

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

ხელნაწერის უფლებით

ელენე იორდანიშვილი

კვლევის ახალი მეთოდების განვითარება თავის ტვინის ტრავმული  
დაზიანებებისას

სადოქტოტორო პროგრამა საინჟინრო ფიზიკა

შიფრი 0404

დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად

წარდგენილი დისერტაციის

ა ვ ტ ო რ ე ფ ე რ ა ტ ი

თბილისი

2018 წელი

სამუშაო შესრულებულია საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტში  
ინფორმატიკისა და მართვის სისტემების ფაკულტეტი  
საინჟინრო ფიზიკის დეპარტამენტი

ხელმძღვანელი: პროფ. ქეთევან კოტეტიშვილი  
რეცენზენტები: -----  
-----

დაცვა შედგება 2018 წლის \_\_\_\_\_ ივლისს, \_\_\_\_\_ საათზე  
საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_ საუნივერსიტეტო სადისერტაციო საბჭოს  
სხდომაზე, კორპუსი \_\_\_\_\_, აუდიტორია \_\_\_\_\_  
მისამართი: 0175, თბილისი, კოსტავას 77.

დისერტაციის გაცნობა შეიძლება სტუ-ს ბიბლიოთეკაში,  
ხოლო ავტორეფერატისა - ფაკულტეტის ვებგვერდზე

საუნივერსიტეტო სადისერტაციო საბჭოს მდივანი პროფ. თინათინ  
კაიშაური

## **თემის აქტუალობა**

წარმოდგენილი სადისერტაციო ნაშრომი ეხება ერთერთ ყველაზე გავრცელებულ, მაღალტექნოლოგიურ სადიაგნოსტიკო მეთოდს - მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიას (მრტ) და მის აქტუალურ ნაწილს რადიონობრივ მრტ-ს, კერძოდ რელაქსომეტრიისა და ვოქსელზე დაფუძნებულ მორფომეტრიის ბიოფიზიკური პარამეტრების შესწავლა დახვეწას, მათი კლინიკურ მედიცინაში დანერგვის გასაადვილებლად. აგრეთვე ამ მეთოდებით გამოკვლეულია ერთერთი ყველაზე მნიშვნელოვანი პათოლოგია ქალა-ტვინის ტრავმა.

## **მეცნიერული სიახლე**

კვლევაში წარმოდგენილი მეთოდი, კერძოდ რადიონობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია თავად არის მრტ-ს საკმაოდ ახალი და აქტუალური დარგი, რომელიც ჯერ კიდევ არ არის დანერგილი კლინიკურ მედიცინაში. ნაშრომში გამოყენებული პროტოკოლები და სისტემური უზრუნველყოფის პაკეტები მეცნიერების უახლესი მიეღწევაა. აგრეთვე სიახლეს წარმოადგენს მათი ბიოფიზიკური პარამეტრების ერთმანეთთან და ლიტერატურაში არსებულ მნიშვნელობებთან შედარება. ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის ქალა-ტვინის ტრავმების მკურნალობის ქირურგიული მეთოდის - კრანოტომიის თავის ტვინის რუხი ნივთიერების სისქეზე გავლენის შესწავლა აქამდე არ ჩატარებულა.

## **სამუშაოს მიზანი**

წარმოდგენილი კვლევის მიზანი არის სწორედ რადიონობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მეთოდების გაცნობა, მიმოხილვა, მათი უპირატესობებისა და ხარვეზების გამოვლენა, ხოლო შემდგომ ამ მეთოდების საშუალებით თავის ტვინის სხვადასხვა დაავადებების შესწავლა, მაგალითად როგორცაა ქალა-ტვინის ტრავმები. აგრეთვე, პათოლოგიური პროცესების მრ ბიოფიზიკური პარამეტრებით დახასიათება, რათა მოხდეს ამ მეთოდის კლინიკურ მედიცინაში გამოყენების გაადვილება და ხელშეწყობა.

## კვლევის ობიექტი და მეთოდები

კვლევის ობიექტს წარმოადგენს რაოდენობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია, კერძოდ მისი რელაქსომეტრიის და ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის ნაწილი. ამასთანავე, მათი ძირითადი ბიოფიზიკური პარამეტრების შესწავლა, მათ მისაღებად გამოყენებული მიმდევრობების განხილვა, უპირატესობებისა და ხარვეზების გამოვლენა და გამოსწორების მცდელობა. აგრეთვე მეთოდების გამოცდა ფანტომებსა და ჯანმრთელ მოხალისეებზე და ბოლოს ქალა-ტვინის ტრავმების მქონე პაციენტების გამოკვლევა, მათი კორტიკალური სისქის შეფასება.

## კვლევის ძირითადი შედეგები

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 პათოლო-

გიის მქონე კოჰორტაში.

## **შედეგების გამოყენების სფერო**

სადისერტაციო ნაშრომში მიღებული შედეგები და რეკომენდაციების გამოყენება შესაძლებელია, როგორც კლინიკური კვლევების დაგეგმვაში, აგრეთვე რადიოლოგიური მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის პროტოკოლების გაწერაში, კერძოდ დისერტაციაში გაცემული რეკომენდაციების გათვალისწინებით შესაძლებელია ზუსტი და არტეფაქტებისაგან თავისუფალი გამოსახულებების მიღება, რაც აამაღლებს კვლევის ხარისხს.

## **ცნობები დისერტაციის მოცულობისა და სტრუქტურის შესახებ**

დისერტაცია შედგება 122 გვერდისაგან და შეიცავს რეზიუმეს ქართულ და ინგლისურ ენაზე, 8 ცხრილს, 4 სქემასა და 49 სურათს. იგი წარმოდგენილია 6 თავით. 1. შესავალი, 2. ლიტერატურის მიმოხილვა (8 ქვეთავი), 3. კვლევა და მისი მეთოდოლოგია (12 ქვეთავი), 4. კვლევის შედეგები და მათი განხილვა (3 ქვეთავი), 5. დასკვნები, 6. გამოყენებული ლიტერატურის ნუსხა, რომელშიც წარმოდგენილია 77 წყარო.

## **დისერტაციის ძირითადი შედეგები თავების მიხედვით**

დისერტაციის პირველი თავი წარმოადგენს შესავალს, სადაც განხილულია ზოგადად მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ), მისი აქტუალობა და რადიოლოგიური მრტ-ს საჭიროება.

