

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Nerijus Tamkevičius

**ŠVIESOS STIMULAIS IŠŠAUKTŲ SMEGENŲ VEIKLĄ
ATSPINDINČIŲ ELEKTROENCEFALOGRAMOS SIGNALŲ
ANALIZĖ**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Dr. Asta Kybartaitė-Žilienė

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
TELEKOMUNIKACIJŲ KATEDRA

**ŠVIESOS STIMULAIS IŠŠAUKTŲ SMEGENŲ VEIKLĄ
ATSPINDINČIŲ ELEKTROENCEFALOGRAMOS SIGNALŲ
ANALIZĖ**

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (kodas 621H16001)

Vadovas

(parašas) Dr. Asta Kybartaitė-Žilienė

(data)

Recenzentas

(parašas)

(data)

Projektą atliko

(parašas) Nerijus Tamkevičius

(data)

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Nerijus Tamkevičius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, kodas 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Šviesos stimulais iššauktų smegenų veiklą atspindinčių
elektroencefalogramos signalų analizė“

AKADEMINIO SĄŽININGUMO DEKLARACIJA

20 15 m. gegužės 31 d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Nerijaus Tamkevičiaus** baigiamasis projektas tema „Šviesos stimulais iššauktų smegenų veiklą atspindinčių elektroencefalogramos signalų analizė“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Tamkevičius N. Šviesos stimulais iššauktų smegenų veiklą atspindinčių elektroencefalogramos signalų analizė. Magistro baigiamasis projektas / vadovas Dr. Asta Kybartaitė-Žilienė; Kauno Technologijos Universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Kaunas, 2015. 38 psl.

SANTRAUKA

Elektrofiziologiniai įvykiai, atspindintys jutiminius arba kognityvinius įvykius smegenyse – vizualinius sukeltuosius potencialus (VSP) – užrašomi kaip trumpi vienfaziai nuokrypiai, įsiterpę į foninį elektroencefalografinį aktyvumą. VSP parametrų kiekybinio vertinimo metu gaunama smegenų procesų tyrimams naudinga informacija; taip pat jie ypač svarbūs klinikinei diagnostikai. Daugelio vidurkinimo metodų arba daugiamate analize paremtų skleidimo baigtinių bazinių funkcijų skaičiumi technikų taikymas tam tikslui turi rimtų trūkumų apdorojant VSP su kintančia latencija. Mūsų pasiūlytame skleidimu baigtinių bazinių funkcijų skaičiumi paremtame metode naudojamas bazinių funkcijų adaptyvus laiko poslinkis ir gaunamos geresnės kiekvieno stimulo atsako rekonstrukcijos.

Tamkevičius N. Analysis of light stimulus evoked potentials in electroencefalographic signals: Master's work in Biomedical Engineering / supervisor Dr. Asta Kybartaitė-Žilienė; Department of Electronic engineering, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Kaunas, 2015. 38 psl

SUMMARY

Electrophysiological events reflecting sensory or cognitive actions in the brain - visual evoked potentials (VEP) – are registered as brief monophasic deflections embedded in the background electroencefalographic activity. Quantitative evaluation of VEP's parameters provides useful information for studying the brain processes and is crucial in clinical diagnostics. Background EEG cancelation is the most important step in signal pre-processing. Various averaging approaches or multivariate analysis based truncated expansion technics applied for it has serious drawback when processing VEP's with varying latency. Our proposed truncated expansion based method uses adaptive time shift of basis functions and shows better reconstruction of every single sweep.

Turinys

Sutrumpinimų sąrašas.....	6
Įvadas	7
1.1 EEG signalų gavimas ir registravimas	8
1.2 Sukeltųjų potencialų tyrimas	11
1.3 Stimuliacijų parametrai	13
1.4 Sukeltųjų potencialų įrašymo metodai	14
1.5 Iššauktųjų potencialų kaita keičiantis metams	16
2. Daugiamatė duomenų analizė.....	18
2.1. Pagrindinių komponentų analizės teoriniai pagrindai	18
2.2 Trumpa pagrindinių komponentų analizės istorija	21
3. Vieno stimulo pateikimo vertinimas naudojant bazines funkcijas	23
3.1 Karhunen – Loeve skaidymas — optimaliomis bazinėmis funkcijomis	25
3.2 Reakcijos laikų nevienodumo įtaka.....	25
3.2 Svyravimai ištisiniame laiko signale	27
3.3 Svyravimai diskretaus laiko signaluose.....	27
4 Triukšmo mažinimas naudojant vidurkinimą skirtingais svoriais	27
4.1 Homogeninis vidurkinimas skirtingais svoriais	28
4.2 Vidurkinimas skirtingais svoriais interpretuotas kaip tiesinis filtravimas.....	29
4.3 Eksponentinis vidurkinimas	29
5 Metodo tyrimas panaudojant realius signalus	30
6 Rezultatų aptarimas	34
Išvados.....	36
Literatūros sąrašas	37
Priedai.....	38

Sutrumpinimų sąrašas

AR	Autoregresinis procesas (angl. <i>autoregressive process</i>)
cpl	Ciklas per laipsni (angl. Cycle per degree)
CRT	Katodinio vamzdžio monitorius (angl. Cathode ray tube)
EEG	Elektroencefalograma (angl. electroencephalogram)
EKG	Elektrokardiograma (angl. electrocardiogram)
ICA	Nepriklausomų komponentų analizė (angl. independent component analysis)
LCD	Skystųjų kristalų monitorius (angl. Liquid-crystal display)
PK	Pagrindinė komponentė (angl. principal component)
PKA	Pagrindinių komponentų analizė (angl. principal component analysis)
SP	Sukeltas potencialas (angl. evoked potentials)
VEP	Vizualiai sukelti potencialai (angl. visual evoked potential)
VRS	Vienetinės reikšmės skaidymas (angl.)
VSP	Vizualiai sukelti potencialai (angl. visual evoked potential)

Išvadas

Vizualiai sukeltieji potencialai (VSP) – tai elektrofiziologinio tyrimo metu užfiksuoti smegenyse vykstantys jutiminiai arba kognityviniai įvykiai. Jie užrašomi, kaip trumpi vienfaziai nuokrypiai, įsiterpę į foninį elektroencefalografinį (EEG) aktyvumą [10]. Kiekybiškai vertinant vizualiai sukeltųjų potencialų (VSP) parametrus (pvz., latenciją ir pagrindinių teigiamų ir neigiamų pikų amplitudę), gaunama vertinga informacija apie smegenyse vykstančius procesus; šių parametrų kiekybinis vertinimas, ypač svarbus klinikinei diagnostikai, kuri remiasi daugybės kognityvinės neurofiziologijos aspektų supratimu [11]. VSP turinčių signalų analizė paprastai pradedama nuo fragmentų, kuriuose galiausiai atsiranda kvaziperiodiniai komponentai, atrankos ir jų amplitudės didinimo per stochastinį foną, naudojant vidurkinimą skirtingais svoriais arba daugiamatę analizę, paremtą skleidimu baigtinių bazinių funkcijų skaičiumi. Sörnmo ir Laguna [3] darbe pademonstravo, kad signalo deterministinius komponentus nuo nulinio vidurkio signalo galima atskirti su signalo skleidimu baigtinių bazinių funkcijų skaičiumi, panaudojus Karhunen–Loève transformaciją. Pirmosios bazinės funkcijos (kovariacijos matricos tikriniai vektoriai) visada yra deterministinė signalo dalis; likusios funkcijos yra nulinio vidurkio triukšmas. Toks skleidimas baigtinių bazinių funkcijų skaičiumi, veiksmingas tik tuo atveju, jeigu visu analizuojamu laikotarpiu VSP skirtingi laiko momentai (latencija) yra stabilūs. Tačiau, labai tikėtina, kad būtent latencija keisis patologinėse situacijose ir jos įverčiai būtų labai vertingi diagnostikai. Todėl šio darbo tikslas: Sukurti daugiamatę analizę grįstą šviesos stimulais iššauktų potencialų laikinių ir morfologinių vertinimų metodiką.

Uždaviniai:

- Sukurti daugiamatę analizę grįstą deterministinės kvaziperiodinio signalo dalies išskyrimo iš atsitiktinio triukšmo algoritmą;
- Ištirti nestacionaraus laike kvaziperiodinio signalo skleidimo ortogonalios bazinės funkcijos ypatybes;
- Sukurti signalo aprašymui skirtą ortogonalios bazinių funkcijų laiko poslinkio optimizavimo algoritmą;
- Sukurti vienetinių šviesos stimulų iššauktų potencialų optimalaus atvaizdavimo ir įvertinimo algoritmą.

1. Problemos analizė

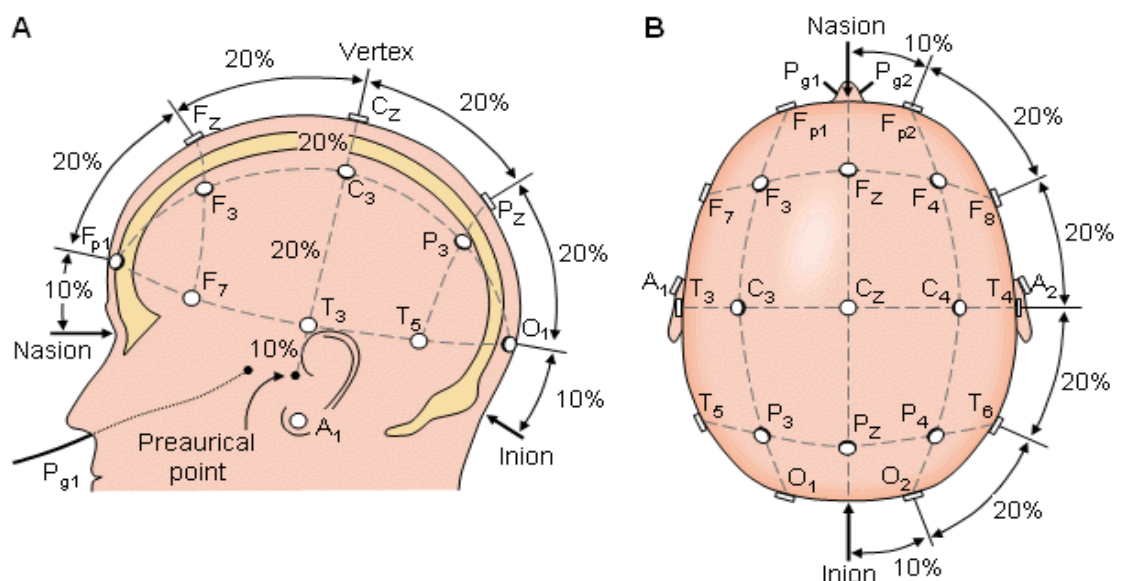
1.1 EEG signalų gavimas ir registravimas

Smegenų žievei yra būdingas nuolatinis elektrinis aktyvumas – smegenų žievės neuronų veiklos atspindys. Kitaip sakant, tai yra postsinapsinių potencialų generavimo padarinys, kuris registruojamas naudojant elektroencefalogramą (EEG). Smegenų žievės potencialai (EEG) registruojami ant galvos paviršiaus uždedant elektrodus. Elektroencefalogramos registravimui yra naudojami trys pagrindiniai metodai:

1. Invazinis registravimas – tai elektrodų įvedimas į smegenų nervinį audinį.
2. Elektrokortikograma – tai elektrodų uždėjimas ant atviro smegenų paviršiaus.
3. Neinvazinis registravimas – tai elektrodų uždėjimas ant galvos paviršiaus.

