიც საკმაოდ აქტუალური თემაა როგორც საინჟინრო და სამედიცინო ფიზიკის, აგრეთვე ნეირომეცნიერებისა და მედიცინის დარგებისათვის. განხორციელდა პრაქტიკული გაზომვები მეთოდის სიზუსტის დასადგენად და აგრეთვე თავის ტვინის ნორმალური და პათოლოგიური სტრუქტურების შესასწავლად. მიღებული შედეგები კარგ შესაბამისობაშია ლიტერატურაში არსებულ მონაცემებთან. გამოკვლეული იქნა საკმაოდ საინტერესო და ძნელად მოსაპოვებელი პაციენტების კოჰორტა. დაფიქსირებული შედეგები ნათელს ჰფენს ამ პათოლოგიის კოგნიტურ ასპექტს, რომელიც კიდევ ერთხელ წარმოაჩენს რადიონობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის უპირატესობასა და გამოყენების პერპექტივას კლინიკურ მედიცინაში.

## გამოყენებული ლიტერატურის ნუსხა:

1. Paul Tofts. Quantitative MRI of the Brain. John Wiley & Sons, Ltd (2003) 653გვ.
2. Shah NJ, Neeb H, Kircheis G, Engels P, Häussinger D, Zilles K. Quantitative cerebral water content mapping in hepatic encephalopathy. Neuroimage. 2008 Jul 1;41(3):706-17
3. Neeb H, Zilles K, Shah NJ. Fully-automated detection of cerebral water content changes: study of age- and gender-related H<sub>2</sub>O patterns with quantitative MRI. Neuroimage. 2006 Feb 1;29(3):910-22.
4. Neeb H, Shah NJ . Enhancing the precision of quantitative water content mapping by optimizing sequence parameters. Magn Reson Med. 2006 Jul; 56(1):224-9.
5. კოტეტიშვილი ქ, დოლიძე ნ, ჩიხლაძე გ. ბირთვული და რადიაციული ფიზიკა მედიცინაში. თბილისი 2011. 94 გვ.
6. Joseph P. Hornak, Ph.D. The basics of MRI. Copyright J. P. Hornak 1996-2017 <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
7. <https://two-views.com/mri-imaging/history.html>
8. Michael L. Lipton. Totally Accessible MRI: A User's Guide to Principles, Technology, and Applications. Springer 2008. 334 pp.
9. D. Weishaupt; V.D. Köchli, B. Marineck. How does MRI work: An introduction to the Physics and foundation of magnetic resonance imaging. Springer 2006.
10. Alexander Hendrix. "Magnets, Spins, and Resonances. An introduction to the basics of Magnetic Resonance." Siemens Medical, Germany. Print No. MR-07000.643.01.01.02. 225pg.
11. <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-11/chap-11.htm>
12. D.Bell, Y.Weerakkody etal. "MRI artefacts". <https://radiopaedia.org/articles/mri-artifacts-1>
13. MRI Fundamentals კორეის მეცნიერებისა და ტექნოლოგიების უნივერსიტეტის ლექციები.
14. Paul Tofts. Quantitative MRI of the Brain. John Wiley & Sons, Ltd (2003). pp. 85-110.
15. Beaulieu, C., Fenrich, F. R. and Allen, P. S. 1998, Multicomponent water proton transverse relaxation and T<sub>2</sub> discriminated water diffusion in myelinated and nonmyelinated nerve, Magn. Reson. Imag. 16(10), 1201–1210.
16. Ramani, A., Aliev, A. E., Barker, G. J. and Tofts, P. S. 2001, Detection of ultra short T<sub>2</sub> species in human white matter by MAS NMR and multiexponential T<sub>2</sub> analysis, International Society of Magnetic Resonance in Medicine 5th Meeting, Vancouver, Vol 9, p. 1359.
17. Christiansen, P., Toft, P. B., Gideon, P., Danielsen, E. R., Ring, P. and Henriksen, O. 1994, MR-visible water content in human brain: a proton

- MRS study, *Magn. Reson. Imag.* 12(8), 1237–1244.
18. Duyn, J. H. (2011). High-field MRI of brain iron. *Methods in Molecular Biology* (Vol. 711). <http://doi.org/10.1007/978-1-61737-992-5>
  19. Bakker, C. J., de Graaf, C. N. and van Dijk, P. 1984, Derivation of quantitative information in NMR imaging: a phantom study, *Phys. Med. Biol.* 29(12), 1511–1525.
