

აუდიტორული აღძრული პოტენციალი

ლუკა ნადირაძე

14 თებერვალი 2024 წ.

ილიას სახელმწიფო უნივერსიტეტი

ანოტაცია

აუდიტორული აღძრული პოტენციალი გულისხმობს ხმოვანი სტიმულის პასუხად ტვინში პოტენციალის ცვლილებას. მოცემული პოტენციალის ცვლილების დაფიქსირება შესაძლებელია ელექტროენცეფალოგრამით (ეეგ). ინდივიდებს შორის ხმოვან სტიმულზე პასუხი განსხვავდება, თუმცა შესაძლებელია აღძრული ტალღების საერთო კომპონენტების გამოყოფა. მოცემულ რეფერატში განვიხილავთ აუდიტორული აღძრული სტიმულის კომპონენტებს და მათ კავშირს სხვადასხვა გარეგან და შინაგან ფაქტორებთან. აგრეთვე განვიხილავთ აუდიტორული აღძრული პოტენციალის გამოსაკვლევად ხშირად გამოყენებულ ექსპერიმენტის დიზაინს და წარმოვადგენთ მონაცემებს, რომელიც ჩაწერილია კომერციული ეეგ მოწყობილობით Unicorn Hybrid Black და განვიხილავთ მიღებულ შედეგებს.

შინაარსი

1 ელექტროენცეფალოგრამა	4
1.1 შესავალი	4
1.2 მოქმედების მექანიზმი	4
1.3 ევგ და მისი ტექნიკური მახასიათებლები	4
1.4 რეფერენტული ელექტროდების განლაგება	4
1.5 ევგ ტალღების დახასიათება	5
1.6 ლიმიტაციები	5
2 მოვლენასთან დაკავშირებული პოტენციალები	6
2.1 შესავალი	6
2.2 დროითი გარჩევადობა	6
2.3 ERP კომპონენტები	6
3 აუდიტორული აღძრული პოტენციალები	8
3.1 ადრეული AEP	8
3.2 საშუალო და გვიანი დაყოვნების AEP	8
3.3 MMN და N1 კომპონენტები	9
3.4 P300 კომპონენტი	9
4 AEP ექსპერიმენტი	11
4.1 შესავალი	11
4.2 გამოყენებული ევგ მოწყობილობა	11
4.3 პირველი ექსპერიმენტი	12
4.4 მეორე ექსპერიმენტი	13
4.5 შედეგები	13

1 ელექტროენცეფალოგრამა

1.1 შესავალი

ელექტროენცეფალოგრამა (ეეგ) გამოიყენება ტვინის აქტივობის ჩასაწერად სუბიექტის სკალპზე დამაგრებული ელექტროდებით. ის განსხვავდება ელექტროგრამისგან, რომელიც აქტივობას თავის ტვინის სიღრმეში განთავსებული ელექტროდებით ზომავს. ეს ტვინის არაინვაზიური ჩაწერის მეთოდია, რომელსაც დღემდე ფართო კვლევითი და კლინიკური გამოყენება აქვს. თავის ტვინის აქტივობის სხვა მეთოდებისგან განსხვავებით, მისი მთავარი უპირატესობა მაღალი დროითი გარჩევადობაა, თანამედროვე ეეგ მოწყობილობები ზომავენ სკალპის ელექტრულ პოტენციალს წამში რამდენიმე ასეული სიხშირით. მონაცემების ჩასაწერად გამოიყენება აქტიური და დამიწებული (Ground), იგივე რეფერენტული (Reference) ელექტროდები.

1.2 მოქმედების მექანიზმი

ელექტროდებზე დაფიქსირებული ელექტრული პოტენციალის მთავარ წყაროდ ტვინის ქერქში არსებული ნეირონები, კერძოდ პირამიდული უჯრედები მიიჩნევა. ნერვული უჯრედების, მათ შორის პირამიდული უჯრედების, პოტენციალის ცვლილება ძირითადად გამოწვეულია ნეიროტრანსმიტერებით, ხოლო აღძრული დენი დაკავშირებულია იონების Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Cl^- გადაანაწილებასთან. თითოეული ნერვული უჯრედი ანატომიურად განსხვავებულია, ხოლო მათი გააქტივება უამრავ ფაქტორზეა დამოკიდებული. თუმცა საბოლოო ჯამში, უამრავი ნეირონის ერთდროული გააქტიურება იწვევს სკალპზე ელექტრული პოტენციალის სუსტ ცვლილებას. გააქტიურების ფაზური თანხვედნა აუცილებელია ცვლილების დასაფიქსირებლად, რადგან თუ ნერვული უჯრედები სხვადასხვა დროს გააქტიურდა მათი საერთო ეფექტი საკმარის პოტენციალის ცვლილებას ვერ გამოიწვევს. პირამიდული უჯრედები ხშირად მოდელირებული არიან როგორც დიპოლური ანტენა, მათი ორიენტაცია კი აღძრული პოტენციალის პოლარობას განსაზღვრავს (Nunez and Srinivasan 2006), შესაბამისად ამ უჯრედების სკალპის მიმართ ორიენტაციასაც წვლილი შეაქვს გენერირებული პოტენციალის მნიშვნელობაში.

1.3 ეეგ და მისი ტექნიკური მახასიათებლები

ყველა ეეგ ჩაწერის პრინციპი მსგავსია, თუმცა ჩაწერა შეიძლება განსხვავდებოდეს ელექტროდების რაოდენობით და ელექტროდების ლოკალიზაციით, აგრეთვე ჩაწერის სიხშირით და ძაბვის გარჩევადობის სიზუსტით. ელექტროდების რაოდენობა ექსპერიმენტებს შორის განსხვავებულია. კლინიკურ პრაქტიკაში 64 აქტიური ელექტროდი გამოიყენება, თუმცა შევხვდებით 16, 8 და 4 არხიან კომერციულ ეეგ მოწყობილობებსაც. რაც შეეხება ელექტროდების ლოკალიზაციას, თანამედროვე ექსპერიმენტებში ხშირად გამოიყენება 10-20 სისტემა ელექტროდების ლოკაციების გასასაზღვრად. ამ სისტემის მიხედვით ელექტროდები თავის განსაზღვრული უბნებიდან პროპორციული მანძილითაა დაშორებული, რათა ტვინის ყველა რეგიონი თანაბრად დაიფაროს. ლოკაციები მათთან ახლოს მდებარე ტვინის უბნების მიხედვით არიან დანომრილი, რომლებიცაა F (Frontal), C (Central), T (Temporal), P (Posterior), და O (Occipital). ელექტროდების ლოკაციის სტანდარტიზება აადვილებს ექსპერიმენტის გამეორებადობას. ეეგ ჩაწერის მეთოდის მთავარი უპირატესობა დროითი გარჩევადობაა, ამიტომ დიდი მნიშვნელობა აქვს ჩაწერის სიხშირეს. აქაც რიცხვები განსხვავებულია, თუმცა 128 ჰერცზე ნაკლები სიხშირე იშვიათად გვხვდება, ხოლო ზოგიერთი მაღალი ხარისხის ეეგ 1000 ჰც ან მეტი სიხშირითაც ოპერირებს. რაც შეეხება ძაბვის გარჩევადობის სიზუსტეს, სასურველია 0.5 მკვ გარჩევადობა მაინც. სკალპზე აღძრული პოტენციალი ძალიან მცირეა, ამიტომ ეეგ მოწყობილობებში გამოიყენება სიგნალის გამაძლიერებელი. უშუალოდ ტვინის მოქმედებით გამოწვეული სკალპის პოტენციალის ცვლილების პიკებს შორის მანძილი ძირითადად 0.5 მკვ-დან 100 მკვ ფარგლებშია. შედარებისთვის, ელექტროკარდიოგრამის პოტენციალი 100-ჯერ უფრო მეტია (Teplan 2002).