Elektroencefalogramos tyrimas atliekamas dviem metodais. Pirmasis yra smegenų elektrinio aktyvumo registravimas be papildomų stimuliavimų, o antrasis metodas yra registruojamas kaip atsakas į stimulus (šviesos blyksnius, garsą ir kt.) [2]

Siekiant išvengti žymaus rezultatų variabiliškumo bei norint palyginti skirtingose laboratorijose užrašytas smegenų veiklą atspindinčias elektroencefalogramas, yra nustatyti standartiniai registravimo taškai, dar kitaip vadinama 10/20 sistema.[1]



1.1 pav. Standartiniai EEG rašymo taškai [2].

1.1 Pav. pateikti standartiniai elektroencefalogramos registravimo taškai. A – galvos vaizdas iš šono, B – galvos vaizdas iš viršaus. Registracijos yra žymimos atitinkamomis raidėmis: F – frontalinė (kaktos), C – centrinė; P – parietalinė (viršugalvio), O – okipitalinė (pakaušio). Aktyvaus taško registravimas neaktyvaus taško (pvz., ausies spenelio) atžvilgiu vadinamas vienpoliu, registruojant tarp dviejų aktyvių taškų vadinamas dvipoliu [2]

Elektroencefalogramos registravimo metu elektrodai išdėliojami priklausomai nuo tyrimo paskirties. Pagrindinės elektrodų išdėstymo vietos yra kaktinė, centrinė, smilkininė, viršugalvio ir pakaušio sritys. EEG dažniausia registruojama naudojant 6 – 32 kanalų elektroencefalografus. [1]

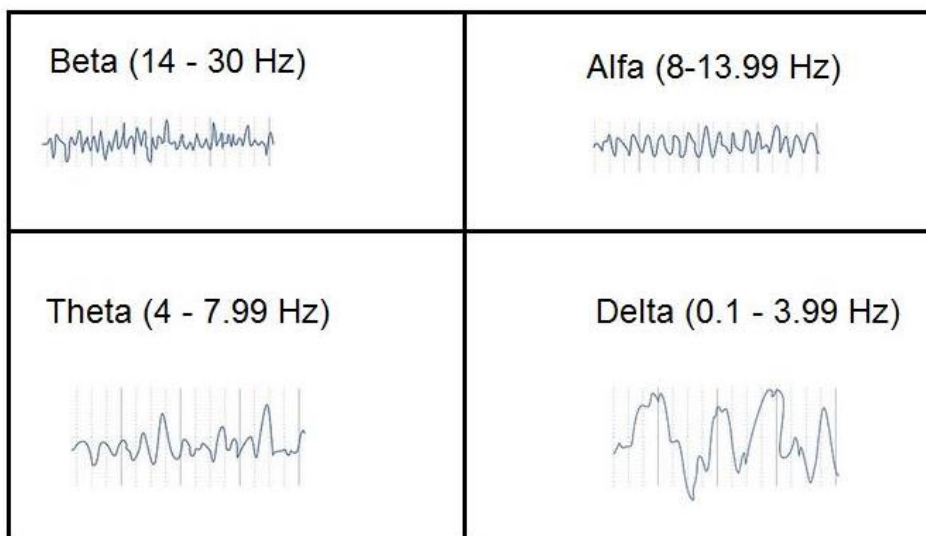
Registruojami signalai yra mikrovoltų eilės, kurie yra 10 kartų mažesni už širdies potencialus – elektrokardiogramą (EKG). EEG signalo dažniu juosta svyruoja nuo 0 iki 100 Hz, o EEG amplitudės nuo 2 iki 100 μ V. [6]. Tokie signalai – labai jautrūs trukdžiams. Trukdžiai gali būti techniniai (poliarizaciniai elektrodų potencialai, elektros tinklo 50 Hz indukcija) arba fiziologiniai (raumenų biopotencialai, akių judesių potencialai). Norint išvengti elektromagnetinių trukdžių, geriausia būtų tyrimus atlikti ekranuojamoje (Faradėjaus) patalpoje. Raumenų biopotencialai (ektromiograma – EMG) mažinami, pacientą pasodinus patogioje kėdėje, arba paguldžius, kad galėtų visiškai atsipalaiduoti.[2]

EEG užrašoma naudojant elektroencefalografą. Potencialai sustiprinami diferenciniais stiprintuvais. Būtent tokie stiprintuvai, padeda užrašyti tiek vienpoles, tiek dvipoles registracijas (nuvedimus). Rašant vienpoles derivacijas, aktyviųjų taškų potencialai nuvedami vieno bendro neaktyvaus elektrodo atžvilgiu (pvz., pakaušio sritis ausies spenelio atžvilgiu). Registruojant dvipoles derivacijas, nuvedamas potencialų skirtumas tarp dviejų aktyviųjų elektrodų. Vienpolių registravimų amplitudė yra didesnė nei dvipolių, be to, jie geriau parodo potencialo poliškumą ir vietą žievės paviršiuje. Tačiau, dvipolės registracijos mažiau jautrios trukdžiams ir yra tinkamesnės žievės aktyvumui palyginti simetriškuose galvos taškuose [3].

Pakaušiniai elektrodai turėtų būti išdėstyti kaulėtuose vietose atsižvelgiant į galvos dydį pagal tarptautinę 10/20 sistemą. Priešakinės/užpakalinės vidurio linijos išmatavimai yra atliekami tarp (nasion) ir pakaušio gumburo viršūnės. Aktyvus elektrodas yra uždedamas pakaušyje virš regimosios žievės prie (Oz), o informatyvus elektrodas kaktinėje srityje prie (Fz). Atskiras elektrodas, turėtų būti prijungtas prie reliatyviai nesvarbios vietos bei sujungtas su žeme. Taip pat, elektrodai turi gerai kontaktuoti su galvos oda, kad varža nebūtų didesnė, kaip 10 k Ω . [4]. EEG registravimo metu pasirinktuose galvos taškuose praskiriami plaukai, oda turi būti nuvaloma, o

elektrodai sutepami specialiu geliu, kad užtikrintu gerą ir stabilų elektrinį ryšį. Toliau jie uždedami paruošiose vietose, jei tyrimas užtrunka ilgiau, tuomet elektrodus tiesiog būtina priklijuoti [1].

Ramybės būsenos metu, atsipalaidavus ir užsimerkus, rašomos vidutinės amplitudės (apie 50 μV), vidutinio dažnio (8 – 13Hz) ritmiškos bangos. Jos vadinamos alfa (α) ritmu (1.2 pav.). Ryškiausios jos yra pakaušio srityje. Didelė svyravimų amplitudė rodo, kad nemaža žievės neuronų dalis aktyvinama beveik kartu, sinchroniškai. Tokia EEG vadinama sinchronizuota. [1], [2].



1.2 pav. Užrašytos keturios EEG bangos

Atsimerkus ir perėjus į aktyvesnę būseną, α ritmas nyksta, o jo vietoje formuojasi mažos amplitudės (20 μV), dažnesni (13 – 30Hz), neritmiški svyravimai 1.2 Pav. Jie vadinami beta (β) aktyvumu ir ryškiausi yra kaktinėje srityje. Toks perėjimas nuo lėtesnių, didesnės amplitudės bangų prie dažnesnių, mažesnės amplitudės bangų vadinamas desinchronizacija, arba aktyvacija, nes žievės neuronų impulsinio aktyvavimo dažnis didėja, o sinchroniškumas mažėja. Panašia desinchronizuotą EEG gali sukelti šviesos, garso ir kiti sensoriniai dirgikliai, taip pat fizinis arba protinis aktyvumas. [1], [2].

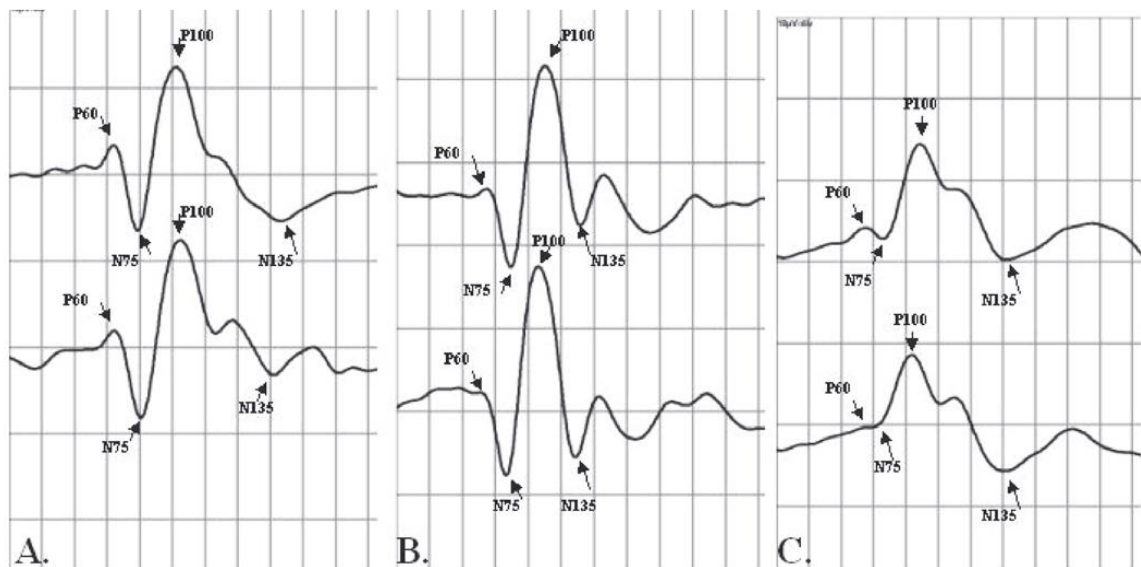
Jei žmogus, iš ramybės būsenos, nepereina į aktyvesnę būseną, bet pasineria, dar į ramesnę (pvz., užmiega), tai (α) bangos išnyksta ir atsiranda mažo dažnio, bet didesnės amplitudės EEG bangos. Pirmąją miego stadiją rašoma teta (θ) bangos, o trečiąją stadiją – lėtosios delta (δ) bangos. Tačiau, paradoksinio miego metu, EEG yra panaši į būdravimo arba pirmosios miego stadijos. [1], [2].

1.2 Sukeltųjų potencialų tyrimas

Sukeltieji potencialai – tai smegenų elektrinio aktyvumo potencialai, sukelti naudojant jutiminius arba kognityvinius stimulus, ir yra registruojami, kaip atsakai į konkretų dirgiklį. Dažniausiai registruojami regos, klausos ir somatosensoriniai sukeltieji potencialai, t.y. trumpi (momentiniai) EEG atsakai į dirgiklį. Registruojant sukeltąjį regos potencialą, pasirenkama pakaušio EEG, nes būtent ten yra regėjimo žievės sritis. Dirgikliu laikomas šviesos blyksnis arba ekrane rodomų besimainančių šachmatų lentos stimulai. Kai juodi langeliai keičiasi į baltais, o balti į juodus [3].

