

**წინასწარ განსაზღვრული მაგნიტური ველის ფორმირება პარალელურად
გაღამცემი ანტენების მეშვეობით მაგნიტურ რეზონანსულ ტომოგრაფიაში**

მ. კელენჯერიძე

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი
თბილისი, საქართველო
kelenjeridzemikheil@gmail.com

მიღებულია 2020 წლის 17 აგვისტოს

ანოტაცია

წინასწარ განსაზღვრული მაგნიტური ველის ფორმირება, რომელიც შესაძლებელია პარალელურად გადამცემი ანტენების გამოყენებით, არის მაღალი პოტენციალის მქონე ტექნოლოგია მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში. იგი იძლევა შესაძლებლობას შეირჩეს კონკრეტული ლოკაცია ხედვის არეში გამოსახულების მისაღებად, რაც საგრძნობლად ამცირებს გადაღების დროს.

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია (მრტ), როგორც სწრაფად მზარდი ტექნოლოგია, დიაგნოსტიკის მოწინავე მეთოდს წარმოადგენს. იგი ეფუძნება საკვლევ ობიექტში არსებული პროტონების (ძირითადად წყალბადის ბირთვების) სპინების მანიპულირებით ქსოვილის პარამეტრების განსაზღვრას. აღნიშნულ პროცესში ელექტრომაგნიტურ ურთიერთქმედებებს წარმოქმნიან სხვადასხვა ტიპის კოჭები, რომელთა შორისაა მუდმივად მოქმედი ელექტრომაგნიტი ძირითადი მაგნიტური ველის შესაქმნელად, სამი ურთიერთორთოგონალური მიმართულებით მაგნიტური ველის გრადიენტის შემქმნელი კოჭები და რადიოსიხშირული კოჭა (ე.წ. მრტ-ანტენა), განკუთვნილი პროტონის სპინების პრეცესიისათვის და მათ მიერ წარმოქმნილი ელექტრომაგნიტური ველის დასაფიქსირებლად. სტანდარტულად რადიოსიხშირული კოჭა განთავსებულია მრტ-ის გენტრის ზედაპირზე (იგი მოთავსებულია საფარის შიგნით). მას ასევე მოიხსენიებენ, როგორც მთლიანი სხეულის ანტენას.

მრტ-ში გამოიყენება დამატებითი ტიპის ანტენებიც, რომლებიც განსხვავებით სხეულის ანტენისაგან, განკუთვნილია სპეციფიკური საჭიროებებისათვის. მაგალითად, თავის ტვინის გადაღებისას იყენებენ თავის ირგვლივ მჭიდროდ განთავსებულ ანტენას, ხერხემლის გადაღებისას კი – ანტენათა წყობას, რომელიც დაუყვება პაციენტის ზურგს. კიდურების გადაღებისას იყენებენ ისეთ ანტენას, რომელიც გარშემო ერტყმის გამოსაკვლევ არეს. ძირითადი მიზანი დამატებითი ანტენების გამოყენებისა არის მიღებული სიგნალის ხმაურთან ფარდობის (SNR) გაზრდა, რაც, თავის მხრივ, მნიშვნელოვან გავლენას ახდენს გადაღებული სურათის ხარისხზე.

დამატებითი ანტენა შესაძლებელია იყოს მხოლოდ გადამცემი (განკუთვნილი სპინების გასააქტიურებლად), მხოლოდ მიმღები (განკუთვნილი სიგნალის დასაფიქსირებლად) ანდა – ორივე ერთდროულად.

მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის განვითარების ძირითადი ეტაპები მოიცავს გადამცემი / მიმღები ანტენების გაუმჯობესებას.