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია, რომელიც გამოიყენება მედიცინაში სადიაგნოსტიკო მიზნით, ეფუძნება გამოსახულების ხარისხობრივ შეფასებას და დამოკიდებულია რადიოლოგის თვალზე. შესაბამისად, ასეთი მსჯელობა ობიექტურობას მოკლებულია. ამასთანავე, ხანგრძლივი 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.

## **2. ლიტერატურის მიმოხილვა**

დისერტაციის მეორე თავი ეძღვნება ლიტერატურის მიმოხილვას, სადაც ახსნილია მრტ- ძირითადი პრინციპები და მეთოდები.

### **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.

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

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 გამოსახივებენ 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 - სპინები. ადამიანის ორგანიზმში ყველაზე გავრცელებულია წყალბადის ატომბირთვი, რომელიც

წარმოადგენს მრტ-ს სიგნალის წყაროს და ინდუქციის ველში მოძრაობენ ლარმორის სიხშირით, რომელიც დამოკიდებულია მუდმივ მაგნიტურ ველზე და გირომაგნიტურ ფარდობაზე:

$$\omega_0 = \gamma B_0.$$

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

წყალბადის ატომბირთვებზე რადიოსიხშირული ტალღით ზემოქმედებისას ისინი გადაიხრებიან  $M_z$  ღერძიდან გარკვეული კუთხით და გაუჩნდებათ მოთავსებისას მათ გაუჩნდებათ  $M_{xy}$  კომპონენტი, სადაც  $M_{xy}$ -ს განივი დამაგნიტება ეწოდება და  $xy$  სიბრტყეში მბრუნავი სპინების ვექტორების ჯამის ტოლია. ეს სპინები იმყოფებიან ერთ ფაზაში. 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. დროს რომელიც საჭიროა ჯამური დამაგნიტების წონასწორულ მდგომარეობაში დასაბრუნებლად, გასწვრივი ანუ სპინ-მესრის რელაქსაციის დრო ეწოდება და აღნიშნება დროის მუდმივა  $T_1$ . დროს, რომელიც საჭიროა სპინების ფაზიდან გამოსასვლელად სპინ-სპინ ანუ განივი რელაქსაცია ეწოდება და აღნიშნება  $T_2$ -თ.

$$M_z = M_0 \left( 1 - e^{-t/T_1} \right) \quad M_{xy} = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$

### 2.4 მრ გამოსახულების მიღება და მიმდევრობები

წყალბადის ატომბირთვებს თუ მოვათავსებთ ძლიერ მუდმივ მაგნიტურ ველში, ისინი განლაგდებიან მის პარალელურად ან საწინააღ-

მდეგო მიმართულებით, ხოლო მათზე დამატებით თუ ვიმოქმედებთ რადიოსიხშირის ტალღით, რადიონაწილაკოვანი ენერჯის რეზონანსული სიხშირით შთანთქმის შედეგად მოხდება პროტონების ალგუნება, ხოლო ზემოქმედების შეწყვეტის შემდეგ, ისინი გამოასხივებენ 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.

### **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 სიხშირებს. K სივრცის ფურიე გარდაქმნით მიიღება გამოსაკვლევი ობიექტის გამოსახულება. ანუ ფურიეს გარდაქმნები არის მათემატიკური მეთოდი, რომელიც ფუნქციის დროის კომპონენტებს სიხშირულ კომპონენტებად გარდაქმნის.

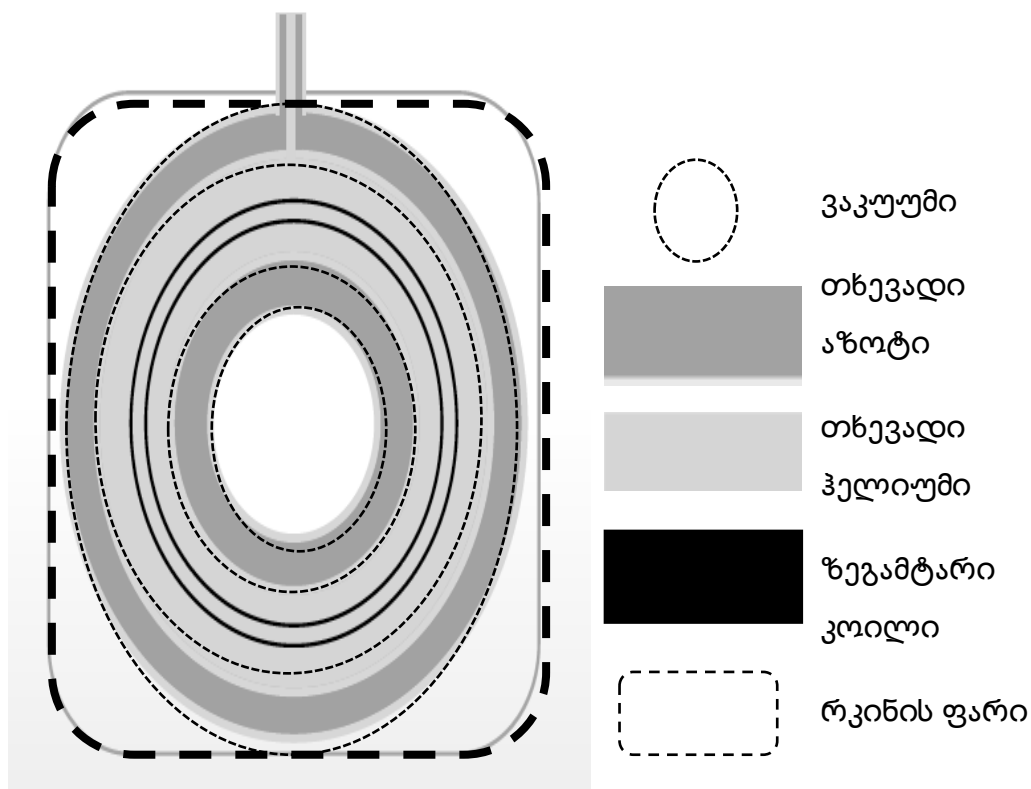
### **2.4.2 მაგნიტურ-რეზონანსული მიმდევრობები და კონტრასტი**

მაგნიტურ რეზონანსული გამოსახულების მისაღებად საჭიროა სხვადასხვა მიმდევრობის გამოყენება. სამედიცინო სადიაგნოსტიკო მეთოდებში ხშირად გამოიყენება სპინ-ეყო და გრადიენტ-ეყო მიმდევრობები. ამ მიმდევრობების ძირითადი პარამეტრებია გამეორებისა და ექოს დრო, რომელთა ცვალებადობით მიიღება მრ გამოსახულების სხვადასხვა კონტრასტი: გასწვრივი რელაქსაციის დრო T1 (მოკლე გამეორებისა და ექოს დროით), განივი რელაქსაციის დრო T2 (გრძელი გამეორებისა და ექოს დროით) და პროტონების სიმკვრივე (გრძელი გამეორებისა და მოკლე ექოს დროით).