Pavienio sukeltojo potencialo pastebėti beveik neįmanoma, nes jo amplitudė yra daug mažesnė už foninės EEG. Dėl šios priežasties, sukeltajam potencialui išskirti, naudojama daugelio atsakų sumavimo ir vidurkinimo metodas. Todėl tuoj po dirgiklio registruojama 0,25 – 0,5 ms atkarpa įrašoma į atmintį. Kartotinių dirgiklių sukelti atsakai pridedami prie atmintyje jau esančių. Sumuojant iššauktuosius potencialus amplitudė didėja, o nuo dirgiklio nepriklausančių foninės EEG potencialų amplitudė mažėja, nes atsitiktinės teigiamos ir neigiamos bangos naikina viena kitą. Sudėjus 50 – 100 ar daugiau atsakų išryškėja vidutinis sukeltas potencialas. Šviesos stimulų sukeltame potenciale geriausiai matomos bangos, atsirandančios apie 100 ms po dirgiklio. [3]

Šis tyrimas atspindi regos nervo bei dalinai centrinės tinklainės dalies funkcijas. Regos sukeltųjų potencialų nomenklatūrą sudaro trys pagrindinės bangos - N75, P100, N135. Klinikinėje praktikoje didžiausią reikšmę turi P100 bangos latentiškumas ir amplitudė. Latentiškumas matuojamas (milisekundėmis) nuo signalo registracijos pradžios iki P100 bangos piko, o P100 bangos amplitudė (mikrovoltais) matuojama nuo N75 bangos piko iki P100 bangos piko [5].



1.3 pav. Regos sukeltų potencialų tyrimo metu registruojamas bangų kompleksas. A. – stimulo erdvinis dažnis 9 cpl; B. – stimulo erdvinis dažnis 2,4 cpl; C. Stimulo erdvinis dažnis 0,6 cpl (langelio aukštis – 10 μ V, plotis – 25 ms). Tyrimas kartotas 2 kartus tam pačiam tiriamajam. Stimuliuojant 0,6 cpl nėra išreikštos N75 bangos [5].

Stimuliavimui dažniausiai naudojami šablonai, turintys vienoje arba dvejose dimensijose erdvinę struktūrą. Tokius šablonus apibūdina erdvinio dažnio, šviesumo, šviesinio ar spalvinio kontrasto, orientacijos, užimamo regos lauko dydžio bei padėties regimajame lauke parametrai. Erdvinis dažnis ir šviesinis kontrastas yra pagrindinis atraminis aspektas, o jų tarpusavio sąsaja nusako didžiąją dalį vizualinės informacijos. Vienoje dimensijoje struktūrizuotas stimulus – baltos ir juodos juostelės, kurių perėjimas iš tamsios juostos į šviesią gali būti staigus arba laipsniškas. Šviesinio kontrasto erdvinį ciklą sudaro kontrastingos juostos (viena juoda ir viena balta juosta), kurių dažnis atspindintis juostų plotį išreiškiamas ciklais per laipsnį (cpl). Toks stimulus turi dažnių spektrą, kurio dedamosios grupuojasi tik aplink vienos dimensijos bazinį erdvinį dažnį. Dviejų dimensijų stimulus paprastai būna šachmatų lentos tipo. Tokio tipo stimulus turi sudėtingą dviejų dimensijų erdvinį dažnių spektrą, kurio parametrus įtakoja langelių dydžiai. Visais atvejais regimoji stimuliacija vyksta kontrasto fazėi keičiantis 180° , o bendras stimulus šviesumas išlieka nepakitęs [5].

Yra teigiama, kad regos sistemą sudaro kanalai, kurie yra selektyvūs tam tikro erdvinio dažnio oktavai [5]. Stimulo erdvinio dažnio įtaka, dažniausiai nagrinėjama, remiantis P100 banga, kuri laikoma svarbiausia ir stabiliausia iš visų trijų. Stimulo erdvinis dažnis lemia P100 bangos latentiškumą pagal U formos funkciją, o trumpiausias latentiškumas pasiekiamas naudojant 2 – 4

ciklą per laipsnį (cpl) erdvinį dažnį. Stimulo erdvinio dažnio įtaka P100 bangos amplitudei kelia daugiau abejonių, nes kai kurie autoriai, nagrinėjantys bangas, aprašo panašią U formos funkciją, o kiti autoriai tokios priklausomybės neranda [5].

N75 banga yra mažiau tyrinėta ir analizuota. Žinoma, jog stimuliuojant žemais erdviniais dažniais ši banga yra neišreikšta, atsiranda stimuliuojant vidutinių erdvininių dažnių stimulais, ir sudaro didesnę P100 bangos amplitudės dalį stimuliuojant aukštesnių erdvininių dažnių stimulais, t. y. erdvinio dažnio funkcija skiriasi nuo P100 bangos. Tyrinėjant žievinius regos sukeltų potencialų generatorius nustatyta, kad N75 ir P100 bangų šaltiniai skiriasi, o regėjimo aštrumo pablogėjimas skirtingai sąlygoja N75 ir P100 bangų amplitudes ir latentiskumus. Bangos P100 ir N75, taip pat, įtakoja ir tiriamojo objekto amžius. Jei P100 bangos latentiskumas su amžiumi kinta pagal U formos funkciją, tai N75 bangos latentiskumas senstant tolygiai ilgėja. Kitų autorių duomenimis amžius didesnę įtaką daro P100 bangos latentiskumui aukštuose erdviniuose dažniuose, o P100 bangos amplitudei žymesnės įtakos neturi. Klinikinėje praktikoje regos sukeltų potencialų tyrimas dažniausiai taikomas išsėtinės sklerozės ar optinio neurito diagnostikoje, t. y. ligoms, dažniau pasireiškiančioms jaunesnio amžiaus žmonėms. Dauguma tyrimų atlikti su jaunesnio amžiaus žmonėmis, tačiau šie rezultatai gali skirtis tarp amžiaus grupių. Regos sukeltų potencialų tyrimai taikomi ir sergantiesiems ligomis, pasireiškiančiomis vyresniame amžiuje (Alzhaimerio, Parkinsono ligos, glaukoma, išeminė optikopatija) [5].

1.3 Stimuliacijų parametrai

Yra dvi pagrindinės vizualiai iššauktųjų potencialų stimuliacijos klasės: šabloninės ir žybsninės. Šabloninis stimuliavimas – didelio kontrasto baltos ir juodos spalvų šachmatiškas išdėliojimas (angl. *checkerboard*). Stebėjimo atstumas dažniausiai yra nuo 50 iki 150 cm, taip pat, gali būti priderintas išgauti atitinkamam lauko dydžiui ir turi būti suderintas su fiziniu rodomojo ekrano dydžiu [4].

Šabloninis stimuliavimas, apibūdinamas vieno regimojo kampo laipsninis, ar minutėmis lankinio patikrinimo nukreipto į akį. Vienas laipsnis yra lygus 60 min. Standartiniam vizualiai iššauktųjų potencialų šablonui yra naudojami du patikrinamieji elementų dydžiai, kurie turėtų būti: $1^\circ \pm 20\%$ ir $0.25^\circ \pm 20\%$ kiekvienai pusei. Visi patikrinimai turėtų būti kvadratiniai ir juose turėtų būti po lygiai juodų ir baltų langelių. Nors nebūtina naudoti kvadratinį lauką, bet kraštinių santykis tarp ilgio ir pločio turėtų neperžengti 4:3 santykio. Stimuliuojančio lauko dydis, turėtų būti specifikuotas laipsniškai regimajam kampui, kartu su lauko formos indikacijomis (pvz.

stačiakampis laukas $A \times B$ ar apskritas laukas c diametru arba laipsniais). Naudojami fiksuoti taškai, turėtų būti rodomi nurodytuose keturių langelių kampuose, kurie yra to lauko centre [4], [8].

Vidutinis lauko šviesumas turėtų būti 50 cd m^{-2} ($40 - 60 \text{ cd m}^{-2}$), o kontrastas tarp juodų ir baltų kvadratėlių, didesnis nei 80 %. Stimuliacijos šviesumas ir kontrastingumas, turėtų būti nekintantis tiek centre, tiek lauko pakraščiuose. Tačiau, mes žinome, kad dauguma optinių ir elektroninių sistemų nepateikia nekintamo šviesumo ar kontrastingumo laukų. Todėl 30 % nukrypimas tarp centro ir krašto yra priimtinas. Fono šviesumas, esantis už stimuliacijos lauko ribų, nėra kritiškai svarbus rezultatams. Šviesumas, turėtų būti vienodas vidutiniam apšvietimui ir maždaug, lygus vidutiniškam stimuliacijos šviesumui [4], [8].

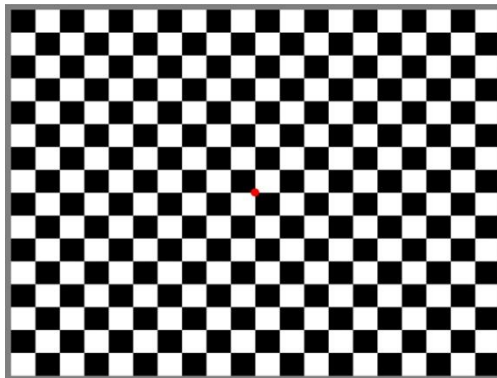
Atvirkštinio šablono protokole, balti ir juodi laukeliai keičiasi netikėtai (pvz. juodas į baltą – baltas į juodą) ir pakartotinai specifinių kartų skaičių per sekundę greičiu. Neturi būti jokių pasikeitimų ekrano apšvietime, kuriame yra toks pat skaičius juodų ir baltų elementų bei jokio trumpalaikio apšvietimo pasikeitimo, vykdant atvirkštinio šablono tyrimą. Didelio laukelio (1°) ir mažo laukelio (0.25°) stimuliacija yra apibūdinama pagal laukelio plotį (matymo kampą), stimuliavimo stiprumą (atvirkštinių pasikeitimų per sekundę skaičiaus), vidutinio šviesumo, šablonų kontrastingumo ir lauko dydžio. Dviejų pasikeitimų greitis per sekundę (± 10 procentų), turėtų leisti panaudoti atvirkštinio šablono VEP standartą. (Kiekvienas pilnas ratas yra sudarytas iš dviejų atvirkštinių pasikeitimų, todėl tai sudaro maždaug 1 Hz dažnį) [4], [8].

Žybsninė stimuliacija, turėtų sukelti reakciją panaudojant trumpalaikį žybsnį, kuris būtų bent 20° priešingas regimajam laukui atsiradęs blausiai apšviestoje patalpoje. Žybsninio stimuliavimo stiprumas (bendrojo laiko apšvietimas) turėtų būti (2.7-3.3) foto noninių žvakių kvadratiname metre per sekundę (cd, s, m^2). Tai galima pasiekti, pasinaudojant žybsinčiu ekranu, rankoje laikoma stroboskopine lempute. Žybsnių greitis turėtų būti 1 žybsnis per sekundę (1 Hz, ± 10 procentų) [4], [8].