1990-იან წლებში დაიწყო მუშაობა პარალელურად მიმღები ანტენის იმგვარ გაუმჯობესებაზე, რომელიც გულისხმობს ერთი მიმღების დაყოფას რამდენიმე დამოუკიდებელ კომპონენტად და შედეგად თავისუფლების ხარისხის გაზრდას, რაც საშუალებას იძლევა საგრძნობლად გაზარდოს გადაღების სიჩქარე [1]. დღესდღეობით მრტ-ში გამოყენებული ანტენების უმრავლესობა სწორედ პარალელურად მიმღებ ანტენას წარმოადგენს.

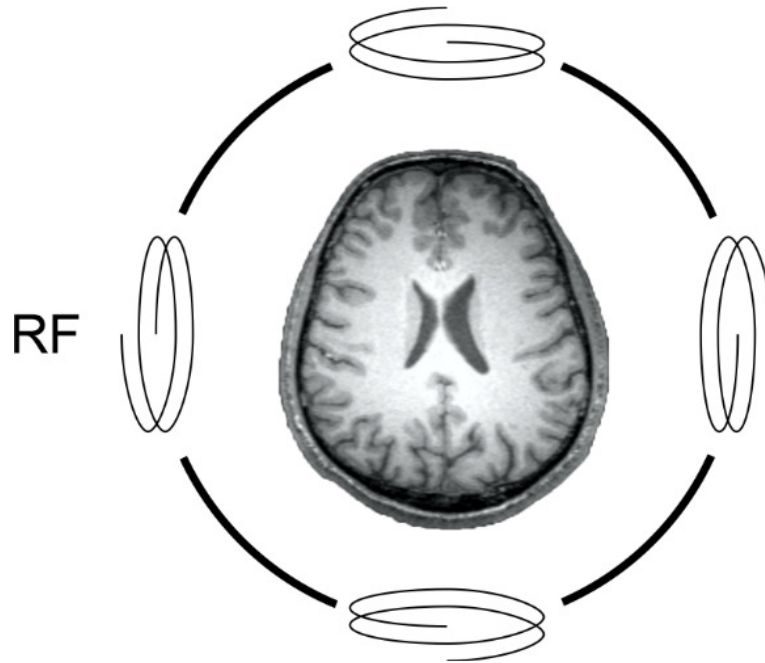
გარდა მიმღები კომპონენტისა, ანალოგიურ პრინციპზე დაყრდნობით დაიწყო პარალელურად გადამცემი ანტენების გაუმჯობესებაზე ზრუნვაც [2]. ამ შემთხვევაში ძირითად მიზანს წარმოადგენს რადიოსიხშირული ველის ერთგვაროვნების გაუმჯობესება. ველის არაერთგვაროვნების პრობლემა განსაკუთრებით მკვეთრად გამოიხატულია ულტრამაღალი ველის (UHF) მრტ-ში, სადაც რადიოსიხშირული ტალღების სიგრძე უახლოვდება ადამიანის სხეულის ზომებს და მათი ინტერფერენცია ველის საგრძნობ არაერთგვაროვნებას განაპირობებს.

პარალელურად გადამცემი ანტენები ასევე საშუალებას იძლევა გამოსაკვლევი არე შეირჩეს არა მხოლოდ z , არამედ x და y მიმართულებებითაც. მაგალითად, ადამიანის ხერხემლის გამოკვლევისას შესაძლებელია გადაღება ჩატარდეს რომელიმე კონკრეტულ მაღაზე და არა ხერხემლის მთლიან ჭრილზე, რაც ამცირებს გადაღების დროს და იძლევა სურათის ხარისხის გაუმჯობესების უფრო ფართო შესაძლებლობას.