1.4 რეფერენტული ელექტროდების განლაგება

იმისთვის რათა ძაბვის მნიშვნელობა ჩაიწეროს, მინიმუმ ირი ელექტროდია აუცილებელი. ეს იმიტომ, რომ ძაბვა ყოველთვის განმარტებულია როგორც ორ წერ-

ტილს შორის პოტენციალთა სხვაობა. შესაბამისად, ევგ ჩანაწერების გაკეთებისას გამოიყენება რეფერენტული ელექტროდი ან ელექტროდები. პრაქტიკაში რეფერენტულ ელექტროდს ათავსებენ ელექტრულად ნეიტრალურ ზედაპირზე, თუმცა ადამიანის სხეულზე ჭეშმარიტად ელექტრულად ნეიტრალური ზედაპირი არ არსებობს. ელექტროსტატიკური მუხტის დაგროვება, ან კანის წინააღობის ცვლილება პრეციპიტაციის გამო და მრავალი სხვა ფაქტორი იწვევს პოტენციალის მუდმივ გადანაწილებას. ყურადსაღებია ის ფაქტი, რომ რაც უფრო ახლოს იქნება აქტიური ელექტროდი რეფერენტულ ელექტროდთან, მით უფრო ახლოს იქნება მათ შორის ძაბვა 0 ვოლტთან (Woodman 2010). არსებობს რეფერენტული ელექტროდების განთავსების მრავალი მეთოდი, მათ შორის ყველაზე გავრცელებული მათი მარცხენა და მარჯვენა მასტიოდზე დამაგრებაა. ორი რეფერენტული ელექტროდის გამოყენება უზრუნველყოფს აქტიური ელექტროდებიდან შედარებით თანაბარ დაშორებას, ანუ რომელიმე ჰემისფეროს აქტივობა მკვეთრად გამოხატული არ იქნება. თუმცა ყველა მეთოდს თავისი პრობლემა აქვს. დაკავშირებული მასტიოდების შემთხვევაში, თუ რეფერენტულ ელექტროდებთან წინააღობები განსხვავდება, “ეფექტური” რეფერენსი შუა სიბრტყიდან ლატერალურად გადაიწვეს (Teplan 2002). რეფერენტულად ხანდახან იყენებენ Cz ლოკაციასზე დამაგრებულ ელექტროდსაც და გამოსადეგია მაშინ როცა აქტიური ელექტროდების შუაში მდებარეობს, თუმცა როგორც ვთქვით მასთან ახლოს მდებარე ელექტროდებს ცუდი გარჩევადობა ექნებათ. რეფერენსის შერჩევის მეთოდები, მათი უარყოფითი და დადებითი მხარეები განხილულია ლიტერატურაში (Nunez and Srinivasan 2006), მაგრამ მაინც ყველაზე მნიშვნელოვნად შეიძლება ჩავთვალოთ ექსპერიმენტის გამეორებადობა და შედარებითობა, ამ შემთხვევაში კი, თუ ექსპერიმენტი სპეციფიკურად სხვა მეთოდს არ მოითხოვს, უნდა ვამჯობინოთ ხშირად გავრცელებული რეფერენსების განლაგება.

1.5 ევგ ტალღების დახასიათება

ევგ სიგნალებს დამახასიათებელი ფორმა აქვთ. ისინი შედგება 0 ჰც-დან 60 ჰც-მდე სიხშირის სინუსოიდური რხევებით. ერთ ევგ ჩანაწერში მრავალი სხვადასხვა სიხშირის კომპონენტისგან შედგება, თუმცა კონკრეტული სიხშირული სპექტრის დომინანტურობა ტვინის გარკვეულ მდგომარე-

ობასთანაა დაკავშირებული. მაგალითად, პირველი აღმოჩენილი რითმი, რასაც ალფა რითმი ეწოდება და 8-13 ჰც შუალედს მოიცავს, გამოიწვევა თვალების დახუჭვითა და რელაქსაციით. ის პიკიდან პიკამდე 50 მკვ ამპლიტუდით ხასიათდება. სუბიექტის განსხვავებულ მდგომარეობაში, მაგალითად გონებრივად მოთხოვნადი დავალებების შესრულებისას (ფიქრი, აზროვნება) ალფა რითმის ნაცვლად დომინირებს ბეტა (13-30 ჰც) და გამა (>30 ჰც) სიხშირეები. უნდა აღინიშნოს, რომ სიხშირული მახასიათებლები ერთ დროს ტვინის სხვადასხვა უბანში შეიძლება განსხვავდებოდეს, მაგალითად ზემოთ ნახსენები ალფა რითმი ტვინის ოქციპიტალური რეგიონთან აღმოცენდება. ტვინის ევგ სიგნალის სიხშირული მახასიათებლები მკვეთრად იცვლება ძილის ფაზების მიხედვითაც, ამიტომ ევგ ჩანაწერები ხშირად გამოიყენება ძილის შესასწავლად. ევგ ჩანაწერების პრაქტიკული გამოყენების სხვა მაგალითებია ყურადღებისა და დავალებაში ჩართულობის შეფასება, ანესთეზიის სიღრმის კონტროლი, ეპილეფსიის გამოკვლევა, ზოგიერთი პრეპარატის მოქმედების ეფექტის შესწავლა და სხვა.

1.6 ლიმიტაციები

ტვინის აქტივობის ელექტროენცეფალოგრაფიით ჩაწერის მეთოდს უარყოფითი მხარეებიც გააჩნია, რომელთა შორის ყველაზე მთავარია სუსტი სივრცითი გარჩევადობა და ჩაწერასთან დაკავშირებული სირთულეები. ჩაწერის ალტერნატიული მეთოდები, როგორიცაა MRI და PET ბევრად უკეთეს სივრცით გარჩევადობას გვაძლევს. შესაბამისად, ტვინის უბნების აქტივობის შესასწავლად ევგ-სთან ერთად სხვა უკეთესი სივრცითი გარჩევადობის მეთოდებიც გამოიყენება (Woodman 2010). ევგ საკმაოდ მოწყვლადია ელექტრული ხმაურის მიმართ, რომელიც შეიძლება გამოწვეული იყოს თვალების მოძრაობით, სახის კუნთების მოძრაობით, ელექტროდების სუსტი კონტაქტით კანთან, ელექტროდების კაბელების მოძრაობით. ქვეყნის მიხედვით კი, 50 ჰც ან 60 ჰც სინუსოიდური ხმაურიც მოქმედებს ელექტროდებზე, რომელიც ელექტროგადამცემი ხაზის ინტერფერენციითა გამოწვეული. შესაბამისად, აუცილებელია ევგ სიგნალების დამუშავება მათ გამოყენებამდე. მიუხედავად ამ სირთულეებისა, ევგ მისი სიიაფის და პრაქტიკულობის გამო სხვა მეთოდებთან შედარებით, რჩება ფართოდ გამოყენებულ მეთოდად.

2 მოვლენასთან დაკავშირებული პოტენციალები

2.1 შესავალი

რადგან ევგ ჩაწერის პროცედურა არაინვაზიური და უმტკივნეულოა, ის ხშირად გამოიყენება ისეთი კოგნიტური პროცესების შესასწავლად როგორიცაა აღქმა, მახსოვრობა, ყურადღება, მეტყველება და ემოცია. მოვლენასთან დაკავშირებული პოტენციალები (Event Related Potentials, ERP) ეწოდება ევგ მონაცემის ჩანაწერს, რომელიც რაიმე სტიმულის პასუხად აღძრულ პოტენციალს ასახავს. მაგალითად, თუ სუბიექტს ვაჩვენებთ სურათს, ამას მოყვება დამახასიათებელი ტალღის ფორმის აღძვრა ევგ ჩანაწერზე, რასაც ვიზუალური აღძრული პოტენციალი (Visual Evoked Potential, VEP) ეწოდება. სუბიექტის მიერ ხმის მოკლე ჩანაწერის, მაგალითად ტკაცუნის (Click) ხმის გაგონებისას აღიძვრება აუდიტორული აღძრული პოტენციალი (Auditory Evoked Potential, AEP).

2.2 დროითი გარჩევადობა

იმის გამო, რომ ევგ ჩანაწერების დროითი გარჩევადობა ძალიან მაღალია, გვაქვს საშუალება მილიწამების სიზუსტით დავაკვირდეთ პოტენციალის ცვლილებას ტვინის განსხვავებული უბნებიდან. მაღალი ხარისხის ევგ მოწყობილობები პოტენციალის მნიშვნელობას შესაძლოა ყოველ მილიწამს იწერდეს. 250 ჰერცი სიხშირისთვისაც კი, დროში გარჩევადობა 4 მილიწამია, რაც საკმარისია ყურადღების და აღქმის შესწავლისთვის, რადგან ასეთი პროცესები ათეულობით მილიწამის შკალაზე ოპერირებს (Woodman 2010). უნდა აღინიშნოს რომ ევგ მოწყობილობების სივრცითი გარჩევადობა სხვა ჩაწერის მეთოდებთან შედარებით ძალიან ცუდია. როგორც ითქვა, ჩაწერა ხორციელდება სკალპზე დამაგრებული ელექტროდებით, რომელთა რაოდენობა შეზღუდულია და ელექტროდების სენსიტიურობის გამო, მოწყვლადია მრავალი ხმაურის წყაროს მიმართ. მაღალი ხარისხის ევგ მოწყობილობები იყენებენ 64, 128 ან 256 არხს, ხოლო კომერციული ევგ მოწყობილობების არხების რაოდენობა კიდევ უფრო ნაკლებია.