1.4 Sukeltųjų potencialų įrašymo metodai

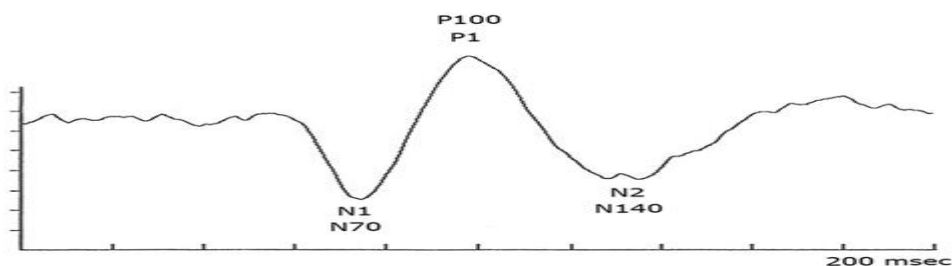
Tyrimo laikas dažniausiai yra tarp 200 – 500 milisekundžių nuo kiekvieno stimulo pradžios. Tiriant kūdikius, tyrimo laikas turėtų būti 300 milisekundžių arba ilgesnis, nes VSP komponentų piko trukmė gali būti ilgesnė dėl ankstyvo brendimo. Daugumos vaikų ir suaugusiųjų tyrimo laikas gali būti 250 milisekundės ar ilgesnis. Dažniausia sustiprintojo praeinamumo dažnio ribos būna tarp 1 Hz ir 100 Hz. Sustiprintojo jautrumo nustatymai svyruoja nuo $\pm 10 \mu\text{V}$ tinkamo vyresniems

vaikams ir suaugusiesiems, ir +/- 20 to 50 μ V kūdikiams, jauniems vaikams. Kartais jautrumo nustatymai turi būti pakeisti, kad prisitaikytu prie didesnės EEG įtampos visose amžiaus grupėse. [4].



1.4 pav. Šachmatinės lentos šablonas su raudonu fiksuotu tašku. [4].

Dažniausiai yra naudojamas šachmatinės lentos šablonas, kuris apsiverčia kas pusę sekundės. Atvirkštinio šablono stimuliavimas yra lengviausias stimuliavimas, nes yra daugiau skirtingų asmenų VSP patikimumas, nei su žybsnine. Keletas tyrimų centrų sukūrė atvirkštinio šablono stimuliaciją 1970 metais, įskaitant, A. M. Hallyday karalienės kvadratą Londone ir Lorrin'ą A. Riggs Brauno universitete. Iš pradžių, Halliday šachmatinės lentos šabloną uždėjo atvirkščiai ant permatomo ekrano su dviem projektoriais, kurie rodė atvirkštinius šachmatinės lentos vaizdus. Kamerų langinės ant abiejų projektorių valdė rodymą kiekvienos šachmatinės lentos pakeisdamos jas 2 kartus per sekundę. Pradžioje, Riggs suprojektavo kintamuosius, vertikalias juostas, pasinaudodamas atvirkštinio veidrodžio sistema.



1.5 pav. Tipinis normalaus atvirkštinio šablono VSP įrašytas iš vidurio pakaušio galvos odos naudojant šachmatinės lentos atvirkštinį stimuliavimą. [4].

Naudojantis katodinio vamzdžio monitoriais, (CRT) beveik visi, kurie turi normalią regą rodo beveik panašius sukeltuosius potencialus naudojant atvirkštinio šablono stimuliaciją. Yra didelis neigiamas komponento išsikišimas piko metu maždaug 70 ms (N1(1.5 pav.)), didesnės amplitudės teigiamas komponentas maždaug 100 ms (P1 (1.5 pav.)) ir daug labiau kintantis

neigiamas komponentas 140 ms (N2 (1.5 pav.)). Svarbesnis VSP komponentas yra teigiama banga, kurios pikas yra 100 milisekundę (1.5 pav.). Šis „P100“ arba P1 iššaukiamųjų potencialų žargonas (angl. *jargon*) yra labai patikimas ir stabilus tarp asmenų nuo 5 iki 60 metų amžiaus. Tai reiškia, kad pikas P100 sulėtėja mažiausiai vieną milisekundę per dešimtmetį tarp asmenų nuo 5 iki 60 metų [4].

Video monitoriai, kurie sukuria ryškesnius, greičiau besikeičiančius šablonus, tokie kaip skystųjų kristalų monitoriai (LCD) – iššaukia geresnius VSP, nei katodinio vamzdžio monitoriai. „P100“ ar P1 komponentai yra daug greitesni naudojant skystųjų kristalų monitorių (LCD), nes iššaukiant P1 piką laikas yra mažesnis nei 90 milisekundžių. Stimuliacijos parametų kintamumas yra svarbiausia priežastis, dėl kurios kiekvienas tyrimų centras, turėtų sudaryti savo normatyvinius duomenis, net jei gamintojai pateikia tokius duomenis [4].

VSP bangų forma, amplitudė ir piko laikai priklauso nuo stimuliacijos parametų. Trumpalaikiai VSP yra įrašomi naudojant parametrus 3 sekundėms ar mažiau. Trumpalaikio šablono VSP turi komponentus, kuriais galima sekti branda, patologines sąlygas ir prisitaikymo pasikeitimą. Žybsnių iššaukiami VSP yra patikimi, tačiau jie kinta priklausomai nuo pacientų.

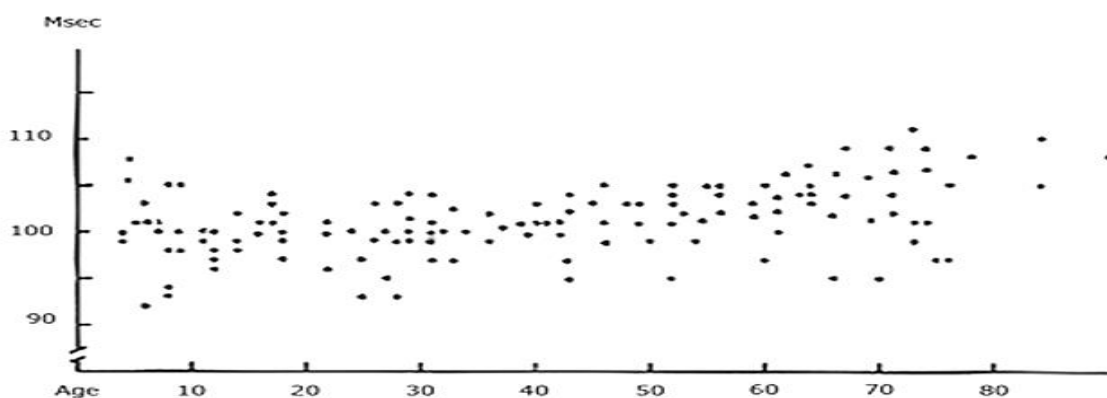
Dar vienas atvirkštinio šablono VSP privalumas yra tas, kad jis turi mažesnę P1 komponento nukrypimą (maždaug 6 ms). P110 komponentas žybsnine VSP ir neigiamas N110 komponentas (onset) šablono VSP turi standartinį maždaug 10 ms nukrypimą, [7].

1.5 Iššauktųjų potencialų kaita keičiantis metams

Trijų metų amžiaus vaikams, dažniausiai leidžiama naudoti tuos pačius įrašymų parametrus, kaip ir suaugusiems asmenims. Žinant, kad vaiko regos sistema nėra pakankamai išsivysčiusi, dažnai susiduriama dar su viena problema, kuri įtakoja bandymų eigą. Problema yra ta, kad jaunesni nei trijų metų vaikai negali ilgai išlaikyti fiksacijos. Mažesniems nei trijų metų vaikams, apžiūroje su anestezija, dėl traumos, ar dėl kitų problemų, kurios sukelia prastą regėjimą, gali prireikti naudoti žybsninę stimuliaciją, kurią sukeltų žybsninė šviesa ar LED žybsėjimas. Tinklainės vystymasis, žievinių ląstelių tankumas, mialenaciją (angl. *myelination*) ir regimasis ryškumas yra pakankamai panašus į suaugusiojo, kai vaikas pasiekia penkių metų amžiaus ribą, ir gali sudaryti tokias pačias VEP bangas, kaip ir suaugusieji. Reiktų nepamiršti fakto, kad paauglystėje atsiranda pakitimai, kurie turi subtilų poveikį sukeltiesiems potencialams [8].

Todėl, dėsningiausi ir labiausiai pastebimi pasikeitimai, vyksta per pirmus kelis metus po gimimo. Taip, kaip bręsta „P1“ komponentas, žybsniniame sukeltajame potenciale gali būti įrašytas 5 – ių mėnesių kūdikio rodmenys, kai piko laikas yra mažesnis nei 200 ms. Sukeltojo potencialo formą ir sudėtingumas greitai keičiasi per pirmus penkis mėnesius. Kai kūdikis auga ir bręsta, P100 banga atsiranda vis anksčiau ir ankščiau, todėl pasiekus 4-5 metus piko laikas sumažėja iki 100 ms, naudojant atvirkštinio šablono stimuliavimą, ir iki 110 ms, naudojant žybsninę stimuliaciją. Piko laikas išlieka beveik visą suaugusiojo gyvenimą, be žybaus pasikeitimo, tol, kol suaugusiajam sukanka 55 metai [8].

Sukeltųjų potencialų komponentai po truputį keičiasi po 55-ųjų gyvenimo metų, kai amplitudė didėja ir sulėtina P1 komponentą. Todėl, būtina išskirti du gyvenimo etapus, kurie labiausiai kinta sukeltųjų potencialų fiziologijoje. Tai yra pirmieji gyvenimo bei ankstyvo brendimo metai ir senstant – nuo 60 – ies metų. Senstančių suaugusiųjų pasikeitimai, būna didesni, nei augančių vaikų. 6 paveikslėlyje galima pamatyti pavyzdžius P100 bangos piko išsidėstymą, keičiantis metams [8].



1.6 pav. Atvirkštinio šablono sukeltojo potencialo P100 bangos piko laiko išsibarstymas įrašytas iš normalių asmenų, kurių amžius yra nuo 5 iki 90 metų. [8].

P100 bangos piko žybsninio ir šabloninio stimuliavimo amplitudėje geriausias yra pasiekus 7 – 8 metų amžių. Smegenis pasiekia 90% suaugusiojo dydžio, maždaug, 6-ais gyvenimo metais. Paauglystė – tas laikas, kai smegenys yra didžiausios palyginus su kaukolę, skalpu (angl. *scalp*) ir raumenų tankumu. Kai vaikai pasiekia paauglystę ir bręsta, šie audiniai tankėja, padidindami smegenų signalų įrašymą viršutinėje pakaušio dalyje. Sukeltojo potencialo amplitudė ir greitis lieka stabilus iki 28 metų, o tada amplitudės pradeda didėti [8].

Sukeltojo potencialo įrašymą, vidurinėje pakaušio dalyje, maždaug 90% atspindi centrinis 10 laipsnių regimasis laukas. 10 laipsnių laukas yra didžiausias regimasis laukas, kurį suteikia

viršutinė pakaušinė žievė. Kad ir koks metodas būtų naudojamas yra svarbu, kad kiekvienas tyrimų centras pakartotų kiekvieno žmogaus bandymus ir surinktų normatyvinius duomenis. Kiekvienas asmuo, turėtų būti pasodintas tuo pačiu atstumu nuo regimojo stimulatoriaus, bei kambario apšvietimas būtų toks pat [8].