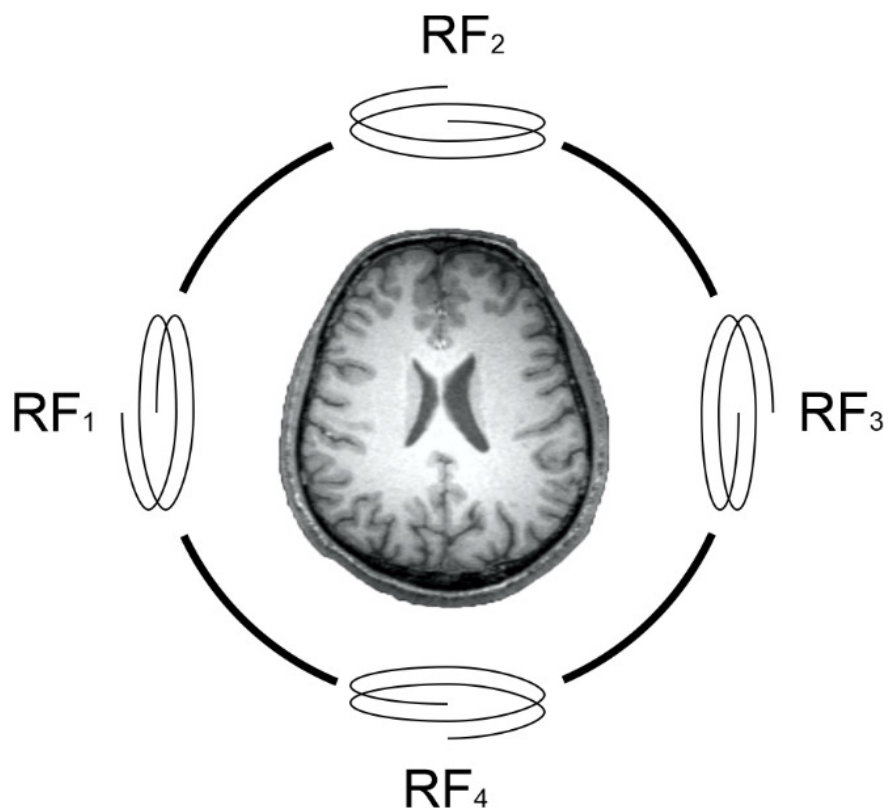
ამ თვისებას მრტ-ში გადიდების ფუნქციას უწოდებენ. მისი განხორციელება სტანდარტული ანტენების საშუალებით შეუძლებელია. აღნიშნული მეთოდით შესაძლებელია თავის ტვინში არსებული დარღვევის დამზერა მაღალი გარჩევადობით, რაც მეტი სიზუსტით ახდენს მის ლოკალიზებას.

პარალელურად გადამცემი ანტენა წარმოდგენილია დამოუკიდებლად მართვადი არხებით, რომელთა საშუალებითაც შესაძლებელია განსხვავებული ამპლიტუდის, ფაზისა და ფორმის რადიოსიხშირული ტალღის მიწოდება. **სურათზე 1** სქემატურადაა ნაჩვენები ერთარხიანი გადამცემი და ოთხარხიანი პარალელურად გადამცემი ანტენები. ძირითადი განსხვავება პარალელურად გადამცემ ვარიანტში გამოიხატება ოთხი რადიოსიხშირული (RF) ტალღის განცალკევებაში: თითოეული ამ ოთხი არხიდან შესაძლებელია იმართოს განსხვავებული ამპლიტუდის, ფაზისა და ფორმის ტალღებით.

წინასწარ განსაზღვრული მაგნიტური ველის ფორმირების მეთოდოლოგია მდგომარეობს დროში ცვლადი რადიოსიხშირული ველისა და მისი გრადიენტის შემქმნელი კოჭების სიგნალების ფორმირებაში. აღნიშნული პრობლემის უშუალო გადაჭრა რთულ გამოთვლით პროცესებთანაა დაკავშირებული. ამოცანის გამარტივებისათვის, გრადიენტის შემქმნელი კოჭების სიგნალების წინასწარი შერჩევა ხდება იმ ფორმით, რომლის წარმოდგენაც შესაძლებელია k -სივრცის (k -space) ტრაექტორიით. აღნიშნული პარამეტრის წინასწარ განსაზღვრა საშუალებას იძლევა, რომ გამოთვლითი პროცესი დავიდეს შედარებით მარტივ – წრფივი ოპტიმიზაციის მეთოდზე [3]. k -სივრცის ტრაექტორიის მნიშვნელობები შესაძლებელია განისაზღვროს სხვადასხვა სახით [4], მათ შორის, რამდენიმე ვარიანტის გრაფიკული გამოსახულება მოყვანილია **სურათზე 2**.