## 2.5 მაგნიტურ რეზონანსული აპარატის სახეები და აგებულება

არსებობს ზეგამტარი და მუდმივი მრტ აპარატები, ხოლო მისი აღნაგობა მოცემულია სურათზე 1.



სურათი 1. ზეგამტარი მაგნიტი.

## 2.6 ზეგამტარობის დაკარგვა: მაგნიტის ქვენჩი

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.

### 3. კვლევა

კვლევის მიზანს წარმოადგენს რადიონობრივი 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.

#### 3.1 რელაქსომეტრია: წყლის შემცველობის რუკები

რადიონობრივი 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 ვიხმართ.

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.

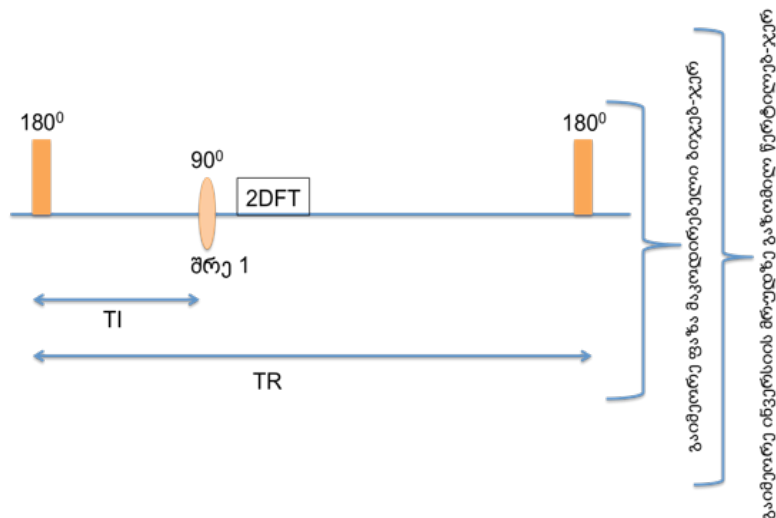
პროტონის სიმკვრივის გაზომვა ჩვეულებრივ წარმოებს მინიმალური T1 და T2 სიგნალის მქონე მიმდევრობით, ხოლო დარჩენილი გავლენის კორექცია ხდება სიგნალის ინტენსივობის ანალიტიკური მოდელირების გამოყენებით:

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

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). გარდა ამისა, რაოდენობრივად პროტონის სიმკვრივის ანუ წყლის შემცველობის ზუსტად გასაზომად აუცილებელია ტემპერატურის და აგრეთვე ინდუქციისა და მუმიდივი ველის არაჰომოგენურობის გათვალისწინება და შესწორება.

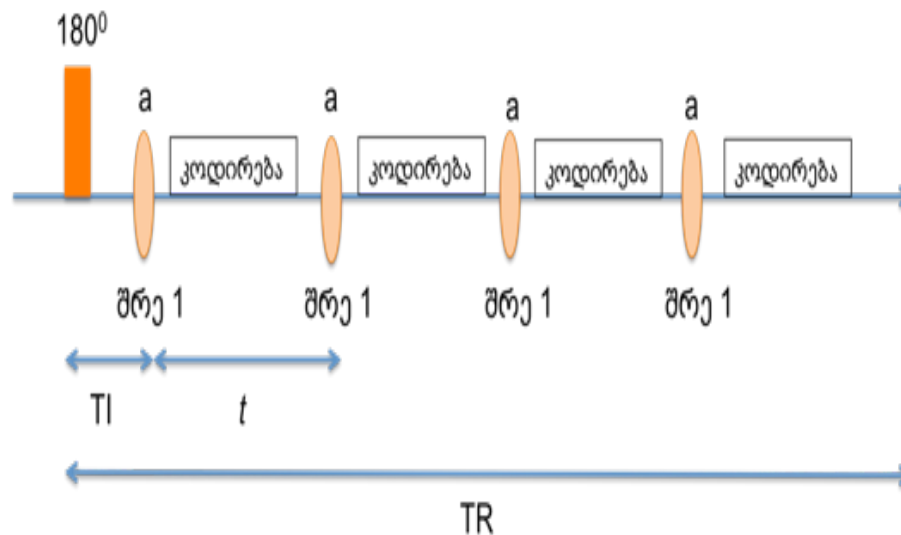
### 3.2 რაოდენობრივი T1 გასწვრივი რელაქსაციის რუკები

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. მის გასაზომად გამოიყენება ინვერსია - ალდგენის კომბინაციით სპინ ანდ გრადიენტ ექო მიმდევრობასთან სურათი 2.



სურათი 27. სპინ ექო მიმდევრობა T1 რელაქსომეტრიისათვის. არასელექციურ 180°-იან ტალღას მოყვება შრე სელექციური 90°-ანი რადიოსიხშირის ტალღა. 2DFT - ორ განზომილებიანი ფურიეს გარდაქმნა

1970 წელს ლუქმა და ლოქერმა (Look, Locker) შემოგვთავაზეს მეთოდი, რომელიც T1-ის გაზომვის საშუალებას გვაძლევს ინვერსიული ალდგენის მხოლოდ ერთი მრუდიდან და აგრეთვე შესაძლებელია მულტიექსპონენციალური რელაქსაციის დადგენა. თუმცა, იგი როგორც სხვა მიმდევრობები საკმაოდ მგრძობიარეა რადიოსიხშირის ტალღის არაჰომოგენურობაზე. მეთოდი მდგომარეობს წონასწორული დამაგნიტების ინვერსიაში და სიგნალის ალდგენის პერიოდში მასზე ინფორმაციის მიღებით პატარა გადახრის კუთხის მქონე ტალღების გამოყენებით (სურათი 3).