2. Daugiamatė duomenų analizė

Daugiamatė duomenų analizė padeda atskleisti sudėtingais ir dažniausiai žmogui nežinomais tarpusavio ryšiais susietas daugiamačių duomenų atspindimas objektų savybes. Pagrindinis daugiamatės analizės tikslas – duomenų atvaizdavimo dimensiškumo mažinimas, išsaugant esminius atvaizduojamo objekto požymius. Tačiau, mažinant duomenų atvaizdavimo dimensiškumą, neišvengiamai prarandama dalis informacijos. Todėl, ieškoma metodų, leidžiančių minimizuoti šiuos praradimus. Yra sukurta keletas universalių daugiamatės analizės metodų, grįstų ieškomų naujų apibendrintų kintamųjų ortogonalumo arba nepriklausomumo sąlygomis. Tai pagrindinių komponentų analizė (angl. *principal component analysis*) ir nepriklausomų komponentų analizė (angl. *independent component analysis*).

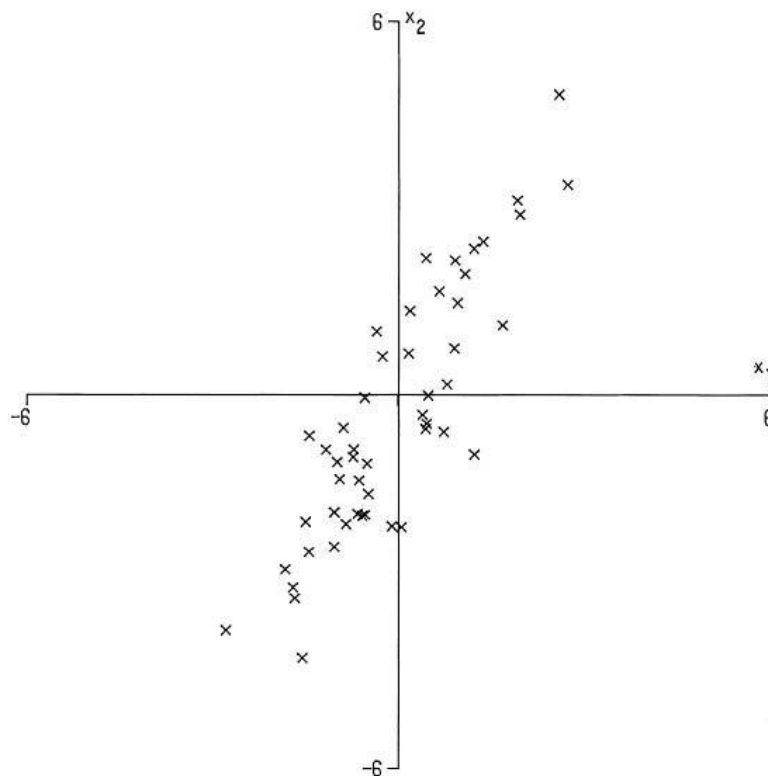
Pagrindinių komponentų analizės (PKA) metodo esmė – sumažinti duomenų dimensiškumą, apjungiant tarpusavyje koreliuotus kintamuosius. Transformuojant sukurama naujų kintamųjų erdvė, kurią sudaro nekoreliuotos pagrindinės komponentės (PK). Skaičiuojant, jos išdėstomos atspindimos signalo energijos (dispersijos) mažėjimo tvarka. Todėl kelios pirmosios komponentės, paprastai atspindi vos ne visą originalių kintamųjų dispersiją [9].

Tolimesniuose skyreliuose pateikiamas bendras teorinis PKA aprašymas bei šiuo metodo kūrimo ir taikymo istorija.

2.1. Pagrindinių komponentų analizės teoriniai pagrindai

Tarkime, kad p atsitiktinių kintamųjų vektorius yra x ir, kad reikia rasti p atsitiktinių kintamųjų nuokrypius ir kovariacijų struktūrą arba koreliacijas tarp p kintamųjų. Išskyrus tuos atvejus, kai p yra mažas arba struktūra – labai paprasta, dažniausiai neužteks tik peržiūrėti visus p kintamuosius ir visas $\frac{1}{2}p(p-1)$ koreliacijas arba kovariacijas. Tačiau būtų galima

ieškoti kelių ($\ll p$) išvestų kintamųjų, išlaikiusių daugiausiai informacijos apie šiuos nuokrypius ir koreliacijas arba kovariacijas [9].



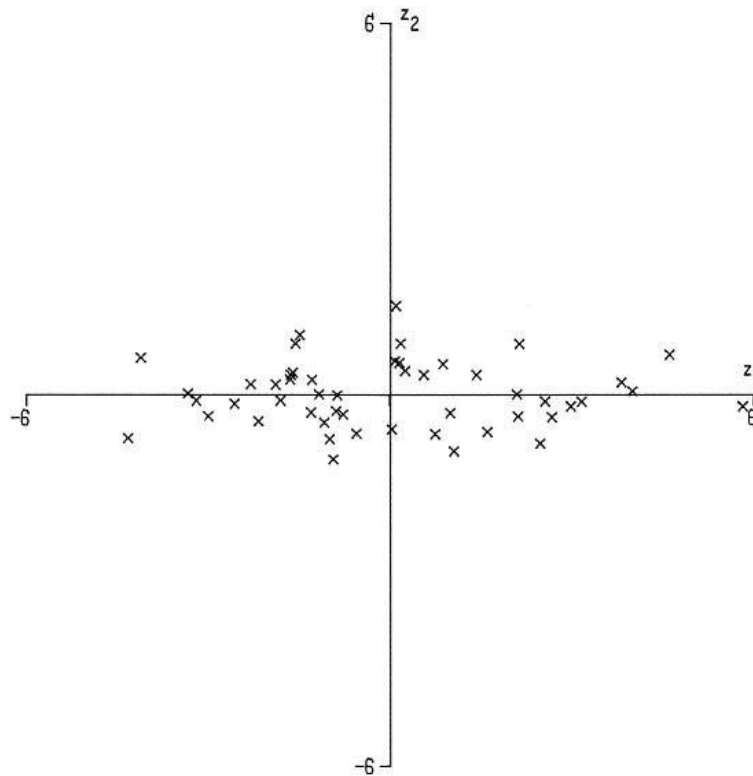
2.1 pav. Dviejų kintamųjų x_1, x_2 50 stebėjimų grafikas [9].

Nors pagrindinių komponentų analizėje kovariacijos ir koreliacijos neignoruojamos, tačiau joje susitelkiama ties nuokrypiais. Pirmiausia reikia rasti x elementų su maksimalia dispersija, tiesinę funkciją $\alpha'_1 x$, kur α_1 yra p konstantų $\alpha_{11}, \alpha_{12}, \dots, \alpha_{1p}$ vektorius, o $'$ reiškia transponavimą, kai:

$$\alpha'_1 x'_1 = \alpha_{11}x_1 + \alpha_{12}x_2 + \dots + \alpha_{1p}x_p = \sum_{j=1}^p \alpha_{1j}x_j. \quad (2.1)$$

Toliau reikia ieškoti tiesinės funkcijos $\alpha'_2 x$, nekoreliuotos su maksimalią dispersiją turinčia $\alpha'_1 x$ ir t. t., kad k -oje stadijoje būtų rasta tiesinė funkcija $\alpha'_k x$, turinti maksimalią dispersiją, nekoreliuotą su $\alpha'_1 x, \alpha'_2 x, \dots, \alpha'_{k-1} x$. Išvesto k -ojo kintamojo atveju $\alpha'_k x$ yra k -ojo PK. PK randamos iki p , tačiau apskritai tikimasi, kad didžiąją dalį dispersijos x lems m PK, kai $m \ll p$. Šioje knygoje bus pateikta nemažai pavyzdžių, kaip transformuojant originalius kintamuosius į PK sumažinamas sudėtingumas, tačiau dabar būtų naudinga pateikti realybės

neatitinkanti, tačiau paprastą atvejį, kai $p = 2$. Žinoma, $p = 2$ privalumas tas, kad duomenis galima pateikti būtent dvejuose išmatavimuose [9].

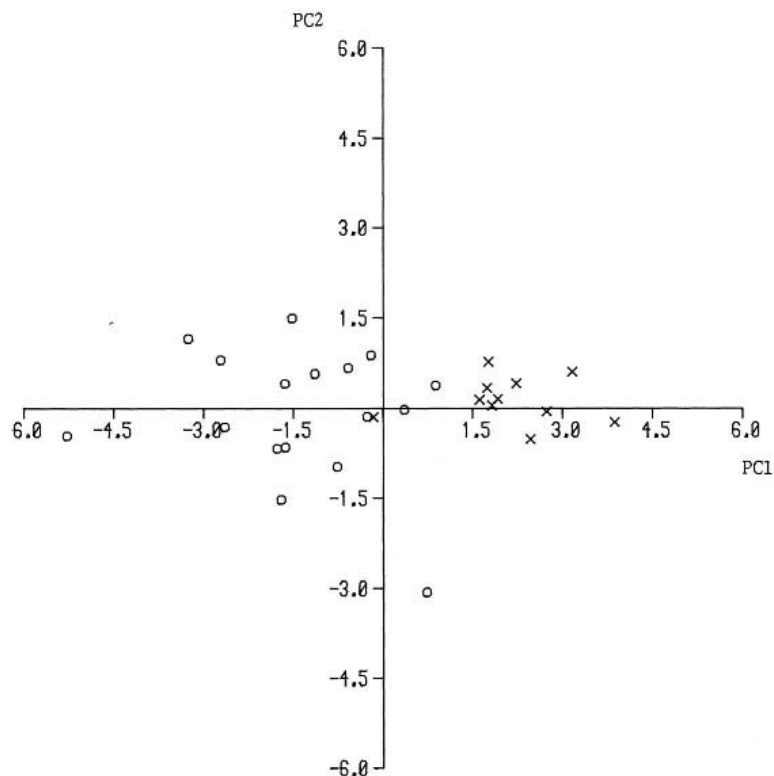


2.2 pav. 50 stebėjimų grafikas, atsižvelgiant į jų PK z_1, z_2 . [9].

2.1 Pav. pateiktas dviejų stipriai koreliuotų kintamųjų x_1, x_2 50 stebėjimų grafikas. Abu kintamieji pasižymi ypač didele dispersija, kuri labiau pasireiškia x_2 kryptimi nei x_1 . Transformavę tai į PK z_1, z_2 , gauname grafiką 2.2 Pav. [9].

Aiškiai matyti, kad z_1 kryptimi dispersija didesnė nei bet kurio originalaus kintamojo atveju, tačiau z_2 kryptimi dispersija labai maža. Apskritai kalbant, jeigu $p (> 2)$ kintamųjų aibė pasižymi stipria koreliacija, pirmosios kelios PK lems didesnę dalį originaliųjų kintamųjų dispersijos. Ir priešingai, paskutiniosios kelios PK nurodo, kuriomis kryptimis dispersija bus labai maža, t. y., nurodomi kaimynystės tiesiniai ryšiai tarp originaliųjų kintamųjų [9].