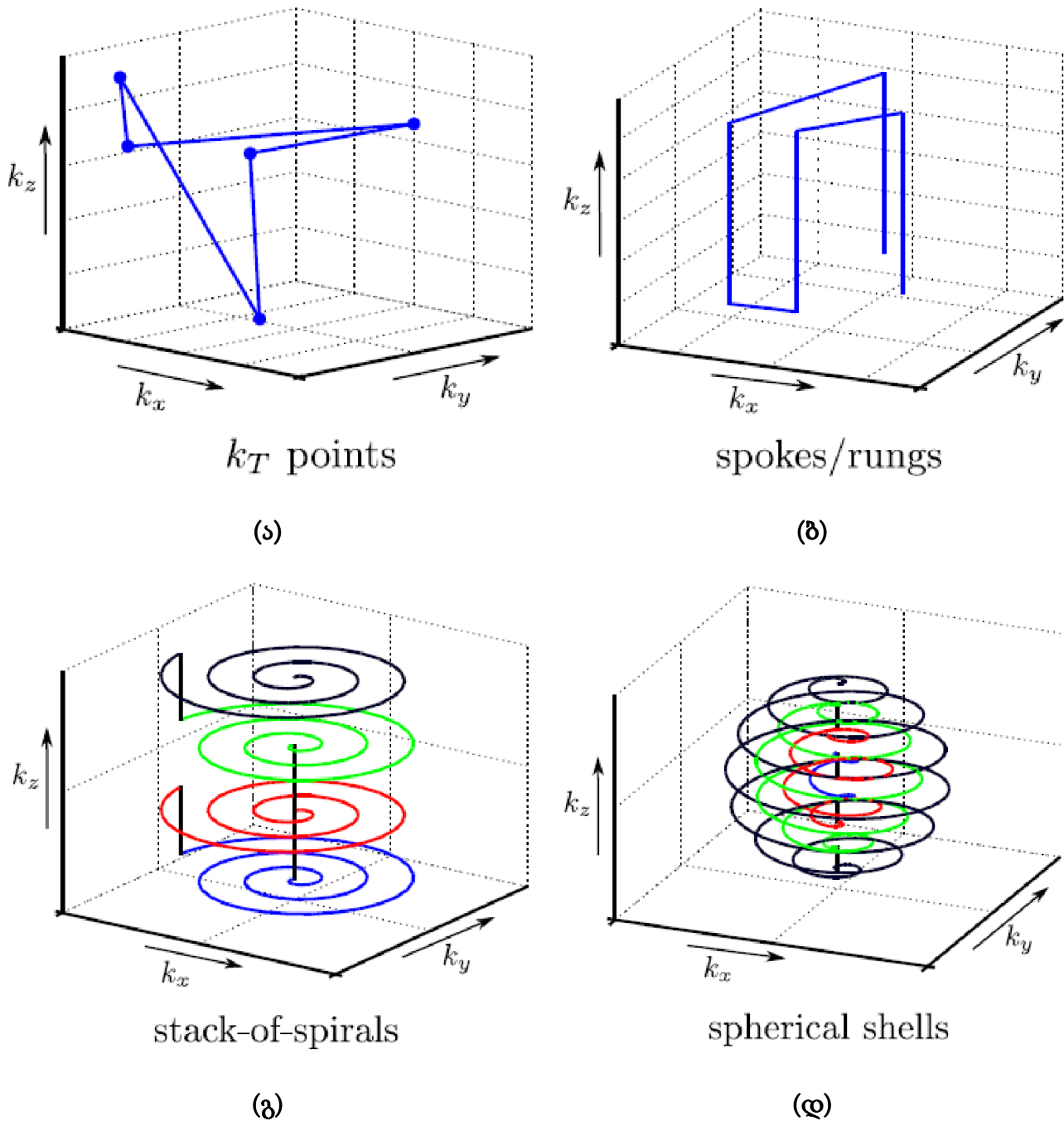


(ა)



(ბ)

სურათი 1. ერთარხიანი გადაცემის (ა) და პარალელურად გადამცემი (ბ) ანტენები მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში.