თუ ვიცით ტვინში არსებული ნეირონული გენერატორის, მაგალითად დიპოლად მოდელირებული უჯრედის, როგორც ადგილმდებარეობა, ისე ორიენტაცია, მართკუთხედ შევძლებთ მისგან გამოწვეული ელექტრული პოტენციალის გავლენის გა-

მოთვლას სკალპზე. ამის საპირისპიროდ, რთული ამოსახსნელია შებრუნებული ამოცანა. შებრუნებული ამოცანა გულისხმობს რომ თუ ვიცით ელექტრული პოტენციალის გადანაწილება სკალპის გასწვრივ, შევძლოთ ამ პოტენციალის გამომწვევი გენერატორების ლოკალიზაციის დადგენა. ეს ფაქტობრივად ნიშნავს იმას, რომ ელექტროდების მნიშვნელობებით ზუსტად ვერასდროს დავადგენთ ტვინში მისი წყაროს ადგილმდებარეობას. შესაბამისად, ERP ექსპერიმენტების შემთხვევაში გვიწევს ამ დათმობაზე წასვლა მაღალი დროითი გარჩევადობის სანაცვლოდ. მიუხედავად ცუდი სივრცითი გარჩევადობისა, ERP ექსპერიმენტები რელევანტური რეცხვა დროის მაღალი გარჩევადობის გამო. ცნობილია ისიც, რომ ტვინში აქტივობით გამოწვეული პოტენციალის სკალპის ზედაპირამდე გავრცელებას მნიშვნელოვანი დაყოვნება არ გააჩნია (Nunez and Srinivasan 2006).

2.3 ERP კომპონენტები

უნდა ითქვას, რომ როცა ევგ ჩანაწერის საზღვრები რამდენიმე ათეული მიკროვოლტის შკალით შემოიფარგლება, მოვლენასთან დაკავშირებული პოტენციალების ამპლიტუდა მხოლოდ რამდენიმე ერთეულ მიკროვოლტს ფარავს. ეს ნიშნავს იმას, რომ ერთჯერადად ჩაწერილ ევგ მონაცემს არ ექნება ERP დამახასიათებელი ტალღის ფორმა, რადგან ევგ სიგნალში დომინანტური იქნება არასასურველი, მოცემულ დავალებასთან არადაკავშირებული კომპონენტები. იმისთვის რათა დავიტოვოთ ERP-ის მხოლოდ სასურველი კომპონენტები, აუცილებელია გავაკეთოთ მრავალი ევგ ჩანაწერი, დაკავშირებული ზუსტად ერთი და იმავე სტიმულთან. თუ ავიღებთ მრავალი ასეთი ევგ სიგნალის საშუალოს, მოვლენასთან დაკავშირებული რელევანტური კომპონენტები დარჩება, ხოლო არასასურველი კომპონენტები შესუსტდება და გაქრება. ამით იზრდება სიგნალი-ხმაურის შეფარდება, გამოიკვეთება ტალღის ფორმები, რომლებიც დაკავშირებულია სტიმულთან.

ლიტერატურაში აღწერილია მრავალი ERP-ის კომპონენტი, რომელიც ახასიათებს სტიმულის გარკვეულ ტიპს. სტიმულის პასუხად აღძრულ ტალღას აქვს პიკებისა და ველების მონაცვლეობა. თითოეულ გამოკვეთილ დადებით ან უარყოფით პიკს

ხშირად უწოდებენ კომპონენტს. მაგალითად, თუ სტიმული არის ეკრანზე გამოსახული სურათი, ამას ინფორმაციის ვიზუალურ სისტემაში გადაცემასთან ერთად, მოყვება P1 და N1 კომპონენტები, რომელიც სენსორული ინფორმაციის აღქმასთანაა დაკავშირებული.

როგორც წესი, ERP კომპონენტებს ასო და ციფრის კომბინაციით გვხვდება. მიღებულია რომ ასო შეესაბამება პიკის პოლარობას, მაგალითად P (პოზიტიური) და N (ნეგატიური). C გამოიყენება მაშინ, როცა ორივე პოლარობის მიღებაა შესაძლებელი. მაგალითისთვის, თუ სტიმული არის მონიტორზე გამოსახული სურათი, პირველად აღიძვრება C1 კომპონენტი, რომელიც თავის ქერქის ვიზუალური ზონის აქტივობასთანაა დაკავშირებული და იცვლის მის პოლარობას იმის მიხედვით, თუ მხედველობის ზედა ნაწილშია გამოსახული ობიექტი თუ ქვედაში. ციფრი რომელიც კომპონენტის ამსახველ ასოს მოყვება შეიძლება გულისხმობდეს როგორც მის ან რიგითობას, ან დროში დაყოვნებას სტიმულის დადგომის მომენტიდან. მაგალითად კომპონენტი P3 ნიშნავს სტიმულის წარმოდგენიდან 300 მილიწამის შემდეგ აღძრულ დადებითი პოლარობის პიკს, ის დაკავშირებულია სამუშაო მეხსიერების ჩართვასთან. უნდა გავითვალისწინოთ, რომ სხვადასხვა ტიპის

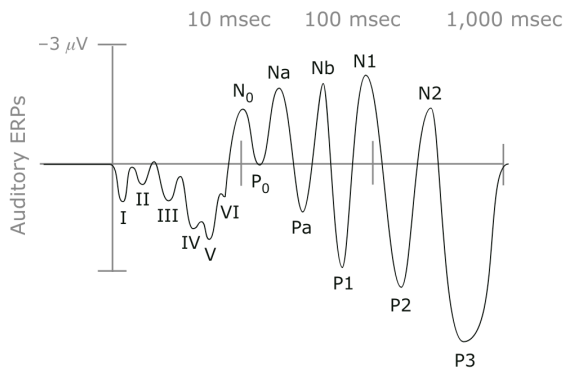
სტიმულებზე აღძრული პასუხი შეიძლება ერთი და იგივე კომპონენტის სახელწოდებით აღინიშნებოდეს, მაგრამ ეს კომპონენტები არაფერ კავშირში იყოს ერთმანეთთან. მაგალითად, აუდიტორული N1 კომპონენტი და ვიზუალური N1 კომპონენტი სრულიად სხვადასხვა პროცესთან დაკავშირებული კომპონენტებია, როცა P3 კომპონენტის აღძვრის მექანიზმი იგივეა როგორც აუდიტორულის, ასევე ვიზუალურის შემთხვევაში. ამასთან, კომპონენტების დაყოვნება და პიკის სიდიდე, მიუხედავად იმისა რომ დაყოვნება კომპონენტის სახელშიც კი წერია, პირობითია და ინდივიდებს შორის მნიშვნელოვნად განსხვავდება.

ასევე მნიშვნელოვანია ის, რომ თითოეული კომპონენტი მოდულირდება სტიმულის სხვადასხვა მახასიათებლით. აუდიტორული სტიმულის შემთხვევაში ეს შეიძლება იყოს ხმის ხმამაღლობა, სიხშირე და ხანგრძლივობა, რომლებზეც დეტალურად ვისაუბრებთ. გააჩნია იმასაც, ელოდება თუ არა სუბიექტი სტიმულის დადგომას. ლიტერატურაში ცნობილია ე.წ. Contingent Negative Variation (CNV), რაც პოტენციალის მონოტონურ კლებას გულისხმობს და იმ სტიმულის დადგომამდე შეინიშნება, რომელზე პასუხიც სუბიექტებს დაგალებული აქვთ (Teodoro et al. 2020).

3 აუდიტორული აღძრული პოტენციალები

3.1 ადრეული AEP

აუდიტორული პოტენციალი გამოწვეულია ხმის სტიმულზე რეაგირებით. აუდიტორული პოტენციალები თავის ტვინის ღეროდან (brainstem) არის გენერირებული. ადრეულ კომპონენტებს მიეკუთვნება კომპონენტების მიმდევრობა, რომლებიც გადანომრილია როგორც I-VII და სტიმულის დადგომიდან 1-12 მწმ შუალედში აღიძვრება 1. ხმოვან სტიმულზე პასუხი ვიზუალური სტიმულის პასუხთან შედარებით, უფრო დიდი ხნის განმავლობაში გრძელდება, რაც ნიშნავს იმას რომ ტვინის მიერ ხმის დამუშავება სტიმულის გაგონებიდან რამდენიმე წამი შეიძლება გრძელდებოდეს.