სურათი 3. ლუქ-ლოქერ მიმდევრობა.  $180^\circ$  რადიოსიხშირის ტალღა ინვერსიისათვის და რამოდენიმე  $a$  გადახრის კუთხის მქონე ტალღა სიგნალზე ინფორმაციის მისაღებად.

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 ალდგენის დროს T1 იცვლება - კონტრასტული საშუალების ჩართვის დროს მიზანშეწონილია ინვერსიული ალდგენისა და ექს-სიბრტყივი გამოსახულებების მიმდევრობების კომბინაცია, ხოლო გულის

რითმით ტრიგერირებული T1-ის გაზომვის დროს, მაგალითად მიოკარდიუმზე დაკვირვებისას უკეთესია ინვერსია/სპინ-ექო მიმდევრობის ორი წერტილის მეთოდის გამოყენება.

### 3.3 რაოდენობრივი T2 განივი რელაქსაციის რუკები

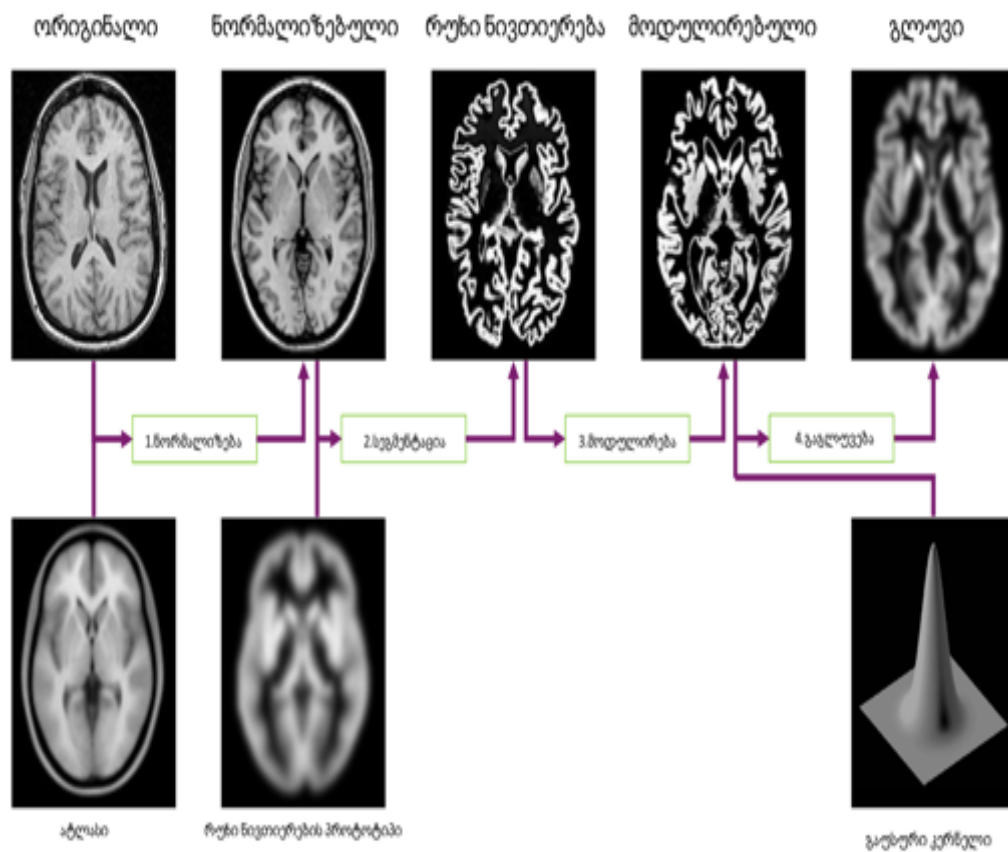
განივი რელაქსაციის დროის - T2 რაოდენობრივი მნიშვნელობის გასაზომად გამოიყენება, როგორც სპინ ექო, აგრეთვე გრადიენტ ექო მიმდევრობა. გასწვრივი დამაგნიტების არსებობის დროს, როდესაც მასზე ვიმოქმედებთ რადიოსიხშირული ტალღით და გადავხრით მას  $xy$  სიბრტყეში წარმოიქმნება განივი დამაგნიტება. თუ ატომბირთვები გასაზომ 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.

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 პოტენციალი განვასხვავოთ ესა თუ ის ქსოვილი ერთმანეთისაგან და აგრეთვე ნორმა პათოლოგიისაგან.

### 3.4 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია

ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიით, როგორც სახელიდან ჩანს შესაძლებელია გამოვიკვლიოთ ამა თუ იმ ქსოვილის ფორმა და მოცულობა. შესაბამისად, თავის ტვინის რუხი და თეთრი ნივთიერების მოცულობა, კორტიკალური სისქე, ატროფიული ცვლილებები და მათი ლოკალიზაცია. ამ მეთოდის ეტაპები დაწვრილებით აღწერილია სქემაზე 1.



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.

### **3. 4 კვლევის მეთოდика**

კვლევის პრაქტიკული ნაწილი შეეხება რადიონობრივ 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.

#### **3.4.1 რელაქსომეტრია**

გასული რამოდენიმე წლის განმავლობაში, გერმანიის იულიხის კვლევითი ცენტრის ნეირომეცნიერებისა და მედიცინის ინსტიტუტი-4-ის ბაზაზე შემუშავებული იქნა ადამიანის თავის ტვინის წყლის შემცველობის რადიონობრივი რუკების მიღების პროტოკოლები: 2დ-2 წერტილის და 3დ-2 წერტილის მეთოდები. ორივე დაფუძნებულია გრადიენტ ექო მიმდევრობების გამოყენებაზე რადიონობრივი რუკების მისაღებად, ხოლო ერთმანეთისაგან განსხვავდებიან B<sub>1</sub> ველის არაჰომოგენურობის კორექციის ხერხებით. კერძოდ, ერთი იყენებს ექო სიბრტყივ გამოსახულებებს, ხოლო მეორე - ფაქტიური გადახრის კუთხის მიმდევრობას.