  20. Wehrli, F. W., Breger, R. K., MacFall, J. R., Daniels, D. L., Haughton, V. M., Charles, H. C. and Williams, A. L. 1985, Quantification of contrast in clinical MR brain imaging at high magnetic field, *Invest. Radiol.* 20(4), 360–369.
  21. Brix, G., Schad, L. R. and Lorenz, W. J. 1990, Evaluation of proton density by magnetic resonance imaging: phantom experiments and analysis of multiple component proton transverse relaxation, *Phys. Med. Biol.* 35(1), 53–66.
  22. Venkatesan, R., Lin, W. and Haacke, E. M. 1998, Accurate determination of spin-density and T1 in the presence of RF-field inhomogeneities and flip-angle miscalibration, *Magn. Reson. Med.* 40(4), 592–602.
  23. Venkatesan, R., Lin, W., Gurleyik, K., He, Y. Y., Paczynski, R. P., Powers, W. J. and Hsu, C. Y. 2000, Absolute measurements of water content using magnetic resonance imaging: preliminary findings in an in vivo focal ischemic rat model, *Magn. Reson. Med.* 43(1), 146–150.
  24. Fatouros, P. P. and Marmarou, A. 1999, Use of magnetic resonance imaging for in vivo measurements of water content in human brain: method and normal values, *J. Neurosurg.* 90(1), 109–115.
  25. MacKay, A., Whittall, K., Adler, J., Li, D., Paty, D. and Graeb, D. 1994, In vivo visualization of myelin water in brain by magnetic resonance, *Magn. Reson. Med.* 31(6), 673–677.
  26. Whittall, K. P., MacKay, A. L., Graeb, D. A., Nugent, R. A., Li, D. K. and Paty, D. W. 1997, In vivo measurement of T2 distributions and water contents in normal human brain, *Magn. Reson. Med.* 37(1), 34–43.
  27. Just, M. and Thelen, M. 1988, Tissue characterization with T1, T2, and proton density values: results in 160 patients with brain tumors, *Radiology* 169(3), 779–785.
  28. Paul Tofts. *Quantitative MRI of the Brain*. John Wiley & Sons, Ltd (2003). pp. 111–149.
  29. Bakker CJG, de Graaf CN and van Dijk P. Derivation of quantitative information in NMR imaging: a phantom study. *Phys. Med. Biol.* 29: 1511–1525, 1984a.
  30. Henkleman RM. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med. Phys.* 12: 232–233, 1985 [and *Med. Phys.* 13: 544, 1986].
  31. Karlsson M and Nordell B. Analysis of the Look–Locker T1 mapping sequence in dynamic contrast uptake studies: simulation and in vivo validation. *Magn. Reson. Imag.* 18: 947–954, 2000.
  32. Henkelman RM, Huang X, Xiang Q-S, Stanisiz, GJ, Swanson SD and



- Bronskill MJ. Quantitative interpretation of magnetization transfer. *Magn. Reson. Med.* 29: 759–766, 1993.
33. Gupta RK, Ferretti JA, Becker ED and Weiss GH. A modified fast inversion recovery technique for modified spin-lattice relaxation time measurements. *J. Magn. Reson.* 38: 447–452, 1980.
  34. Clare S and Jezzard P. Rapid T1 mapping using multislice echo planar imaging. *Magn. Reson. Med.* 45: 630–634, 2001.
  35. Steinhoff S, Zaitsev M, Zilles K and Shah NJ. Fast T1 mapping with volume coverage. *Magn. Reson. Med.* 46: 131–140, 2001.
  36. Shah NJ Zaitsev M, Steinhoff S and Zilles K. A new method for fast multislice T1 mapping. *Neuroimage* 14: 1175–1185, 2001.
  37. Edelstein, W. A., Bottomley, P. A. and Pfeifer, L. M. 1984, A signal-to-noise calibration procedure for NMR imaging systems, *Med. Phys.*, 11, 180–185.
  38. Deichmann R, Hahn D and Haase A. Fast T1 mapping on a whole-body scanner. *Magn. Reson. Med.* 42: 206–209, 1999.
  39. Barbosa S, Blumhardt LD, Roberts N, Lock T and Edwards RHT. Magnetic resonance relaxation time mapping in multiple sclerosis normal appearing white matter and the ‘invisible’ lesion load. *Magn. Reson. Imag.* 12: 33–42, 1994.