სურ. 1: იდეალიზირებული აუდიტორული აღძრული პოტენციალი (AEP), ჩაწერილი Cz ელექტროდზე. საყურადღებოა რომ დროის ღერძი ლოგარითმულია.

მოცემული ადრეული პოტენციალების ნერვული გენერატორები ზუსტად დადგენილი არაა. ლიტერატურაში ნახსენებია I კომპონენტის წყაროდ როგორც უშუალოდ ყურის ლოკოკინა, ასევე კოხლეალური ნერვის აქტივობა. II კომპონენტი დაკავშირებულია კოხლეარული ნერვის აქტივობასთან, ან III კომპონენტთან ერთად — მოგრძო ტვინში მდებარე კოხლეალური ბირთვის და ტვინის ხიდში მდებარე SOC კომპლექსის (Superior Olive Complex) აქტივობასთან. IV კომპონენტის ზუსტი წყარო უცნობია, თუმცა ზოგადად ღეროდან მომდინარეობს. V კომპონენტის წყაროც გაურკვეველია, ზოგიერთი წყაროს (Sudhakar et al. 2018) მიხედვით ის გამოწვეულია lateral lemniscus-ის აქტივობით. იმავე წყაროს მიხედვით VI ლოკალიზებულია medial geniculate-ში, ხოლო VII აუდიტორული რადიაციებისგან გენერირდება. VI და VII კომპონენტები ცვალებადია და კლინიკურ კვლევებში იშვიათად გამოიყენება (Perkin et al. 2011)). ადრეული AEP კომ-

პონენტები გამოიყენება ჩვილებში სმენის შესამოწმებლად ან ტვინის ღეროს ფუნქციის შესაფასებლად, მაგალითად გაფანტული სკლეროზის დროს.

3.2 საშუალო და გვიანი დაყოვნების AEP

ადრეული კომპონენტების დადგომის შემდეგ, სტიმულის დადგომიდან 12-50 მწმ შუალედში, გვხვდება საშუალო დაყოვნების კომპონენტები, რომლებიც სუბკორტიკულ (ქერქქვეშა) აქტივობასთანაა დაკავშირებული. გვიანი კომპონენტები 50 მწმ-ის შემდეგ დგება და ტვინის ქერქის აუდიტორული უბნის აქტივობითაა გამოწვეული.

ადამიანებში გვიან AEP კომპონენტს მიეკუთვნება N1, P2 და P3 კომპონენტები, რომლებიც სტიმულის წარდგენიდან შესაბამისად 100, 200 და 300 მილიწამის დაყოვნებით აღიძვრება. გვიანი აუდიტორული კომპონენტები მნიშვნელოვნად იცვლებიან ძილის დროს. N1 და P2 კომპონენტები მიიჩნევა რომ ტვინის პირველადი და მეორეული აუდიტორული უბნებიდან გენერირდება. ძილის დროს N1 კომპონენტის ამპლიტუდა იკლებს და დაყოვნება იმატებს, P2 კომპონენტი კი ძლიერდება. ამ კომპონენტების ცვლილება ძილის დადგომიდან მალევე შეინიშნება და ძილის სხვა ფაზებშიც ნარჩუნდება, ამიტომ ის ძილის დადგომის მარკერად არის შემოთავაზებული (Velluti 2008). გვიანი კომპონენტები ტვინის ქერქზე აღიძვრება და მათი ამპლიტუდა უფრო მაღალია თავის ტვინის ღეროდან მოსულ პოტენციალებთან შედარებით. შესაბამისად, უფრო ნაკლები ევგ ჩანაწერის გაკეთებაა საჭირო რათა მათი გასაშუალოებით სიგნალი-ხმაურის შეფარდება გავზარდოთ.

P3 კომპონენტს აგრეთვე უწოდებენ P300 ენდოგენურ მოვლენასთან დაკავშირებულ პოტენციალს და ძლიერდება მაშინ, როცა სამიზნე სტიმულისგან (target) განსხვავებული (oddball) სტიმული იქნება წარმოდგენილი. ჩვეულებრივი სტიმული ექსპერიმენტის მსვლელობისას უფრო ბევრჯერაა წარმოდგენილი (85-90%), ხოლო გამორჩეული სტიმული უფრო იშვიათად (10-15%). ლიტერატურაში ნახსენებია რომ P3 კომპონენტი აუდიტორული სისტემის ფუნქციის დაქვეითებასთან ერთად ამპლიტუდაში იკლებს და მისი დაყოვნება იმატებს (Yerlikaya et al. 2022). P3 ასევე ხშირად გამოიყენება ყურადღების და შეც-

დომის დაშვებისკენ მიდრეკილების მარკერად. თუ ექსპერიმენტის მსვლელობისას სუბიექტების დავალებული აქვთ სტიმულის პასუხად რაიმე მოქმედება, თუმცა იშვიათ შემთხვევაში ამ მოქმედების დათრგუნვა, სუბიექტების მიერ შეცდომის დაშვება, ანუ მოთხოვნის მიუხედავად მოქმედების განხორციელება, დაკავშირებულია P3 კომპონენტის დაბალ ამპლიტუდასთან. P3 კომპონენტის წყაროდ პრეფრონტალური კორტექსი მიიჩნევა.

3.3 MMN და N1 კომპონენტები

აუდიტორული სტიმული ხშირად გამოიყენება მეტყველების და ენის აღქმის შესწავლისთვის, რადგან ტვინის აქტივობაში აისახება მეტყველების დამუშავების მრავალი ასპექტი. ამის მიუხედავად, ზოგიერთი კომპონენტი განპირობებულია ხმის აკუსტიკური მახასიათებლებით და არაფერ შუაშია მეტყველების აღქმასთან. განსაკუთრებით ეს ეხება ადრეულ კომპონენტებს, სანამ სენსორული სიგნალი დასამუშავებლად ტვინის ქერქს გადაეცემა. ამის საილუსტრაციოდ ცნობილი არის MMN (Mismatch Negativity) კომპონენტი. ის წარმოიქმნება სამიზნე/გამორჩეული (target/oddball) ექსპერიმენტის დროს, როცა გამორჩეული სტიმული სამიზნისგან მცირედით განსხვავდება აკუსტიკური სიხშირით. თუ ხშირად გამეორებადი სამიზნე სტიმულია 1000 ჰც სინუსოიდის ფორმის აკუსტიკური სიგნალი, იშვიათად გამეორებადი გამორჩეული სტიმულად ჩაითვლება 1100 ჰც სინუსოიდის ფორმის აკუსტიკური სიგნალი. MMN კომპონენტის მისაღებად სამიზნე სტიმულზე პასუხების საშუალოს უნდა გამოვავლოთ გამორჩეულ სტიმულზე პასუხი (Eggermont 2023).

MMN კომპონენტი ხასიათდება ფრონტოცენტრალური (Fz) უარყოფითი პიკით 100-დან 250 მწმ-მდე შუალედში. MMN კომპონენტი შეესაბამება მომენტს როცა ტვინს შეუძლია ორი განსხვავებული სტიმულის დიფერენციაცია, დისკრიმინაცია. ის მსგავსია ზემოხსენებული P300 კომპონენტის, რადგან ორივე კომპონენტი იშვიათი გამორჩეული (oddball) სტიმულით მოდულირდება.

აუდიტორული სტიმულის შეცვლით პასუხის მოდულირების თვისება პირველად ლიტერატურაში N1 კომპონენტის სახელით გამოჩნდა (Näätänen and Picton 1987). N1 კომპონენტის დაყოვნება 100 მწმ-ის ფარგლებშია. როგორც ითქვა, N1 კომპონენტი ტვინის აუდიტორული უბნების აქტივობით წარმოიშვება. ასევე, P3

კომპონენტის მსგავსად, N1 კომპონენტის პიკი უფრო გამოკვეთილია როცა სუბიექტი ყურადღებითაა ჩართული დავალებაში, პასიური მოსმენისგან განსხვავებით. N1 გარკვეულწილად ემთხვევა MMN კომპონენტის დადგომის დროს. ცნობილია რომ MMN არაა დაფუძნებული N1 კომპონენტზე, თუმცა იწვევს N1 კომპონენტის გაძლიერებას გამორჩეული სტიმულის შემთხვევაში (May and Tiitinen 2010). აგრეთვე ნაჩვენებია, რომ N1 კომპონენტი 6-დან 12 წლამდე ბავშვებში თითქმის არ შეინიშნება და დომინირებს P1 კომპონენტი, რომელიც ზრდასრულებში შედარებით გვიან დგება (Ponton et al. 2000).