##### **3. 4.1.1 2დ-2 წერტილის მეთოდი**

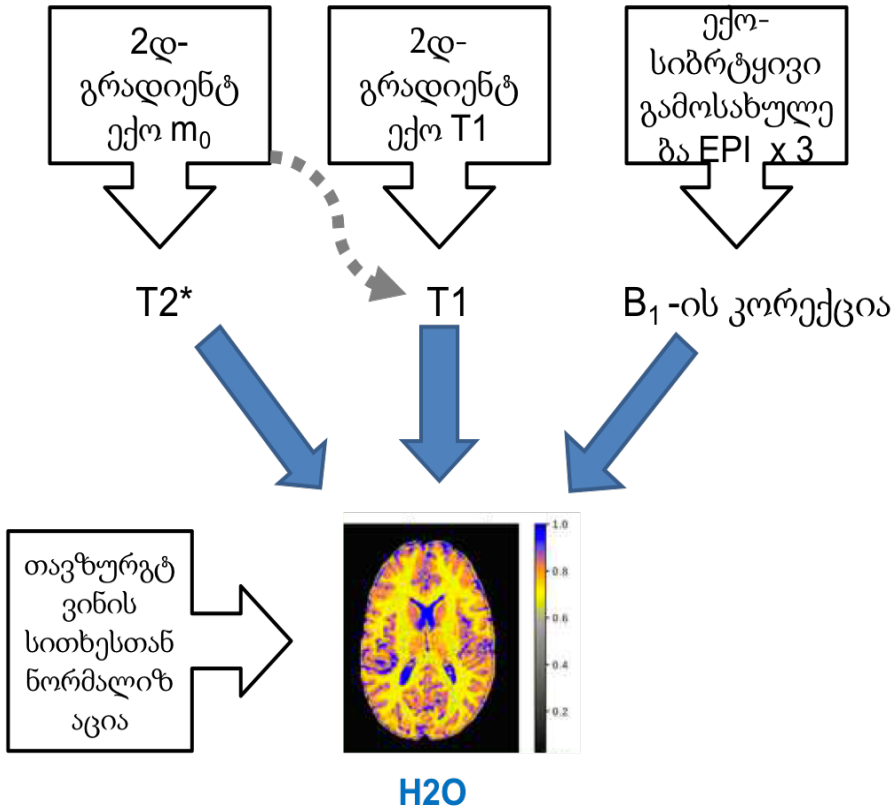
მეთოდი მოცემულია სქემა 2-ზე.

##### **3. 4.1.1 3დ-2 წერტილის მეთოდი**

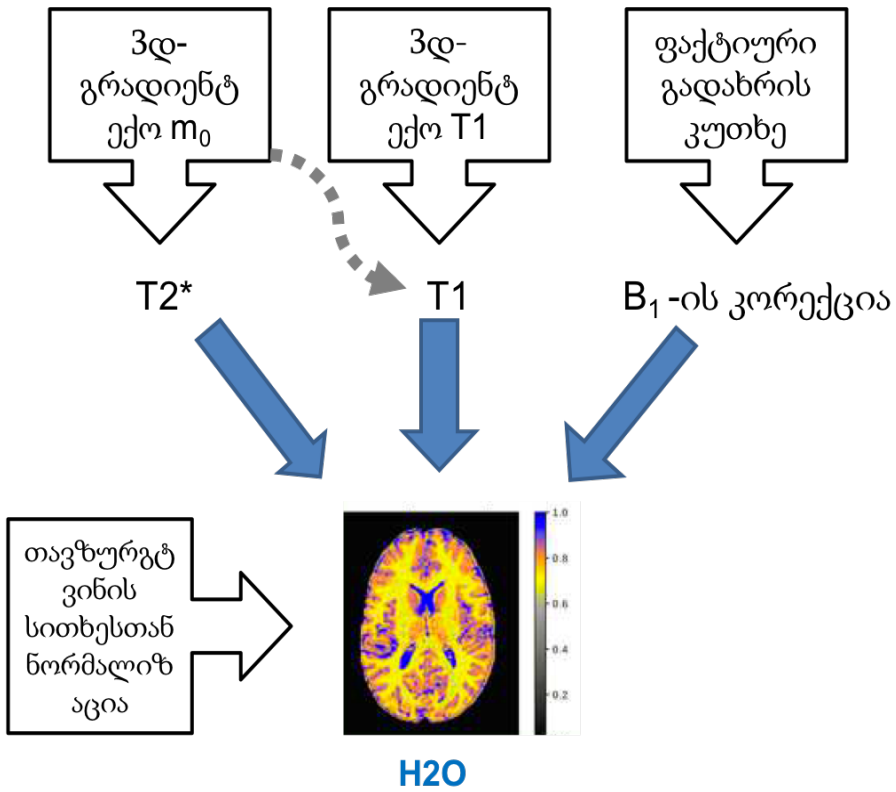
მეთოდი მოცემულია სქემა 3-ზე.

#### **3.4.2 ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრიის მეთოდика**

მეთოდი მოცემულია სქემა 4-ზე.



სქემა 2 . 2-დ-3-წერტილის მეთოდი.



სქემა 3. 3-დ-2-წერტილის მეთოდი.