სურათი 2. k -სივრცის ტრაექტორიის რამდენიმე ვარიანტი გადამცემი ანტენისათვის მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში.

რადგანაც k -სივრცის სხვადასხვა ტრაექტორია შესრულების განსხვავებულ ხარისხს იძლევა, იგი უნდა შეირჩეს საკვლევი მიზნიდან გამომდინარე. ტრაექტორიის არჩევის შემდეგ, რომელიც რეალურად წარმოადგენს გრადიენტის მართვადი კოჭების მნიშვნელობებს დროის თითოეულ მომენტში, მათემატიკური გამოთვლების საშუალებით განისაზღვრება პარალელურად გადამცემი ანტენის რადიოსიხშირეების სიგნალის ფორმები თითოეული არხისათვის და წინასწარ დადგენილი გამოსაკვლევი არისთვის [5].

აღნიშნული მონაცემების გამოყენებით მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიას აქვს შესაძლებლობა განსაზღვროს ხედვის არეში მოხვედრილი ნებისმიერი ფორმა შედარებით მაღალი გარჩევადობით და შედარებით მცირე დროში [6]. აღნიშნული ტექნოლოგიის დემონსტრირება ნაჩვენებია **სურათზე 3**.



სურათი 3. ადამიანის ხერხემლის მრტ-გამოკვლევა წინასწარ განსაზღვრული ფორმით (მარჯვნივ) და მის გარეშე (მარცხნივ). აღნიშნულმა ტექნოლოგიამ გადაღების დროს ამცირებს 3-ჯერ.

სტატიაში აღწერილი ტექნოლოგია წარმოადგენს მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფიის მნიშვნელოვან გაუმჯობესებას.

წინასწარ განსაზღვრული მაგნიტური ველის ფორმირების იმპლემენტაცია მაგნიტურ-რეზონანსულ ტომოგრაფიაში გარკვეულ გამოწვევებს უკავშირდება. თუმცა, მიღებული შედეგი იძლევა შედარებით მცირე დროში, გაცილებით მაღალი გარჩევადობის გამოსახულებების მიღების შესაძლებლობას და მისი პოტენციალის გათვალისწინებით შეგვიძლია ვივარაუდოთ, რომ იგი გახდება მრტ-ის კლინიკური კვლევების განუყოფელი ნაწილი.

დამოწმებანი

- [1] A. Deshmane, V. Gulani, M. A. Griswold, N. Seiberlich. Parallel MR imaging. J. Magn. Reson. Imag., 2012, 36, 1, 55-72.
- [2] U. Katscher. Transmit sense. Magn. Reson. Med., 2003, 49, 1, 144-150.
- [3] Ch. Yip, J. A. Fessler, D. C. Noll. Iterative RF pulse design formultidimensional, small-tip-angle selective excitation. Magn. Reson. Med., 2005, 54, 908-917.
- [4] R. Schneider. Selective Excitation MR Imaging with Parallel Transmission (pTx). Dissertation, 2015.
- [5] H. Sun. Joint design of excitation k -space trajectory and RF pulse for small-tip 3D tailored excitation in MRI. IEEE Trans. Med. Imag., 2015, 35, 2, 468-479.
- [6] M. Blasche, P. Riffel, M. Lichy. TimTX true shape and syngo ZOOMit technical and practical aspects. Magnetom Flash, 2012, 1, 74-84 & 104-134.