3.4 P300 კომპონენტი

P3, იგივე P300, გვიანი კომპონენტია და როგორც ვთქვით, ინფორმაციის დამუშავების ინდიკატორად მოაზრება. ბოლო ხანებში გამოჩნდა მტკიცებულებები, რომ P300 შედგება ორი სუბკომპონენტისგან, (1) P3a, რომელიც შედარებით ახალია და (2) P3b რასაც "კლასიკურ P300საც უწოდებენ. მრავალ ADHD სიმპტომის კვლევაში ჩანს, რომ P3b კომპონენტი შემცირებულია ADHD პოპულაციაში ნორმასთან შედარებით (Kropotov 2009). გამოთქმულია მოსაზრება რომ P3a და P3b კომპონენტების ნეიროგენერატორები სხვადასხვა ტიპის რეცეპტორებით გააქტივებული ნეირონებია, P3a დაკავშირებულია დოფამინის/ფრონტალურ პროცესებთან, ხოლო P3b ნორეპინეფრინის/პარიეტალურ აქტივობასთან (Huang, Chen, and Zhang 2015). P3a მაქსიმუმ ამპლიტუდას ამჟღავნებს ფრონტალურ და ცენტრალურ ელექტროდთან, პიკის დაყოვნებით 250-280 მწმ. მეორე მხრივ, P3b კომპონენტის მაქსიმალური ამპლიტუდა პარიეტალურ უბნებთან შეინიშნება 300 მწმ დაყოვნებით, თუმცა ეს კომპონენტი დავალების სპეციფიკაზე დამოკიდებული და 250-500 მწმ დაყოვნება შეიძლება ჰქონდეს. უკვე ვთქვით რომ კლასიკური P300 (Pb3) მოდულირდება იმით თუ რამდენად ალბათურია რაიმე მოვლენის მოხდენა. P3a კომპონენტის მოდულაცია დაკავშირებულია ყურადღების მიმართვასთან და ახალი, განსაკუთრებით უნებლიე გარემოს ცვლილებებით გამოწვეული, ინფორმაციის დამუშავებასთან (Müller-Putz 2020).

საინტერესოა ისიც, რომ P3 კომპონენტს ბავშვებში შედარებით დიდი დაყოვნება აქვს, ზრდასრულობის ასაკში მინიმალური ხდება, რაც კოგნიტური პროცესების ჩამოყალიბებასთანაა დაკავშირებული, ხოლო

მოხუცებულობისას კვლავ იზრდება. ცნობილია ისიც, რომ P3 კომპონენტის დაყოვნება მაღალი უნარების ($IQ > 140$) მქონე ბავშვებში უფრო ნაკლებია (Eggermont 2023). ასევე აღსანიშნავია P3a კომპონენტის ასაკზე დამოკიდებულება. 6-8 წლის ბავშვებში მოულოდნელი გრძელი ხმოვანი სტიმულის წარმოდგენა მოულოდნელი

მოკლე ხმოვანი სტიმულის ნაცვლად აღიქმება P3a კომპონენტს. ეს შესაძლოა მიუთითებდეს იმაზე, რომ ამ ასაკის ბავშვებისთვის ყველაზე მარტივად შეიძლება მათი ყურადღების უნებლიე გადატანა. ასაკის მატებასთან ერთად კი, P3a კომპონენტის ამპლიტუდა და დაყოვნება მცირდება (Eggermont 2023).

4 AEP ექსპერიმენტი

4.1 შესავალი

ჩატარდა ორი სახის ექსპერიმენტი, რომლებიც მოვლენასთან დაკავშირებული პოტენციალის (Event Related Potentials, ERP) ჩაწერას გულისხმობს კომერციული ელექტროენცეფალოგრამით Unicorn Hybrid Black. ორივე ტიპის ექსპერიმენტი იწერს აუდიტორულ აღძრულ პოტენციალებს (Auditory Evoked Potential, AEP) რომლებიც ზომავს ტვინის ელექტრულ აქტივობას ხმოვანი სტიმულის წარმოდგენის შემდეგ და ორივე მოიცავს target/oddball დავალებებს, თუმცა მეორე ექსპერიმენტში სუბიექტებს მოეთხოვებოდათ სტიმულის ტიპის მიხედვით გარკვეული პასუხის გაცემა. ორივე ექსპერიმენტების დეტალური განხილვა ქვემოთ გვექნება.

4.2 გამოყენებული ევგ მოწყობილობა

ექსპერიმენტში გამოყენებულ ევგ მოწყობილობას, Unicorn Hybrid Black (სურ. 2), გააჩნია 8 აქტიური ელექტროდი და 250 ჰერცი ჩაწერის სიხშირე, რომელიც ფარავს 10-20 სისტემის FZ, C3, CZ, C4, PZ, PO7, OZ და PO8 პოზიციებს (სურ. 3). რეფერენტულ ელექტროდებად გამოიყენება ორი, L და R ელექტროდები, რომლებიც მარცხენა და მარჯვენა მასტოიდაზე მდებარეობს. ამ მოწყობილობით შეგვიძლია როგორც მშრალი ელექტროდებით ჩაწერა, ასევე სპეციალური გელის გამოყენებით სველი ჩაწერა, რომელიც ზრდის ელექტროდის კანთან კონტაქტს და მის გამტარიანობას. გარდა ამისა, ხელსაწყო უკაბელოა და იყენებს Bluetooth პროტოკოლს მონაცემების ჩამწერ კომპიუტერთან გაგზავნისთვის, რითაც მისი პორტატულობა და ხელმისაწვდომობა გაზრდილია. მოწყობილობას მოყვება პროგრამული უზრუნველყოფა Unicorn Recorder, რომლითაც ევგ ჩანაწერების ვიზუალიზაცია და მონაცემების დაექსპორტებაა შესაძლებელი.

ხელსაწყოს აქვს LabStreamingLayer (LSL) პროტოკოლის მხარდაჭერა, რასაც ჩაშენებული აქვს მრავალი მონაცემთა ნაკადის სინქრონიზაციის ფუნქცია და გამოიყენება სხვა მრავალი საექსპერიმენტო ხელსაწყოს მიერ. ჩვენს მიერ ჩაწერილი მონაცემები სწორედ ამ პროტოკოლით დავაექსპორტეთ შემდგომი დამუშავებისთვის. 8 ევგ არხის გარდა, მოწყობილობას გააჩნია 3 აქსელერომეტრის არ-

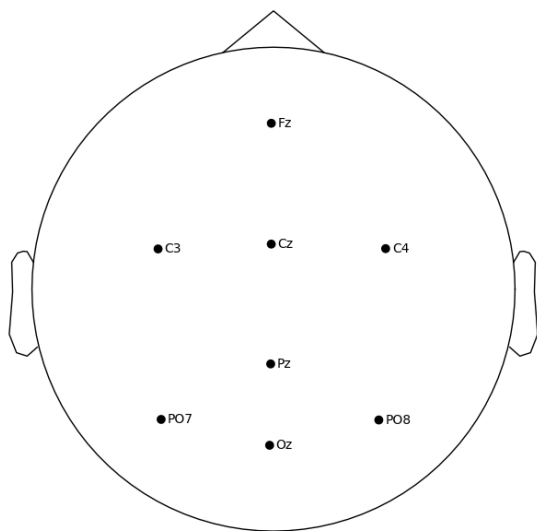
ხი x, y და z მიმართულებებისთვის და 3 გიროსკოპის არხი x, y და z ღერძის მიმართ ორიენტაციისთვის. ჯამში 17 არხიდან დანარჩენი 3 არხი არის შესაბამისად ელემენტის პროცენტული მაჩვენებელი, მონაცემის ვალიდაციის ინდიკატორი, და მთვლელი რომელიც დროის მსვლელობასთან ერთად მონოტონურად იზრდება.