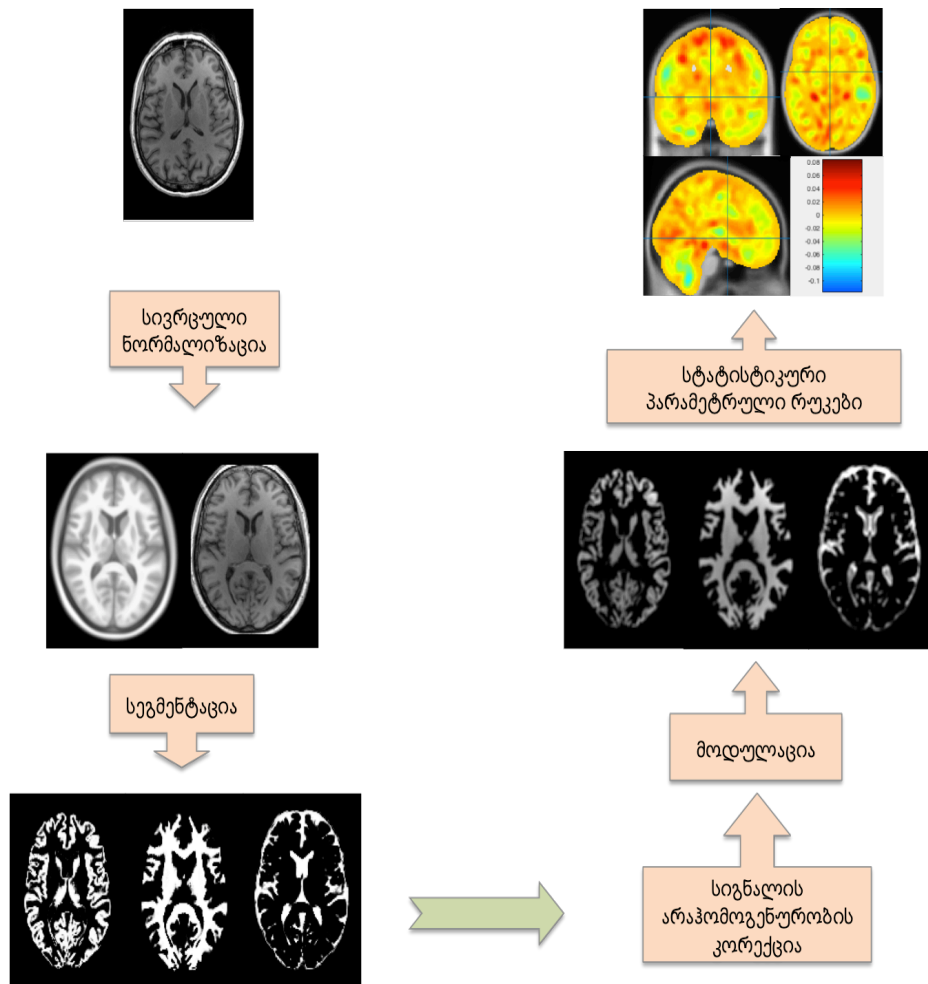


### 3.4.2.1 გამოსაკვლევი კოჰორტა და მისი აქტუალობა

გამოსაკვლევი ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე კოჰორტა აღწერილია ცხრილი 1-ში.

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

ცხრილი 1. ქალა-ტვინის ტრავმის მქონე პაციენტები დაყოფილია ორ ჯგუფად: 1. რომელთაც ჩაუტარდათ კრანოტომია, როგორც მკურნალობის ქირურგიული მეთოდი და 2. რომელთაც არ ჩატარებიათ კრანოტომია. მოყვანილია მათი დემოგრაფიული მონაცემები: სქესისა და საშუალო ასაკის განაწილება ორ ჯგუფს შორის.



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 ზედდებული.

### **3.4.2.2 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.

### **3.4.2.3 მონაცემთა დამუშავება და ანალიზი**

ყველა პაციენტზე ჩატარდა ვოქსელზე დაფუძნებული მორფომეტრია და გაიზომა კორტიკალური სისქე (ცხრილი). ვზმ გვაძლევს 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.

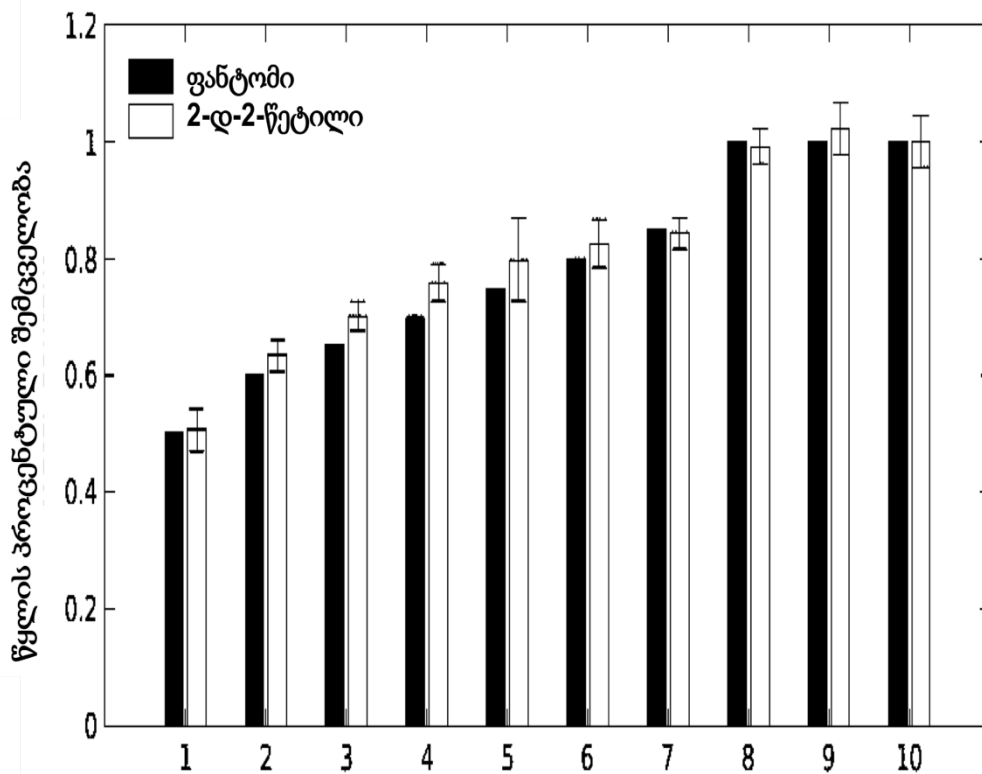
## **4. კვლევის შედეგები და მათი განსჯა**

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 მეთოდებით მიღებული მნიშვნელობები), აგრეთვე ლიტერატურაში არსებულ მონაცემებთან. რაც შეეხება ქალა-