2.3 Pav. pateiktas pirmųjų pagrindinių komponenčių verčių grafikas septynių kintamųjų pavyzdyje. Pateiktus duomenis sudaro septyni anatomiciniai įvertinimai, atlikti 28 studentams, 11 moterų ir 17 vyrų. Čia svarbu pažymėti, kad pirmosios dvi PK nulemia 80 % visos duomenų dispersijos aibėje, taigi 2.2 paveiksle pateiktų duomenų dvimatis vaizdas realiai atitinka 28 stebėjimų pozicijas septynmatėje erdvėje [9].



2.3 pav. Studentų anatominiai įvertinimai: 28 studentų grafikai pagal jų pirmąsias dvi PK. × ženklų pažymėti moterų duomenys; o ženklų pažymėti vyrų duomenys. [9].

Taip pat, iš paveikslo matyti, kad pirmoji PK, kurią, kaip vėliau paaiškės, galima interpretuoti, kaip kiekvieno studento bendro dydžio matą, pavyzdyje puikiai atskiria moteris ir vyrus.

Išsiaiškinome PK apibrėžimą, dabar reikia išsiaiškinti, kaip surasti PK. Tegul atsitiktinių kintamųjų vektoriaus x turi žinomą matricą Σ . Tada matrica, kurios (i, j) -asis elementas yra (žinoma) kovariacija tarp i -ojo ir j -ojo x elementų, kai $i \neq j$ ir x j -ojo elemento dispersija, kai $i = j$. Realesniu atveju, kai Σ nežinoma, Σ pakeičiama pavyzdine kovariacijos matrica S . Išeina, kad $k = 1, 2, \dots, p$, atveju k -oji PK duota pagal $z_k = \alpha_k' x$, kur α_k yra Σ tikrinis vektorius, atitinkantis savo k -osios didžiausią tikrinę vertę λ_k . Taip pat, jeigu pasirenkama, kad α_k turi vienetinį ilgį ($\alpha_k' \alpha_k = 1$), tai $\text{var}(z_k) = \lambda_k$, kur $\text{var}(z_k)$ reiškia z_k dispersiją [9].

2.2 Trumpa pagrindinių komponenčių analizės istorija

Neretai sunku atsekti statistinių duomenų vystymosi pradžią. Preisendorfer ir Mobley (1988) pažymėjo, kad Beltrami (1873) ir Jordan (1874) nepriklausomai vienas nuo kito, išvedė vienetinės

reikšmės skaidymą (VRS), kurio forma yra PKA pagrindas. Fisher ir Mackenzie (1923) naudojo VRS žemės ūkio bandymo dvikryptėje analizėje. Tačiau apskritai priimta, kad anksčiausiai techniką, kuri dabar žinoma kaip PKA, aprašė Pearson (1901) ir Hotelling (1933). Hotellingo straipsnį sudaro dvi dalys. Pirmoji ir svarbiausia dalis kartu su Pearsono straipsniu įtraukta į Bryant ir Atchley (1975) redaguotą straipsnių rinkinį [9].

Abejuose straipsniuose priimti skirtingi metodai, kuriuose anksčiau pristatytas standartinis algebrinis išvedimas yra panašus į Hotellingo (1933). Kita vertus, Pearsoną (1901) domino tiesių ir plokštumų radimas, kurios geriausiai atitiktų taškų aibę p matavimo erdvėje ir jo analizuoti geometrinio optimizavimo klausimai, taip pat, veda prie PK. Įdomūs Pearsono pastebėjimai apie duomenų apdorojimą kompiuteriu, išreikšti daugiau kaip 50 metų prieš plačiai paplintant kompiuteriams. Jis teigė, kad jo metodą galima lengvai pritaikyti skaitinėms problemoms ir nors skaičiavimai tampa „gremėzdiškais“ keturių ar daugiau kintamųjų atveju, jo nuomone jie vis tiek įmanomi. Pearsono ir Hotellingo straipsnius skiria 32 metų laikotarpis, per kurį publikuota labai nedaug svarbios medžiagos, nors Rao (1964) teigė, kad Frisch (1929) pritaikė panašų metodą kaip ir Pearsonas. Taip pat Hotellingo (1933) darbe esančioje išnašoje sakoma, kad Thurstone (1931) analizavo panašias tieses kaip ir Hotellingas, tačiau straipsnyje, kurį cituoja ir Bryant ir Atchley (1975), kalbama apie faktorinę analizę, o ne apie PKA. [9].

Hotellingas taip pat pradeda nuo kai kurių faktorinės analizės idėjų, tačiau jo apibrėžta PKA smarkiai skiriasi nuo faktorinės analizės.

Hotellingas teigia, kad gali egzistuoti mažesnė nepriklausomų kintamųjų pagrindinė aibė [...], kuri apibrėžia originalaus p kintamųjų vertes. Jis pažymi, kad psichologinėje literatūroje tokie kintamieji vadinti „faktoriais“, tačiau įveda terminą „komponentės“, kad išvengtų sumaišties dėl matematikoje vartojamo termino „faktorius“. Hotellingas pasirinko tokias „komponentes“, kad būtų galima padidinti jų tolesnius indėlius į originalių kintamųjų nuokrypių sumą ir pavadino taip išvestas komponentes „pagrindinėmis komponentėmis“. Tuomet analizė, kurios metu randamos šios komponentės, pavadinta „pagrindinių komponentių metodu“ [9].

Hotellingo PK išvedimas panašus į anksčiau pateiktą, naudojant Lagrange daugiklius ir užbaigiant tikrinės vertės / tikrinio vektoriaus problema, tačiau skiriasi trimis aspektais. Pirmiausia, jis analizuoja koreliaciją, o ne kovariaciją, matricą. Antra, jis ima originalius kintamuosius, išreikštus komponentių tiesinėmis funkcijomis, o ne originaliais kintamaisiais. Ir trečia, jis nenaudoja matricos žymėjimo [9].

Į svarbių rašto darbų sąrašą, dar reikėtų įtraukti Preisendorferio ir Mobley'aus (1988) knygą. Nors, geriausiai knyga žinoma meteorologijos ir okeanografijos mokslų srityse, ir nėra lengvai skaitoma, tačiau joje pateiktos naujoviškos su PKA susijusios idėjos (kai kurios dar pilnai neišnagrinėtos), konkuruojančios su Rao (1964) idėjomis. Didžiąją dalį knygos, per keletą metų parašė Preisendorferis, o po jo ankstyvos mirties rankraštį suredagavo ir išleido Mobley'jus [9].

Akivaizdu, kad technika paprasta, tačiau PKA vis dar plačiai tyrinėjama bendrąja prasme bei labai plačiai naudojama. Tai puikiai iliustruoja „Web of Science“ internetinėje svetainėje pateiktas sąrašas, kuriame yra daugiau kaip 2000 straipsnių, publikuotų 1999 – 2000 metais, kurių pavadinimuose, santraukose arba raktažodžiuose yra paminėta „pagrindinės komponentės analizė“ arba „pagrindinių komponentių analizė“. Pagal šioje knygoje pateiktą nuorodų sąrašą galima spręsti, kad PKA taikoma labai plačiai. Cituojamos knygos ir straipsniai žemės ūkio, biologijos, chemijos, klimatologijos, demografijos, ekologijos, ekonomikos, maisto tyrimų, genetikos, geologijos, meteorologijos, okeanologijos, psichologijos ir kokybės kontrolės temomis ir šį sąrašą dar būtų galima tęsti [9].

3. Vieno stimulo pateikimo vertinimas naudojant bazines funkcijas

Neurochirurginių procedūrų metu vykdant monitoringą, svarbu sekti sukeltųjų potencialų (SP) morfologijoje vykstančius laikinus pokyčius, atspindinčius amplitudėje ir latencijoje. Taip ankstyvojoje stadijoje, galima užfiksuoti pokyčius, reiškiančius centrinės nervų sistemos pažeidimą. Norint pasiekti patenkinamų rezultatų su anksčiau aprašytais triukšmo sumažinimui skirtais metodais, dažniausiai reikia didelio skaičiaus SP. Todėl juos turėtų pakeisti signalų apdorojimo metodai, veikiantys vienkartinio stimuliavimo (angl. *single-trial*) arba, galbūt, kelių stimuliavimų pagrindu [3].

Vienkartinio stimuliavimo triukšmo sumažinimas, taip pat naudojamas apdorojant SP, kurie atsiranda, kai subjektas atlieka protinę užduotį. Pavyzdžiui, smegenų funkcionavimą, galima tirti paprašius subjektą patvirtinti skirtingų sakinių turinį, po kiekvieno patvirtinimo, kiekvienas SP analizuojamas ir klasifikuojamas. Tikėtina, kad potencialų klasifikacijos tikslumas pagerėtų vykdant potencialo triukšmo mažinimą. [3].

Vienkartinio stimuliavimo metu triukšmą galima sumažinti įvedant tam tikrą prioritetinę informaciją apie SP morfologiją, kuri suvaržytų morfologinius laisvės laipsnius, pavyzdžiui, priverčiant potencialą būti pulso formos. Lengviausia būtų taikyti sinusus / kosinusus, kaip bazines funkcijas (t. y., gerai žinoma Furjė serijų signalo reprezentacija), po to trumpinant serijų skaidymą

taip, kad SP galėtų sumodeliuoti tik žemi dažniai. Tokiu atveju laikoma, kad triukšmas koncentruojasi į aukšto dažnio turinio bazines funkcijas. Kitas metodas – suformuoti bazines funkcijas taip, kad sutrumpintas skaidymas geriausiai apibūdintų, kvadratinio vidurkio prasme, skirtingų SP morfologinių ansamblių, metodą, žinomą kaip diskretus Karhunen-Loeve skaidymas (angl. *discrete Karhunen-Loeve expansion*). [3].

Žinoma, vienkartinio bandymo analizė neapsiriboja nuo bazinių funkcijų priklausančiais metodais, nors šis metodas čia yra pagrindinis. Taip pat, buvo tiriami ir kiti metodai, prioritetingus duomenis per potencialo parametrų modeliavimą ir foninį aktyvumą. Pavyzdžiui, pasiūlyta, kad kiekvieną SP galima sumodeliuoti kaip filtruotą ansamblio vidurkio versiją, o foninį aktyvumą modeliuoti kaip autoregresinį (AR) procesą. [3].