სურ. 2: Unicorn Hybrid Black მოწყობილობა

არსებობს ლიტერატურა (Pontifex and Coffman 2023), სადაც Unicorn Hybrid Black სისტემა შედარებულია მაღალი ხარისხის ლაბორატორიულ Neuroscan SynAmpsRT ევგ სისტემას. მოცემული კვლევით დადგინდა რომ როგორც მოსალოდნელი იყო, როგორც მშრალი, ისევე სველი ელექტროდებით ჩაწერისთვის, Unicorn Hybrid Black შედარებით მეტ ხმაურს შეიცავს. თუმცა აღნიშნულია რომ როგორც სველი, ისევე მშრალი ჩანაწერით მიღებული სიგნალების სიხშირული სპექტრი მაღალ კორელაციაშია ($r=0.84$) ლაბორატორიულ სისტემასთან. პრაქტიკულად, იმისთვის რომ 80% სიმძლავრე მივიღოთ სამიზნე და გამოჩვენოთ სტიმულებს შორის P300 კომპონენტით განსხვავების შესაძლებლობაში, Unicorn Hybrid Black-ით გვჭირდება 8-ჯერ მეტი ეპოქის ჩაწერა. 95% და მეტი სიმძლავრის მისაღებად საჭიროა 9-ჯერ მეტი ეპოქის ჩაწერა, ვიდრე SynampsRT-ით. საერთო ჯამში, ამ კვლევით დადგინდა რომ მოცემული ორი სისტემის სიხშირული სპექტრი ერთმანეთს ძალიან ჰგავს, თუმცა სველი ელექტროდების გამოყენება სასურველია ERP სიგნალების ვალიდური შეფასებისთვის. ამ რეკომენდაციის მიუხედავად იგივე კვლევაში აღნიშნულია რომ ელექტროფიზიოლოგიაში, ხელსაწყოების სიძვირის მალიმიტირებელი ფაქტორის

გარდა, მთავარი ხელისშემშლელი ფაქტორებია (1) დროის/უნარების საჭიროება სველი ელექტროდების მომზადებისთვის და (2) ელექტროდის თმიდან მოშორების საჭიროება. შესაბამისად, იმის გათვალისწინებით რომ სიხშირული სპექტრის თანხვედნა სველი და მშრალი ელექტროდების მეთოდებს შორის საკმაოდ მაღალია, მოცემული ექსპერიმენტებისთვის გადაწყდა მშრალი ელექტროდებით სიგნალების ჩაწერა.



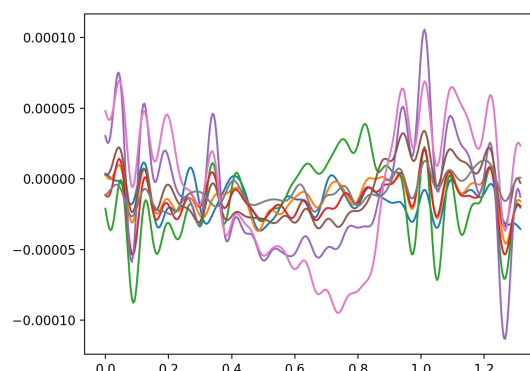
სურ. 3: ექსპერიმენტში გამოყენებული ელექტროდების განლაგება

4.3 პირველი ექსპერიმენტი

პირველ ექსპერიმენტში მონაწილეობს 2 სუბიექტი. ექსპერიმენტი დაყოფილია სესიების მიხედვით, რომლებიც ერთმანეთისგან რამდენიმე საათით ან დღით არის დაშორებული. თითოეული სესიის დროს სუბიექტისთვის წარმოდგენილია 600 ხმოვანი სტიმული. სესიის 600 სტიმული დაყოფილია 10 ტოლ ნაწილად, რომელთა შორისაც შესვენებაა. ხმოვანი სტიმულების დადგომის დრო ერთმანეთისგან დაშორებულია 1300 მილიწამით. არსებობს ორი სახის ხმოვანი სტიმული. ისინი ერთმანეთისგან განსხვავდება აკუსტიკური სიხშირით და ასევე მათი სტიმულად წარმოდგენის სიხშირით პირველი ტიპის ხმოვან სიგნალს აქვს 1000 ჰც სიხშირე, წარმოდგენილია სტიმულების 85%-ში და ეწოდება სამიზნე (target) სტიმული. მეორე ტიპის ხმოვან სიგნალს აქვს 2000 ჰც სიხშირე, წარმოდგენილია სტიმულების 15%-ში და ეწოდება გამორჩეული (oddball) სტიმული. სხვა სიტყვებით, სამიზნე სტიმული უფრო ხშირად მეორდება და დაბალი ტონი აქვს, ხოლო გამორჩეული სტიმული უფრო იშ-

ვიათად მეორდება და მაღალი ტონი აქვს. ორივე ხმოვანი სტიმულის ხანგრძლივობაა 100 მწმ, მათი ხმამაღლობა არასდროს იცვლება. სამიზნე და გამორჩეული ტონების მიმდევრობა შემთხვევითად არის შერჩეული, თუმცა ორი გამორჩეული ტონი ერთმანეთის მიყოლებით არასდროს მეორდება.

სტიმულის წარდგენიდან 0.2 წამით ადრე მომენტიდან და შემდეგი სტიმულის დადგომამდე 0.2 წამით ადრე პერიოდში გაკეთებულ ევგ ჩანაწერს, რომელიც ჯამში 1.3 წამი გრძელდება, ეპოქას ვუწოდებთ (სურ. 4). შესაბამისად, 1 სესიის განმავლობაში 600 ეპოქის ჩაწერა ხდება, ყოველი 60 ეპოქის ჩაწერის შემდეგ შესვენებით. სესიის დაწყებამდე სუბიექტები ინფორმირებული არიან რომ გაიგებენ ორი ტიპის ხმოვან სიგნალს, დაბალი და მაღალი ტონის. მათთვის ცნობილია ისიც, რომ მაღალი ტონის ხმოვან სიგნალს უფრო იშვიათად გაიგონებენ. აგრეთვე ეძლევათ ინსტრუქცია, რომ დაითვალონ მაღალი ტონის სიგნალების რაოდენობა და შესვენების დროს კლავიატურაზე შეიყვანონ მიღებული რიცხვი. შესვენების შემდეგ ისინი ხელახლა იწყებენ თვლას ერთიდან. მოცემული ინსტრუქცია უზრუნველყოფს სუბიექტების ყურადღებით ჩართულობას მოცემულ დავალებაში. შეყვანილი ტონების რაოდენობა არ ინახება. სუბიექტები დავალების შესრულებისას მჯდომარე პოზიციაში არიან მონიტორის წინ და ექსპერიმენტის მსვლელობის დროს დავალებული აქვთ თვალების კონცენტრირება მონიტორის ცენტრში გამოსახული მარკერზე, სასურველია მინიმალური მოძრაობით.



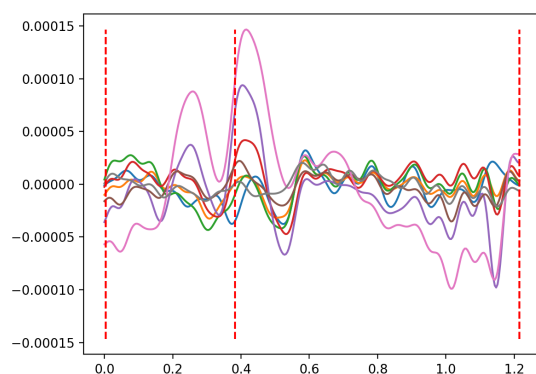
სურ. 4: პირველი ექსპერიმენტის ერთი ეპოქის ჩანაწერი. სხვადასხვა ფერით აღნიშნულია სხვადასხვა ევგ ელექტროდი. x ღერძზე აღნიშნულია დრო წამებში, y ღერძზე ძაბვა ვოლტებში.

ჩაწერა მიმდინარეობს ევგ მოწყობილობის მორგების მომენტიდან. ექსპერიმენტის დიზაინისთვის გამოიყენება პროგრამა-

მა NeuroPype Experiment Recorder, რომელიც საშუალებას იძლევა ეგე მოწყობილობიდან მოსული LSL ნაკადის შენახვასთან ერთად, დავაქსპორტოთ დროში სინქრონიზებული მარკერები. პირველი ექსპერიმენტის შემთხვევაში ეს მარკერები ასახავს დროის იმ მომენტს, როცა სუბიექტისთვის ხმოვანი სტიმულია წარმოდგენილი. შესაბამისად, მონაცემთა დამუშავების დროს, ეგე სიგნალიდან შესაძლებელია ეპოქების ამოჭრა მარკერების ადგილმდებარეობების მიხედვით. მონაცემების ჩაწერის მომენტში ეგე მოწყობილობა არ იყენებს ეგე სიგნალის გაფილტვრის მეთოდებს და არც ექსპერიმენტის ჩაწერის მომენტში ხდება მათი დამუშავება. სიგნალების გაფილტვრა და ეპოქებად დაშლა სესიების ჩაწერის შემდეგ, პოსტ-პროცესინგის დროს ხდება.

4.4 მეორე ექსპერიმენტი

რაც შეეხება მეორე ექსპერიმენტს, აქაც იგივე სამიზნე და გამორჩეული ხმოვანი სტიმულებია გამოყენებული ზუსტად იმავე კონფიგურაციით, თუმცა სუბიექტებს დამატებითი ინსტრუქცია ეძლევათ, რომ დაბალი ტონის გაგების შემთხვევაში კლავიატურის ქვედა ისრის ღილაკს დააჭირონ, ხოლო მაღალი ტონის შემთხვევაში ზედა ისარს. მარკერების ჩაწერისას ფიქსირდება როგორც ხმოვანი სტიმულის წარმოდგენის მომენტი, ასევე სწორად გაცა თუ არა სუბიექტმა პასუხი და სტიმულის წარდგენიდან რამდენი მილიწამი დაჭირდა პასუხის დაფიქსირებას (სურ. 5).