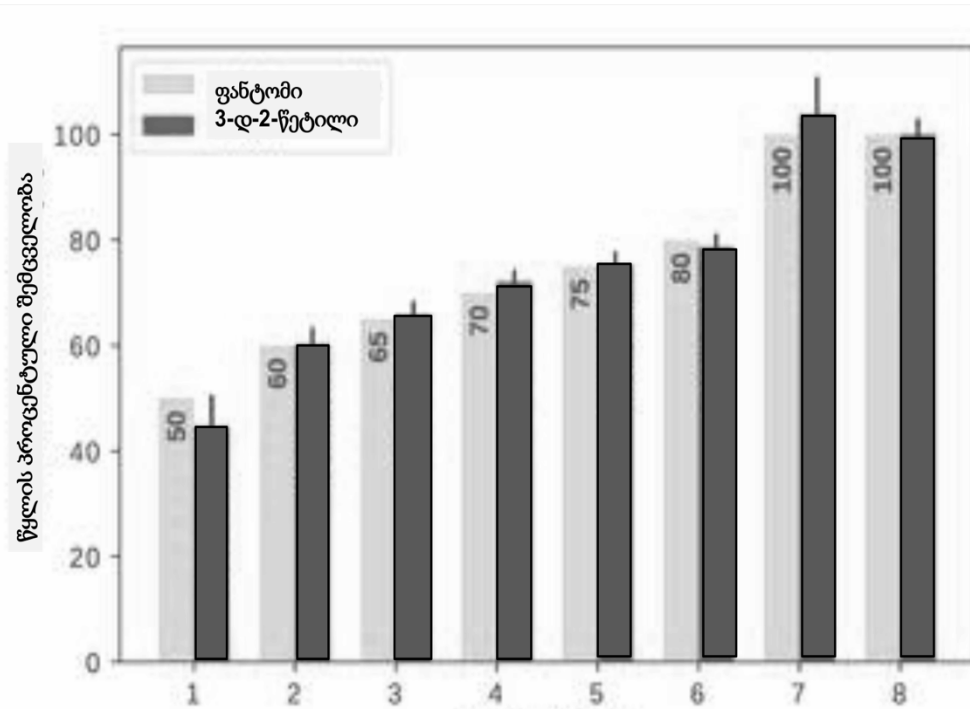
ტვინის ტრავმების მქონე პაციენტების გამოკვლევას, ვოქსელზე-დაფუნქციონირება მორფომეტრიამ გამოავლინა ატროფიული კერები თხემის წილის წინა სოლისა და კეფის წილის ენისებრ ხვეულში. აგრეთვე, შედარებით ნაკლები კორტიკალური (რუხი ნივთიერების) სისქე კრანოტომია გადატანილ ინდივიდებში.

#### 4.1.1 რელაქსომეტრიის შედეგები ფანტომში

მოვახდინეთ ორივე მეთოდის სიზუსტის შემოწმება რეკოლვერ ფანტომით, რომელიც შეიცავდა სხვადასხვა რაოდენობით მრ ხილულ წყალს. შედეგებიდან ჩანს, რომ ჩვენი მეთოდებით გაზომილი და ფანტომის მიღებში არსებული წყლის პროცენტული შემცველობა კარგ შესაბამისობაშია (სურათი 4 ა. ბ.).



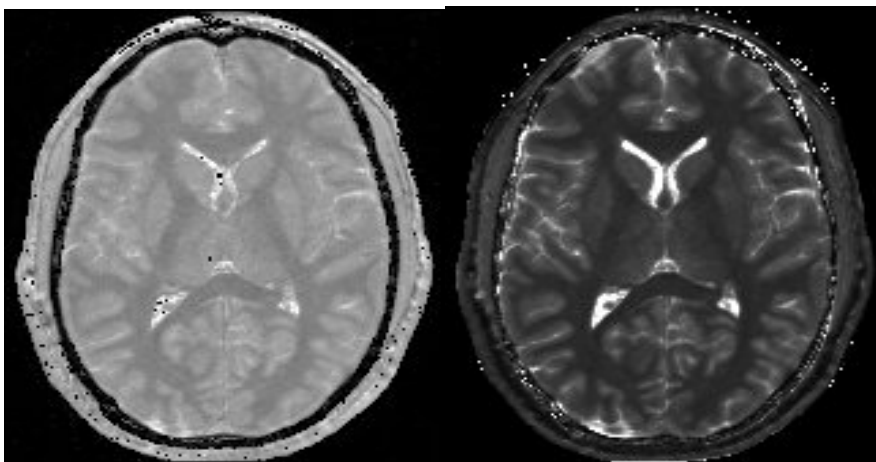
სურათი 4 ა. რეკოლვერ ფანტომში არსებული და გაზომვის შედეგად მიღებული წყლის შემცველობის მნიშვნელობები 2დ-2-წერტილის მეთოდით. ყურადღება მიაქცეით რომ 2-დ-2-წერტილის მეთოდით 3-ჯერ არის გაზომილი სხვადასხვა გარემოში 100 % წყალი (მილი 9, MnI და უკანა ფონი).



სურათი 4 ბ. რევოლვერ ფანტომში არსებული და გაზომვის შედეგად მიღებული წყლის შემცველობის მნიშვნელობების შედარება 3-დ-2წერტილის მეთოდისათვის. 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.

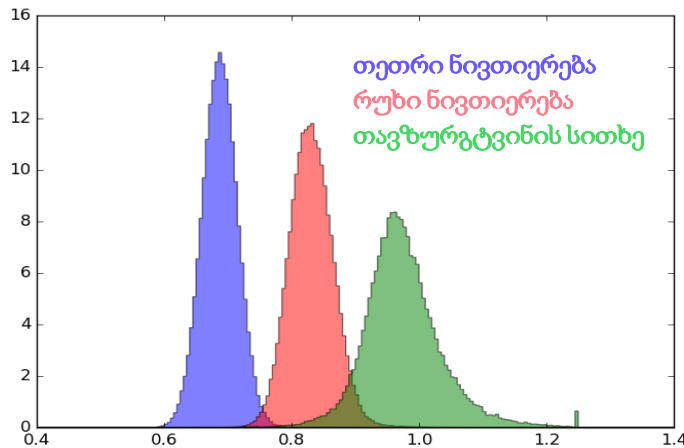
#### 4.1.2 რელაქსომეტრიის შედეგები ინ ვივო

ჯანმრთელ მოხალისეებზე ჩატარებული გაზომვების შედეგად მიღებული რაოდენობრივი მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის რუკები გამოირჩევა კარგი გარჩევადობით და თავისუფალია არტეფაქტებისგან. ვიზუალური მაგალითისათვის იხილეთ სურათი 5.



სურათი 5. 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 2 და სურათი 6.