Iki šiol ortonormalių serijų skaidymas (3.1) lygtyje laikytas vaizduojančiu stebimąjį signalą x_i , taigi, susidedantis iš signalo ir triukšmo.

$$x_i = \Phi w_i \quad (3.1)$$

Tačiau, pagrindinė idėja vertinant signalą per sutrumpintų ortogonalų serijų skaidymą yra ta, kad laikoma, jog bazinių funkcijų poaibis atitinkamai vaizduoja si signalo dalį. Taigi, matrica Φ suskaidoma į dvi matricas, Φ_s ir Φ_{w_i} , kurių stulpeliai atitinkamai reiškia signalą ir triukšmo dalį:

$$\Phi = \Phi_s \Phi_{w_i} \quad (3.2)$$

čia: Φ_s yra $N \times K$ ir Φ_{w_i} yra $N \times (N - K)$; K yra signalą apvalinančios skaitinės bazinės funkcijos ($K < N$). Reikia pabrėžti, kad suskaidymas (3.2) lygtyje pririnkus yra laisvai pasirenkamas, nes praktikoje retai kada žinoma, kuri bazinė funkcija atitinka kurį signalą ir triukšmo dalį. Iš tiesų, šios dalys dažnai labai stipriai persidengia. Signalas įvertinamas pagal lygį:

$$\hat{S} = \Phi_s^T \hat{w}_i = \Phi_s^T \Phi_{w_i}^T x_i. \quad (3.3)$$

Reikia pažymėti, kad sutrumpintuose skaidymuose $\phi_s^T \phi_s^T \neq I$, kai tuo tarpu $\phi_s^T \phi_s = I$. Taip pat, atkreiptinas dėmesys, kad koeficiento vektorių $\hat{w}_i$ (3.3) lygtyje dėl sutrumpinimo dabar sudaro tik K elementai. [3].

3.1 Karhunen – Loeve skaidymas — optimaliomis bazinėmis funkcijomis

Kita puiki alternatyva bazinių funkcijų rinkiniams yra Karhunen-Loeve skaidymas, optimaliai perteikiantis atsitiktinį procesą per sutrumpintą, ortonormalių serijų skaidymą – jokio kito skaidymo metu negaunama mažesnė aproksimacijos paklaida, kvadratinio vidurkio prasme. Pagal šią savybę, koreliacijos matrica R_X , charakterizuojanti signalų ansamblį, yra arba žinoma, arba gali būti įvertinta iš turimų duomenų. Karhunen-Loeve skaidymo metu nesudaromos bazinės funkcijos, kurios jau yra priskirtos prie signalo arba triukšmo dalies. Tačiau, atitinkamos bazinės funkcijos, gali gerai pavaizduoti signalo dalį, kai ši dalis yra dėsninga duomenų ansamblyje, naudojamame bazinių funkcijų radimui. [3].

Kaip sukurti bazines funkcijas φ_k , kad signalo dalis būtų efektyviai pavaizduota naudojant nedidelį funkcijų skaičių? Išvedimą vėl reikia pradėti išskaidant x serijų skaidymą į dvi sumas (siekiant aiškiai pateikti informaciją, laipsnio rodiklis i kol kas bus praleistas):

$$X = \sum_{k=1}^K w_k \varphi_k + \sum_{k=K+1}^N w_k \varphi_k = \hat{S} + \hat{V} \quad (3.4)$$

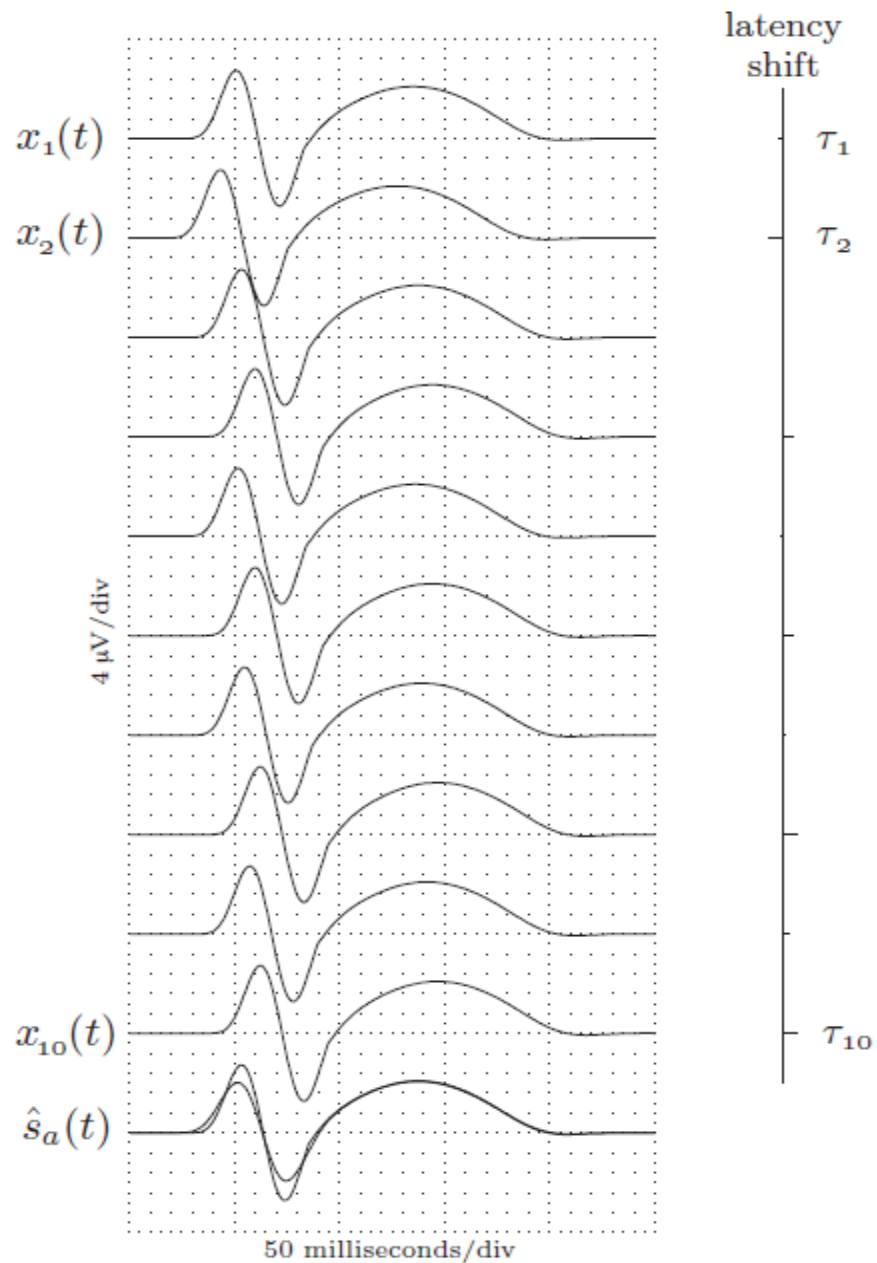
čia:

K pirmosios bazinės funkcijos pateikia s įvertinimą, o likusieji nariai $(N - K)$ pateikia triukšmo įvertinimą $\hat{v}$. Dabar reikia surasti φ_k rinkinį kuris nulemia kiek galima didesnę $\hat{S}$ panašumą į S . Tai galima pasiekti sumažinus triukšmo galios įvertinimą kvadratinio vidurkio prasme. [3].

3.2 Reakcijos laikų nevienodumo įtaka

Sukeltųjų potencialų (angl. *Evoked Potencial*) reakcijos laikas, iki šiol, buvo laikomas, kaip dydis, kuris yra fiksuotas nuo vieno potencialo iki kito potencialo. Tačiau, gali atsirasti svyravimų tarp reakcijų, o tai, gali sukelti iškraipymus gautame bendrame vidurkyje. Tokio iškraipymo priežastį, galima lengvai pastebėti 3.1 Pav. pateiktame pavyzdyje, kuriame yra parodyti dešimties be triukšmo SP su identiška morfologija, bet su šiek tiek skirtingais reakcijos laikais. Dešimties potencialų gautas bendras vidurkis yra pateikiamas 3.1 Pav. apačioje kartu su bendrojo vidurkiu, kuriame nėra reakcijos svyravimu. Skirtingi reakcijos laikai pirmiausiai pasireiškia smarkiai sumažėjusia bendrojo vidurkio amplitude. [3].

Dabar, mes žvilgtelėsime į du laiko pokyčio tipus, būtent tuos, kurie skirti nenutrūkstamam ar nedalomų reikšmių, atsitiktinėms reikšmėms. Pirmasis atvejis atspindi faktą, kad reakcijų pasikeitimai, sukelti įvairių biologinių mechanizmų nėra suvaržyti mėginio ėmimo procedūros laiko rėmų. Antrasis diskretaus laiko atvejis yra naudingas tuomet, kai yra tiriamas pavyzdinio signalo svyravimo efektas. [3].



3.1 pav. Reakcijos laikų pokyčio efektas bendrajam vidurkiui. Skirtingi svyravimai pateikti imituotame, be triukšmo signalė ir yra parodytas horizontalioje juostoje dešinėje. Gautas bendrasis vidurkis $\hat{S}_a(n)$ yra parodytas apačioje kartu su tikruoju signalu $s(n)$ nubrėžtu (plona linija). [3].

3.2 Svyravimai ištisiniame laiko signale

Reakcijos laikų svyravimas bendrajame vidurkyje, gali būti ištirtas ankščiau priimtame „signalo bei triukšmo“ modelyje bei, šiek tiek, jį pakeisti, pridedant nežinomų reakcijos laikų svyravimus τ . [3].

$$x_i(t) = s(t - T_i) + v_i(t) \quad (3.5)$$

kur t reiškia laiką, o T_i , $i = 1, \dots, M$, yra pavyzdžiai atsitiktinių svyravimų τ , kuri visiškai apibūdina $p_\tau(\tau)$. [3].

3.3 Svyravimai diskretaus laiko signaluose

Diskretaus laiko modelis priešingas stebimajam (3.5) modeliui yra apibūdinamas taip:

$$x_i(n) = s(n - \theta_i) + v_i(n) \quad (3.6)$$

kur θ_i yra sveiko skaičiaus atsitiktinis kintamasis apibūdinantis PDF $p_\theta(\theta)$. Diskretaus laiko atvejis, galbūt, yra ypatingai svarbus, kai yra tyrimas dėl skirtingų metodų našumo kompensuojant reakcijos laikų pasikeitimus kūrimo. Veiksmai yra tokie patys, kaip ir ištisinio laiko atveju, tačiau tikėtinas diskretaus laiko bendro vidurkio reikšmė $S_a(n)$ yra lygi:

$$E[\hat{s}_a(n)] = \sum_{\theta=-\infty}^{\infty} s(n - \theta) p_\theta(\theta) \quad (3.7)$$

4 Triukšmo mažinimas naudojant vidurkinimą skirtingais svoriais

Norint sumažinti triukšmą su įvykiu susijusiame signale, pirmiausia reikia žinoti, kad stimulus išprovokuoja smegenų atsaką, kuris vyksta tuo pat metu kaip ir stimulus. Laikoma, kad stimulus sukeliamas vienodais laiko intervalais, o signale esančius sukeltuosius potencialus fiksuoja ant galvos odos tinkamai pritaisytas elektrodas. Užfiksuotą signalą, čia žymimą $x(n)$, galima paversti į M potencialų ansamblį, kur kiekvieną potencialą $x_i(n)$ sudaro N imtys:

$$x_i(n), n = 0, \dots, N - 1, i = 1, \dots, M. \quad (4.1)$$

Ansamblis yra natūralusis šios sekcijos turinio atskaitos taškas, išreikštas $N \times M$ matrica $\mathbf{X}$:

$$\mathbf{X} = [x_1 x_2 \dots x_M], \quad (4.2)$$

čia i -asis potencialas įeina į vektorių

$$x_i = \begin{bmatrix} x_i(0) \\ x_i(1) \\ \dots \\ x_i(N-1) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Tobulos laiko sinchronizacijos tarp stimulo ir atsako prielaida, numanoma (4.1) formulėje, galioja ne visada: latencijos svyravimus įvairiu mastu galima priskirti prie bendrojo biologinio nepastovumo „principo“. Todėl prieš atliekant vidurkinimą skirtingais svoriais (angl. *ensemble averaging*), gali prireikti panaudoti metodus, kurie įvertintų ir kompensuotų tokius svyravimus. Kitos komplikacijos gali kilti dėl to, kad SP gali skirtis savo amplitude ir forma, o kartais jų gali iš vis nebūti. Čia triukšmo sumažinimas naudojant vidurkinimą skirtingais svoriais analizuojamas SP kontekste, tačiau panašūs metodai naudoti ir daugeliu kitų atvejų biomedicininėse signalų apdorojime. Pavyzdžiui, norint patikimai charakterizuoti kardialinius mikropotencialus EKG (vadinamieji „vėlyvieji potencialai“), pirmiausia reikia suvidurkinti kelis kardialinius ciklus. Šiuo konkrečiu atveju nėra iš anksto žinomas širdies dūžių laikas, tačiau jį reikia numatyti iš paties signalo, naudojant tinkamą aptikimo ir įvertinimo procedūrą [3].