სურ. 5: მეორე ექსპერიმენტის ერთი ეპოქის ჩანაწერი. წითელი ვერტიკალური ხაზებიდან პირველი აღნიშნავს სტიმულის წარდგენის დროს, მეორე პასუხის გაცემის დროს, მესამე ეპოქის დასასრულს.

ორივე ტიპის ექსპერიმენტი სტანდარტულ oddball პარადიგმას იყენებს და შესაძლებელია მათი გამოყენება ERP კვლე-

ვებში, მათ შორის ყურადღების და აღქმის, სმენის, გადაწყვეტილების მიღების ამოცანებში. განსაკუთრებით საინტერესოა ჩვენს მიერ გამოყენებული Unicorn Hybrid Black ხელსაწყოთი მიღებული მონაცემების გამოსადევობის შეფასება ამგვარი ამოცანებისთვის, რადგან ის ბიუჯეტური მოდელია, მარტივია მისი მორგება და აქვს მშრალი ჩაწერის შესაძლებლობა, შესაბამისად უფრო ხელმისაწვდომია ინდივიდებისთვის, გაადვილებულია მისი პრაქტიკაში დანერგვა.

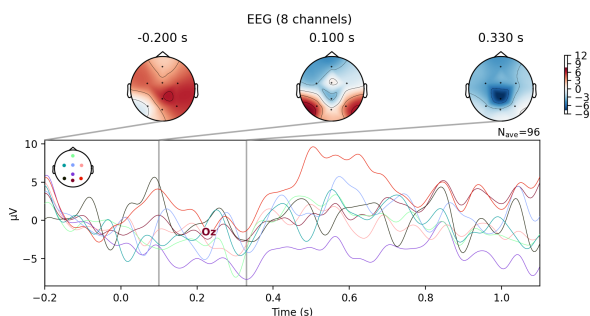
4.5 შედეგები

პირველი ექსპერიმენტის მონაცემები დამუშავდა პოპულარული პროგრამული ენის ასევე გავრცელებული ბიბლიოთეკით MNE-Python, რაც ზოგადად გამოიყენება ადამიანის ნეიროფიზიოლოგიური მონაცემების დამუშავებასა და ვიზუალიზაციაში. როგორც ითქვა, მონაცემების ჩაწერისას მისი ფილტრაცია არ ხდებოდა, ამიტომ ეგე ჩანაწერების ვიზუალიზაციამდე ისინი გაიფილტრა band-pass ფილტრით, რომელიც მხოლოდ მოცემულ შუალედში მყოფ სიხშირეებს ატარებს. სიხშირულ შუალედებად შერჩეულ იქნა 0.5-15 ჰც ნულფაზიანი და არაკაუზალური ფილტრი, ხოლო ფანჯრის ფუნქციად შევარჩიეთ Hamming. ვიცით რომ ტვინში გენერირებული ტალღები 60 ჰც-მდე ადის, თუმცა რადგან ERP სიგნალების კომპონენტები დროში მკვეთრი ცვლილებით არ ხასიათდება, ფილტრის ზედა ზღვრად შევარჩიეთ 15 ჰც.

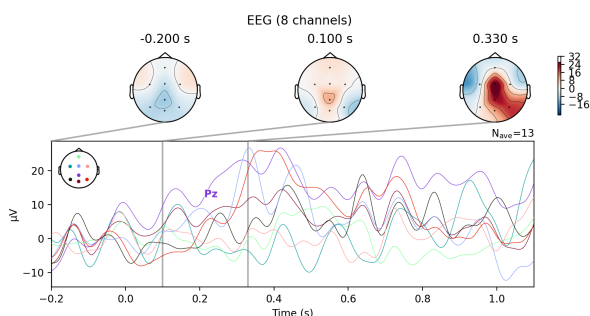
გაფილტვრის შემდეგ მთლიანი სიგრძის ჩანაწერი დაიჭრა ეპოქებად. შემოწმდა თითოეული ეპოქის მაქსიმალური ამპლიტუდური მნიშვნელობა 200 მკვ ზღურბლს და ის ეპოქები, რომლებიც ამ ზღურბლის ფარგლებში ვერ ჯდებოდა, წაიშალა. როგორც ზემოთ ითქვა ეგე პიკური პოტენციალები მხოლოდ 100 მკვ-მდეა, თუმცა როგორც ჩანს მშრალი ელექტროდებით ჩაწერილი ეგე მონაცემები ხმაურის მიმართ მოწყვლადია, ამიტომ შეირჩა უფრო რბილი გამომრიცხავი პირობა, რომელმაც ეპოქების 43% წაშალა.

საბოლოო ჯამში დარჩა 93 სამიზნე სტიმულის შესაბამისი ეპოქა და 13 გამორჩეული სტიმულის შესაბამისი ეპოქა. მოცემული 93 და 13 ეპოქების საშუალოების ადებით მივიღეთ 2 სხვადასხვა გრაფიკს, რომელიც შეესაბამება საშუალო ტვინის აქტივობას სტანდარტული (სურ. 6) და გამორჩეული (სურ. 7) სტიმულის წარმოდგენის შემთხვევაში. მოცემულ სურათზე დროითი ღერძის ათვლა იწყება სტიმულის ჩვენებამ-

დე 200 მწმ-ით ადრე და გრძელდება 1300 მწმ განმავლობაში. არჩეულია 3 სხვადასხვა მონაკვეთი, რომელიც შეესაბამება ტვინის აქტივობას სტიმულის ჩვენებამდე (-0.2 წმ), N1 კომპონენტის პიკოთეჭურ მდებარეობას (0.1 წმ) და P3-ის პიკოთეჭურ მდებარეობას (0.33 წმ). მიღებული სურათების შედარებით ჩანს, რომ სტიმულის წარდგენიდან 330 მილიწამის შემდეგ oddball დავალებას აქვს დადებითი პიკი ტვინის ცენტრალურ უბანში, როცა target დავალებაში იგივე დროს შეინიშნება უარყოფითი პიკი, დადებითი პიკის დადგომა კი მხოლოდ 400 მწმ-ის შემდეგ აღინიშნება. რაც შეეხება N1 კომპონენტს, target და oddball დავალების შედარებით ჩანს, რომ პირველ შემთხვევაში ოქციპიტალური რეგიონის ლატერალური უბნები მაღალი აქტივობით გამოირჩევა მეორე შემთხვევასთან შედარებით. გრაფიკებიდან ჩანს, რომ კომპონენტების ფორმები გამოკვეთილი არაა, რისი მიზეზიც უნდა იყოს (1) არასაკმარისი მონაცემების რაოდენობა და (2) ხმაურის მაღალი დონე, რაც მშრალი ელექტროდების გამოყენებას უკავშირდება.



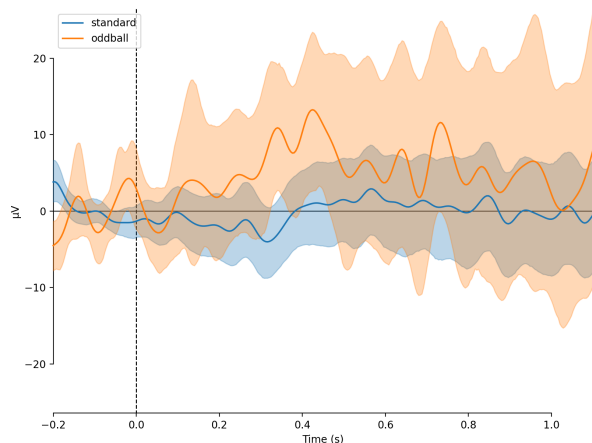
სურ. 6: აუდიტორული აღძრული პოტენციალი სტანდარტული დავალებისთვის



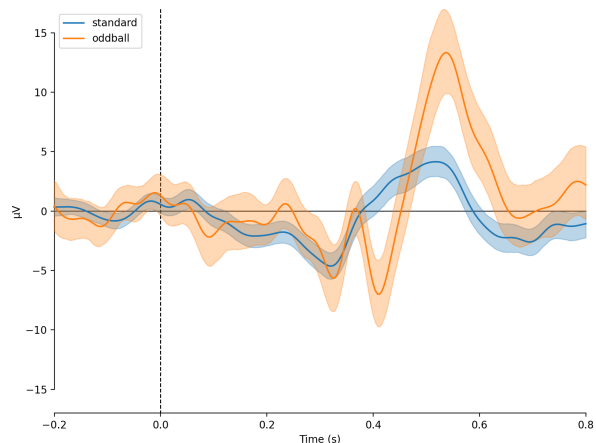
სურ. 7: აუდიტორული აღძრული პოტენციალი გამორჩეული (oddball) დავალებისთვის