სურათი 6. თავის ტვინის სტრუქტურების წყლის შემცველობის ჰისტოგრამის ანალიზი.

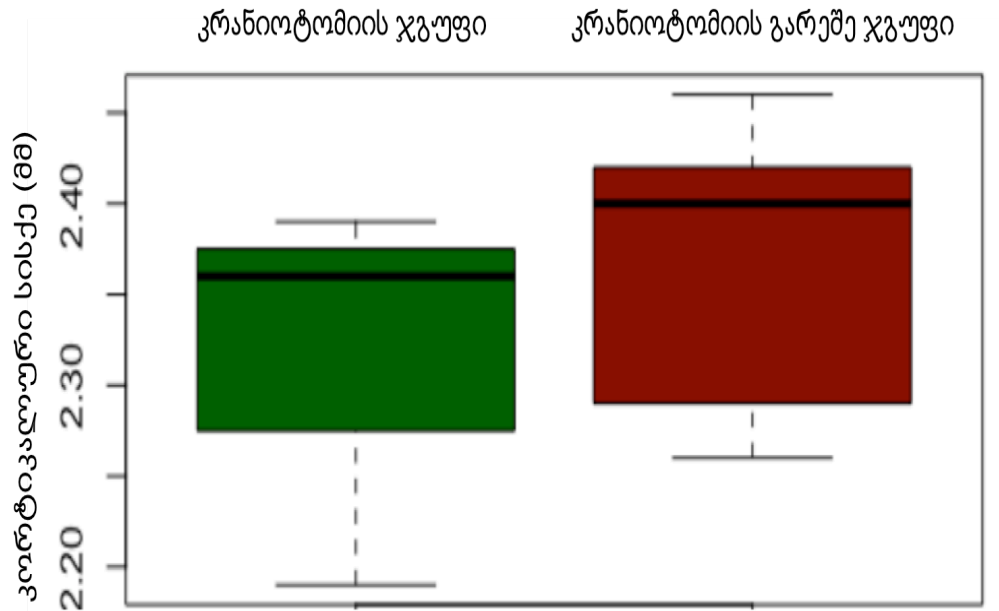
	თეთრი ნივთიერება (მწ) საშუალო ± სტანდარტული გადახრა	რუხი ნივთიერება (მწ) საშუალო ± სტანდარტული გადახრა
2-დ-3- წერტილი	H20 = 70 ±0.3 ; T1 = 1122 ± 119; T2* = 50 ± 9	H20 =81 ±0.4; T1 = 1522 ± 128; T2* = 58 ± 17
2-დ-3- წერტილი	H20: 71 ±0.3; T1 = 1021 ± 128; T2* = 49 ± 8	H20 = 80 ±0.4; T1 = 1483 ± 138; T2*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

ცხრილი 2. 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 7).



სურათი 7. 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. სოლის წინა ხვეული მონაწილეობს ეპიზოდურ, ხოლო ენისებრი ხვეული მხედველობით მეხსიერებაში. ლიტერატურა ადასტურებს, რომ თავის ტვინის ტრავმულ დაზიანების მქონე ინდივიდებს აწუხებთ კოგნიტური ფუნქციის დაქვეითება, განსაკუთრებით მეხსიერების პრობლემები. მიღებული შედეგებით ჩვენ შევძელით ამ პრობლემების ახსნა და კორტიკალური სისქე გამოვიკვლიეთ, როგორც კოგნიტური ფუნქციის სტრუქტურული მარკერი.

## 5. ზოგადი დასკვნები

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;
- გამოკვლეული 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 რადონობრივი მაგნიტურ რეზონანსული ტომოგრაფიის უპირატესობასა და გამოყენების პერპექტივას კლინიკურ მედიცინაში.

### **სადისერტაციო ნაშრომის აპრობაცია:**

დისერტაციის ფარგლებში ჩატარებული კვლევები და მისი შედეგები გაშუქებულია სტუ-ს ინფორმატიკისა და მართვის სისტემების ფაკულტეტის საინჟინრო ფიზიკის დეპარტამენტში სამეცნიერო სემინარებისა და კოლოქვიუმების სახით. კვლევის განმავლობაში მიღებული შედეგები გამოქვეყნებულია შემდეგი შრომების სახით:

1. Quantitative in vivo Imaging Using a 3D Two-Point (3D2P) Method” – M. schall, M. Zimmermann, E. Iordanishvili, Y. Gu, N.J. Shah, A-M Oros-Pesquens. ESMRMB 2017. Barcelo, Spain;
2. Robust method for detection of small variations in relaxation parameters and free water content in substantia nigra of Parkinson's disease patients. K. Dzieciol, E. Iordanishvili, z. Abbas, M. Winterdahl, A. Nahimi, B. Shah; ISMRM 2017 Honolulu, USA.
3. Insights from a combined study: Linking two modalities - total water content distribution and isotropic water fraction. Z. Abbas, F. Grinberg, E. Farrher, K. Dzieciol, E. Iordanishvili, N. Shah. ISMRM 2017 Honolulu, USA.



4. STUDYING THE EQUATION OF MOTION FOR MAGNETIC FLUIDS WITH NANO-PARTICLE INCLUSIONS. JAE Greece 2016.vol.18. N.1pp.31-36. K. Kotetishvili, Elene Iordanishvili, Natia Kobalia, Guram Chikhladze
5. STATEMENT OF BOUNDARY CONDITIONS OF THE EQUATION FOR THE MAGNETIC FLUID INCLUDING NANO-PARTICLES. Journal Nano-Studies.Tbilisi.n.11. pp. 161-162 2015. Elene Iordanishvili, Ketevan Kotetishvili, Guram Chikhladze
6. "THE ROLE OF CT AND MRI IN EVALUATION OF OSTEIOD OSTEOMA" - E. Iordanishvili. Schridten des Forschungszentrum Jülich Germany Vol.91. ISSN 1866-1807 ISBN 978-3-89336-992-8; 2014;

## **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, utilised 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 =  $1522 \pm 128$  millisecond (ms), T2\* =  $58 \pm 17$  ms; H2O =  $80 \pm 0.4$  ms. White matter: T1 =  $1100 \pm 80$  ms, T2\* =  $50 \pm 9$  ms; H2O =  $70 \pm 0.3$  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.