  40. Brex PA, Parker GJM, Leary SM, Molyneux PD, Barker GJ, Davie CA. Lesion heterogeneity in multiple sclerosis: a study of the relations between appearances on T1 weighted images, T1 relaxation times, and metabolite concentrations. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 68: 627–632, 2000.
  41. Kurki T and Komu M. Spin-lattice relaxation and magnetization transfer in intracranial tumours in vivo: effects of Gd-DTPA on relaxation parameters. *Magn. Reson. Imag.* 13(3): 379–385, 1995.
  42. Conlon P, Trimble MR and Rogers D. A study of epileptic psychosis using magnetic resonance imaging. *Br. J. Psychiat.* 156: 231–235, 1990.
  43. DeWitt LD, Kistler JP, Miller DC, Richardson EP and Buonanno FS. NMR-Neuropathologic correlation in stroke. *Stroke* 18: 342–351, 1987.
  44. Bernarding J, Braun J, Hohmann J et al. Histogrambased characterization of healthy and ischaemic brain tissues using multiparametric MR imaging including apparent diffusion coefficient maps and relaxometry. *Magn. Reson. Med.* 43: 52–61, 2000.
  45. Ebmeier KP, Besson JAO, Crawford JR et al. Nuclear magnetic resonance imaging and single photon emission tomography with radio-iodine labelled compounds in the diagnosis of dementia. *Acta. Psychiat. Scand.* 75: 549–556, 1987.
  46. Krishnan KRR, Doraiswamy PM, Figiel GS et al. Hippocampal abnormalities in depression. *J. Neuropsychiat.* 3: 387–391, 1991.
  47. M. Ulla, J.M. Bonny, L. Ouchchane, I. Rieu, B. Claise, F. Durif Is R2\* a new MRI biomarker for the progression of Parkinson's disease? A longitudinal follow-up
  48. S. Baudrexel, L. Nürnberger, U. Rüb, C. Seifried, J.C. Klein, T. Deller, H. Stei

- nmetz, R. Deichmann, R. Hilker Quantitative mapping of T1 and T2\* discloses nigral and brainstem pathology in early Parkinson's disease
49. Paul Tofts. Quantitative MRI of the Brain. John Wiley & Sons, Ltd (2003). pp. 149-201.
  50. Brasch RC. Work in progress: methods of contrast enhancement for NMR imaging and potential applications. A subject review. *Radiology* 1983; 147(3): 781–789.
  51. Bizzi A, Brooks RA, Brunetti A, Hill JM, Alger JR, Miletitch RS, Francavilla TL, Di Chiro G. Role of iron and ferritin in MR imaging of the brain: a study in primates at different field strengths. *Radiology* 1990; 177: 59–65.
  52. Ordidge RJ, Gorell JM, Deniau JC, Knight RA, Helpert JA. Assessment of relative brain iron concentrations using T2-weighted and T2\*-weighted MRI at 3 Tesla. *Magn. Reson. Med.* 1994; 32: 335–341.
  53. Meiboom S, Gill D. Modified spin echo method for measuring nuclear relaxation times. *Rev. Sci. Instrum.* 1958; 29: 688.
  54. Bottomley PA, Hardy CJ, Argersinger RE, Allen-Moore G. A review of 1H nuclear magnetic resonance relaxation in pathology: are T1 and T2 diagnostic? *Med. Phys.* 1987; 14(1): 1–37.
  55. Gore JC, Kennan RP. Physical and physiological basis of magnetic relaxation. In *Magnetic Resonance Imaging*, 1, 3rd edn, ed. Stark DD, Bradley WG, Chap. 3. Mosby, St Louis, MO, 1988.
  56. Zimmerman JR, Britten WE. Nuclear magnetic resonance studies in multiple phase systems: lifetimes of a water molecule in an absorbing phase silica gel. *J. Phys. Chem.* 1957; 61: 1328.
  57. Ferrie JC, Barantin L, Saliba E, Akoka S, Tranquart F, Sirinelli D et al. MR assessment of the brain maturation during the perinatal period: quantitative T2 MR study in premature newborns. *Magn. Reson. Imag.* 1999; 17: 1275–1288.
  58. Miot-Noirault E, Akoka S, Hoffschir D, Pontvert D, Gaboriaud G, Alapetite C et al. Potential of T2 relaxation time measurements for early detection of radiation injury to the brain: experimental study in pigs. *Am. J. Neuroradiol.* 1996; 17: 907–912.