მიუხედავად ამისა, თუ მოცემული მონაცემების სხვადასხვა გავასაშუალოებთ თითოეული დავალების ტიპისთვის, მივიღებთ target და oddball დავალებების შესაბამის ზოგად კონტურებს (სურ. 8) სადაც ჩანს, რომ 300-450 მწმ შუალედში target და oddball კონტურები საგრძნობლად განსხვავდება, რაც ალბათ უკავშირდება P3 კომპონენტის მაღალ აქტიურობას იშვიათი სტიმულის შემთხვევაში. მიუხედავად იმისა რომ პიკები კარგად გამოკვეთილი არაა, ჩანს რომ ორი განსხვავებული სტიმულის დიფერენციატა შესაძლებელია ევგ ჩანაწერზე დაკვირვებით. შედეგად გამოდის, რომ ინფორმაციის რაღაც ნაწილი მაინც ინახება. თუმცა ამ შემთხვევაშიც აუცილებლად უნდა აღინიშნოს რომ 95% ნდობის ინტერვალი ზედმეტად ფართოა და საჭიროა მონაცემების ეს რაოდენობა არაა საკმარისი.

შემოსვენებულ ორი მდგომარეობის შედარება შეგვიძლია მეორე ტიპის ექსპერიმენტისთვისაც, სადაც სუბიექტებისგან უკუკავშირი იყო მოთხოვნილი. მონაცემების ანალიზით დადგინდა, რომ რეაქციის დროის საშუალო 465 მწმ-ია, ხოლო ვარიაცია 87 მწმ. მიღებულ გრაფიკზე (სურ. 9) 95% ნდობის ინტერვალი უფრო ვიწროა და ამ შემთხვევაშიც 400-600 მწმ შუალედში target და oddball დავალებების შესაბამისი კონტურები ერთმანეთისგან განსხვავდება. საინტერესოა გამორჩეული სტიმულისთვის ტალღის ფორმის განსხვავებულობა. ამ შემთხვევაში პიკის მიღწევამდე აღინიშნება უარყოფითი პიკი 400 მწმ დროს, რაც სამიზნე კონტურის შემთხვევაში არ გავაჩნია. რაც შეეხება პიკს 550 მწმ დაყოვნებით, გამორჩეული სტიმულის შემთხვევაში პიკის ამპლიტუდა ზოგიერთ შემთხვევაში 3-ჯერ მეტიც კია. აქაც, წინა ექსპერიმენტის შესაბამისად, რთულია განვსაზღვროთ შეესაბამება თუ არა ეს პიკი გვიან P3 კომპონენტს, თუმცა თუ ჩვენი მიზანი ამ ორი შემთხვევის დიფერენცირებაა, ამისთვის საკმარისი ინფორმაცია გავაჩნია.



სურ. 8: target და oddball მდგომარეობების შედარება პირველი ექსპერიმენტისთვის. გამჭვირვალე კონტურებით აღნიშნულია 95% ნდობის ინტერვალი.



სურ. 9: target და oddball მდგომარეობების შედარება მეორე ექსპერიმენტისთვის. გამჭვირვალე კონტურებით აღნიშნულია 95% ნდობის ინტერვალი.

ლიტერატურა

- Eggermont, Jos J. (Jan. 2023). "Chapter 2 - Setting the Stage: Cocktail Parties, Auditory Streaming, Mismatch Negativity, and Stimulus-Specific Adaptation". In: *Brain Responses to Auditory Mismatch and Novelty Detection*. Ed. by Jos J. Eggermont. Academic Press, pp. 37-59. ISBN: 978-0-443-15548-2. DOI: 10.1016/B978-0-443-15548-2.00002-8. (Visited on 02/14/2024).
- Huang, W.-J., W.-W. Chen, and X. Zhang (Apr. 2015). "The Neurophysiology of P 300-an Integrated Review". In: *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* 19.8, pp. 1480-1488. ISSN: 2284-0729.
- Kropotov, Juri D. (Jan. 2009). "Chapter 11 - Attention Networks". In: *Quantitative EEG, Event-Related Potentials and Neurotherapy*. Ed. by Juri D. Kropotov. San Diego: Academic Press, pp. 231-252. ISBN: 978-0-12-374512-5. DOI: 10.1016/B978-0-12-374512-5.00011-6. (Visited on 02/14/2024).
- May, Patrick J. C. and Hannu Tiitinen (Jan. 2010). "Mismatch Negativity (MMN), the Deviance-Elicited Auditory Deflection, Explained". In: *Psychophysiology* 47.1, pp. 66-122. ISSN: 1540-5958. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2009.00856.x.
- Müller-Putz, Gernot R. (Jan. 2020). "Chapter 18 - Electroencephalography". In: *Handbook of Clinical Neurology*. Ed. by Nick F. Ramsey and José del R. Millán. Vol. 168. Brain-Computer Interfaces. Elsevier, pp. 249-262. DOI: 10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4. (Visited on 02/14/2024).
- Näätänen, Risto and Terence Picton (July 1987). "The N1 Wave of the Human Electric and Magnetic Response to Sound: A Review and an Analysis of the Component Structure". In: *Psychophysiology* 24, pp. 375-425. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1987.tb00311.x.
- Nunez, Paul L. and Ramesh Srinivasan (2006). *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. 2nd ed. Oxford ; New York: Oxford University Press. ISBN: 978-0-19-505038-7.
- Perkin, G. David et al. (Jan. 2011). "Chapter 1 - Neurologic Investigation". In: *Atlas of Clinical Neurology (Third Edition)*. Ed. by G. David Perkin et al. Philadelphia: W.B. Saunders, pp. 1-27. ISBN: 978-0-323-03275-9. DOI: 10.1016/B978-0-323-03275-9.10001-7. (Visited on 02/14/2024).
- Pontifex, Matthew B. and Colt A. Coffman (2023). "Validation of the g.Tec Unicorn Hybrid Black Wireless EEG System". In: *Psychophysiology* 60.9, e14320. ISSN: 1469-8986. DOI: 10.1111/psyp.14320. (Visited on 12/19/2023).

- Ponton, C. W. et al. (Feb. 2000). "Maturation of Human Central Auditory System Activity: Evidence from Multi-Channel Evoked Potentials". In: *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 111.2, pp. 220-236. ISSN: 1388-2457. DOI: 10.1016/s1388-2457(99)00236-9.
- Sudhakar, Tejaswi D. et al. (Jan. 2018). "Chapter 16 - Intraoperative Neurophysiologic Monitoring in Brain Aneurysm Surgery". In: *Intracranial Aneurysms*. Ed. by Andrew J. Ringer. Academic Press, pp. 249-263. ISBN: 978-0-12-811740-8. DOI: 10.1016/B978-0-12-811740-8.00016-2. (Visited on 02/14/2024).
- Teodoro, T. et al. (June 2020). "Contingent Negative Variation: A Biomarker of Abnormal Attention in Functional Movement Disorders". In: *European Journal of Neurology* 27.6, pp. 985-994. ISSN: 1351-5101. DOI: 10.1111/ene.14189. (Visited on 02/14/2024).
- Teplan, M (2002). "FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT". In: *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW* 2.
- Velluti, Ricardo A. (Jan. 2008). "CHAPTER 4 - Auditory Information Processing during Sleep". In: *The Auditory System in Sleep*. Ed. by Ricardo A. Velluti. London: Academic Press, pp. 89-106. ISBN: 978-0-12-373890-5. DOI: 10.1016/B978-012373890-5.50007-7. (Visited on 02/14/2024).
- Woodman, Geoffrey F. (Nov. 2010). "A Brief Introduction to the Use of Event-Related Potentials in Studies of Perception and Attention". In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 72.8, pp. 2031-2046. ISSN: 1943-393X. DOI: 10.3758/BF03196680. (Visited on 12/01/2023).
- Yerlikaya, Deniz et al. (Nov. 2022). "The Reliability of P300 and the Influence of Age, Gender and Education Variables in a 50 Years and Older Normative Sample". In: *International Journal of Psychophysiology* 181, pp. 1-13. ISSN: 0167-8760. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2022.08.002. (Visited on 02/14/2024).