  59. Koshimoto Y, Yamada H, Kimura H, Maeda M, Tsuchida C, Kawamura Y et al. Quantitative analysis of cerebral microvascular hemodynamics with T2-weighted dynamic MR imaging. *J. Magn. Reson. Imag.* 1999; 9: 462–467.
  60. Zhou J, Golay X, van Zijl PC, Silvennoinen MJ, Kauppinen R, Pekar J et al. Inverse T(2) contrast at 1.5 Tesla between gray matter and white matter in the occipital lobe of normal adult human brain. *Magn. Reson. Med.* 2001; 46: 401–406.
  61. Damadian R. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science* 1971; 171: 1151–1153.
  62. Poptani H, Puumalainen AM, Grohn OH, Loimas S, Kainulainen R, Yla-Herttuala S et al. Monitoring thymidine kinase and ganciclovir-induced changes in rat malignant glioma in vivo by nuclear magnetic resonance

- imaging. *Cancer Gene Ther.* 1998; 5: 101–109.
63. Brooks RA, Di Chiro G, Keller MR. Explanation of cerebral white–grey contrast in computed tomography. *J. Comput. Tomogr.* 1980; 4: 489–491.
  64. Okujava M, Schulz R, Ebner A, Woermann FG. Measurement of temporal lobe T2 relaxation times using a routine diagnostic MR imaging protocol in epilepsy. *Epilepsy Res.* 2002; 48: 131–142.
  65. Sasaki M, Sone M, Ehara S. Hippocampal sulcus remnant: potential cause of change in signal intensity in the hippocampus. *Radiology* 1993; 188: 743–746. Saunders DE, Clifton AG, Brown MM. Measurement of infarct size using MRI predicts prognosis in middle cerebral artery infarction. *Stroke* 1995; 26: 2272–2276.
  66. J. Ashburner and K.J. Friston. Unified segmentation. *NeuroImage* 2005; 26:839-851.
  67. J. Ashburner and K.J. Friston. Diffeomorphic registration using geodesic shooting and Gauss--Newton optimisation. *NeuroImage* 2011; 55(3):954-967.
  68. C. Gaser, H.-P. Volz, S. Kiebel, S. Riehemann, H. Sauer (1999): Detecting structural changes in whole brain based on nonlinear deformations – application to schizophrenia research. *Neuroimage*, 10:107-113.
  69. J. Manjon, P Coupe, L. Marti-Bonmati, D.L. Collins, M. Robles (2010). Adaptive Non-Local Means Denoising of MR Images With Spatially Varying Noise Levels *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 31: 192-203.
  70. C. Gaser, R. Dahnke (2016). CAT - A Computational Anatomy Toolbox for the Analysis of Structural MRI Data. HBM 2016.
  71. Whitwell, J. L. (2009). Voxel-Based Morphometry: An Automated Technique for Assessing Structural Changes in the Brain. *Journal of Neuroscience*, 29(31), 9661–9664.
  72. J. Ashburner (2007): A fast diffeomorphic image registration algorithm. *Neuroimage* 38(1):95-113.
  73. Greve, D. N. (2011). An Absolute Beginner’s Guide to Surface- and Voxel-based Morphometric Analysis. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, i, 1–7.
  74. Zhang, Y., Zhang, X., Zhang, J., Liu, C., Yuan, Q., Yin, X., ... Wang, J. (2014). Gray matter volume abnormalities in type 2 diabetes mellitus with and without mild cognitive impairment. *Neuroscience Letters*, 562, 1–6.
  75. Khajehnejad, M., Saatlou, F. H., & Mohammadzade, H. (2017). Alzheimer’s disease early diagnosis using manifold-based semi-supervised learning. *Brain Sciences*, 7(8), 1–19.
  76. Abbas Z, Gras V, Möllenhoff K, Keil F, Oros-Peusquens AM, Shah NJ. Analysis of proton-density bias corrections based on T1 measurement for robust quantification of 661 water content in the brain at 3 Tesla. *Magn Reson Med.* 2014;1745:1735–45.
  77. Schall, M., Zimmermann, M., Iordanishvili, E., Gu, Y., Shah, N.J., Oros-Peusquens, A.-M., Quantitative In Vivo Imaging Using a 3D Two-Point Method, *Magn Reson Mater Phy* (2017), abstract ID 247