4.1 Homogeninis vidurkinimas skirtingais svoriais

Vidurkinimas skirtingais svoriais paremtas paprastu signalų modeliu, kuriame laikoma, kad i -ojo stimulo potencialas x_i papildomai sudarytas iš deterministinio sukkeltojo signalo komponento s ir atsitiktinio triukšmo v_i , kuris yra asinchroninis stimului:

$$x_i = s + v_i \quad (4.3)$$

čia:

$$s_i = \begin{bmatrix} s_i(0) \\ s_i(1) \\ \dots \\ s_i(N-1) \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

ir v_i yra vykstančio triukšmo proceso $v(n)$ projekcija į i -ąją potencialą:

$$v_i = \begin{bmatrix} v_i(0) \\ v_i(1) \\ \dots \\ v_i(N-1) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Šiame modelyje triukšmas $v(n)$ laikomas stacionariu procesu, t. y., vidurkis lygus 0:

$$E[v(n)] = 0 \quad (4.6)$$

4.2 Vidurkinimas skirtingais svoriais interpretuotas kaip tiesinis filtravimas

Vidurkinimą skirtingais svoriais galima interpretuoti, kaip tiesinį filtravimą, ir apibūdinti filtro impulso atsaku $h(k)$. $h(k)$ išvedimas, ir Furjė transformacija suteikia papildomų įžvalgų, apie vidurkinimo skirtingais svoriais technikas. SP rinkinys laikomas sudėtinio signalu $x(n)$, kuris kyla iš periodinių sužadinių su periodo ilgiu N ,

$$\hat{s}_a(n) = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} x(n - iN) \quad (4.7)$$

Signalas $x(n)$ gaunamas iš nuoseklių potencialų grandinės $x_1(n), \dots, x_M(n)$,

$$x(n) = x_{\left\lfloor \frac{n}{N} \right\rfloor + 1} \left(n - \left\lfloor \frac{n}{N} \right\rfloor N \right), \quad n = 0, \dots, NM - 1, \quad (4.8)$$

čia $\left\lfloor \cdot \right\rfloor$ reiškia, kad skaičiuojama argumento sveikojo skaičiaus dalis. Naudojant esminę savybę, kad diskretaus laiko signalą $x(n)$ galima išreikšti kaip vieneto pulso funkcijų $\delta(n)$ serijų išplėtimą,

4.3 Eksponentinis vidurkinimas

Skirtingais svoriais gautą vidurį galima pakartotinai apskaičiuoti atnaujinus esamą įvertį, kai tik sužinomas naujas potencialas x_M . Tuomet atnaujinimo lygtis yra:

$$\hat{s}_{a,M} = \frac{1}{M} X_M 1_M = \frac{1}{M} (X_{M-1} 1_{M-1} + x_M) = \hat{s}_{a,M-1} + \frac{1}{M} x_M - \hat{s}_{a,M-1} \quad (4.9)$$

Pakartojimą inicijuoja

$$\hat{s}_{a,0} = 0, \quad (4.10)$$

čia 0 reiškia vektorių, kurio visi N elementai lygūs nuliui. Skirtingų svorių vidurkio skaičiavime naudojant rekursinį metodą rekomenduojama technika, skirta lėtų bangos morfologijos pokyčių

sekimui, t. y., technika, gauta pakeitus palaipsniui mažėjantį koeficientą $\frac{1}{M}$ (4.9) lygtyje fiksuoto svorio koeficientu α :

$$\hat{s}_{e,M} = \hat{s}_{e,M-1} + \alpha(x_M - \hat{s}_{e,M-1}). \quad (4.11)$$

Šios rūšies statistinis įvertinimas paprastai vadinamas eksponentiniu vidurkinimo procesu (angl. *exponential averager*). Svorio koeficientą α reikia parinkti tokį, kad būtų teisinga nelygė $0 < \alpha < 1$, siekiant užtikrinti stabilumą ir asimptoniškai objektyvų įvertį $\hat{s}_{e,M}$, žr. toliau tekste. Akivaizdu, kad mažos α vertės reiškia, jog į $\hat{s}_{e,M}$ pateikiama mažiau naujos informacijos, todėl gaunamas lėtesnis morfologinių pokyčių sekimas. Kita vertus, vienetui artimos vertės α rezultatas – triukšmingas įvertis, kadangi analizuojami tik paskutiniai keli komponentai. [3].

5 Metodo tyrimas panaudojant realius signalus

Sukeltieji potencialai buvo užregistruojami vieno kanalo elektroencefalografu, panaudojant aktyvų elektrodą, uždėjus ant paciento galvos, ties vizualine smegenų sritimi Oz pozicijoje, referencinį elektrodą Fz pozicijoje, o įžeminimo elektrodą – ant kaktos pagal tarptautinę 10/20 sistemą.[4]. VSP buvo sukelti naudojant šachmatų lentos stimulus su dideliais langeliais (t. y., 60 arkminučių; min) ir mažais langeliais (15 min.) [4]. CRT ekrane pastatytame priešais 17 laipsnių skersmeniu 1 metro atstumu. Stimulas keistas 1 Hz greičiu (2 pasikeitimai per sekundę). Pirmiausia buvo užrašomi signalai dešinei akiai (OD), po to – kairei (OS). Signalai užrašyti 300 ms intervalu po kiekvieno vizualinio stimulo. Vienam stimulo atsakui priklauso 512 atskaitų, esant 12 bitų rezoliucijai. Intervalas tarp pavyzdžių – 0,5871ms.

Sintetinis signalas su besikeičiančia VSP latencija kiekviename stimulo atsake buvo sukurtas su fonine EEG, užrašyta naudojant tą pačią įrangą, tačiau be jokio stimulo monitoriuje. Suvidurkintas geros kokybės VSP buvo pridėtas prie foninės EEG kintančiame laiko taške, taip imituojant besikeičiančią latenciją. Papildomi stimulo atsakai, be VSP pridėti, siekiant išbandyti klaidingus teigiamus algoritmo rezultatus.

VSP analizės ir rekonstrukcijos algoritmas pateiktas 5.1 Pav. Jis prasideda nuo išankstinio stimulo apdorojimo, kai užrašytų signalų pavyzdžiai surašomi į stačiakampę matricą X:

$$\mathbf{X} = \begin{pmatrix} x_{1,1} & x_{1,2} & \dots & x_{1,n} \\ x_{2,1} & x_{2,2} & \dots & x_{2,n} \\ \dots & \dots & x_{i,j} & \dots \\ x_{p,1} & x_{p,2} & \dots & x_{p,n} \end{pmatrix}, \quad (5.1)$$

Čia: $x_{i,j}$ yra j-ojo užrašyto stimulo atsako i-asis pavyzdys. Kiekvieną vektorių, reiškiantį įprastą VSP, galima išreikšti ϕ_k bazinių funkcijų, padaugintų iš $w_{i,k}$ koeficientų, tiesine kombinacija:

$$\mathbf{x}_i = \sum_{k=1}^p w_{i,k} \phi_k. \quad (5.2)$$

Kaip bazines funkcijas naudojame užrašytų VSP pavyzdžių turinčios $\mathbf{X}$ matricos kovariacinės matricos tikrinius vektorius:

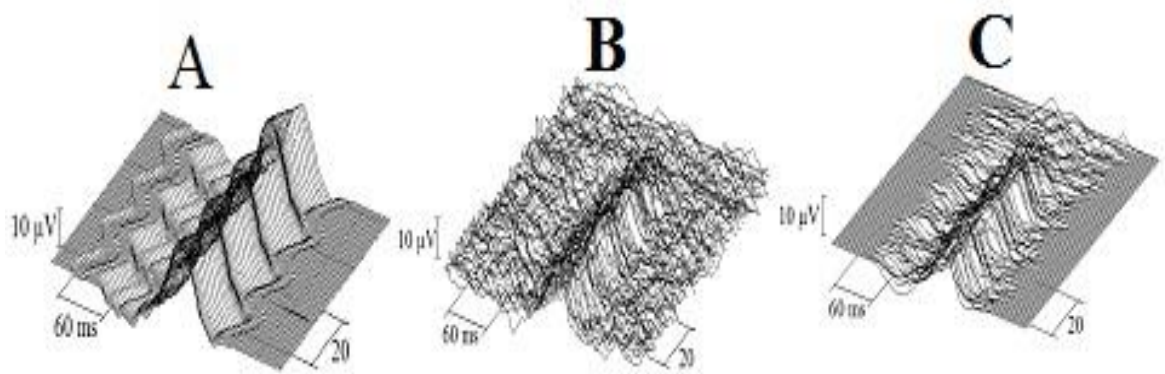
$$\mathbf{R}_x = E[\mathbf{X} \mathbf{X}^T] \quad (5.3)$$

Tolesniam apdorojimui, naudojame pirmąsias šešias bazines funkcijas, kurios apima beveik 95 % visos analizuotų signalų dispersijos. Siekdami surasti optimalią funkcijų aibę atsitiktinai laike išsidėsčiusių VSP rekonstrukcijai užrašytame stimulo atsake, sukuriame tolygiai laike išsidėsčiusių bazinių funkcijų rinkinį. Jį sudaro 99 rinkiniai, kuriuose yra šeši originalūs tikriniai vektoriai, pasislinkę per $-50 \div +50$ atskaitų atsižvelgiu jų pradinės pozicijos. Trūkstamas tikrinių vektorių dalis iki standartinio signalo ilgio dalis užpildydavome nuliais, suformuojant standartinius 512 atskaitų rinkinius. Kiekvieno VSP rekonstrukcija atlikta naudojant visą 99 rinkinių bazinių funkcijų rinkinį. Optimali rekonstrukcija, buvo rasta naudojant minimalius skirtumus, tarp originalaus VSP pridėto prie sintetinio signalo ir rekonstruoto signalo.

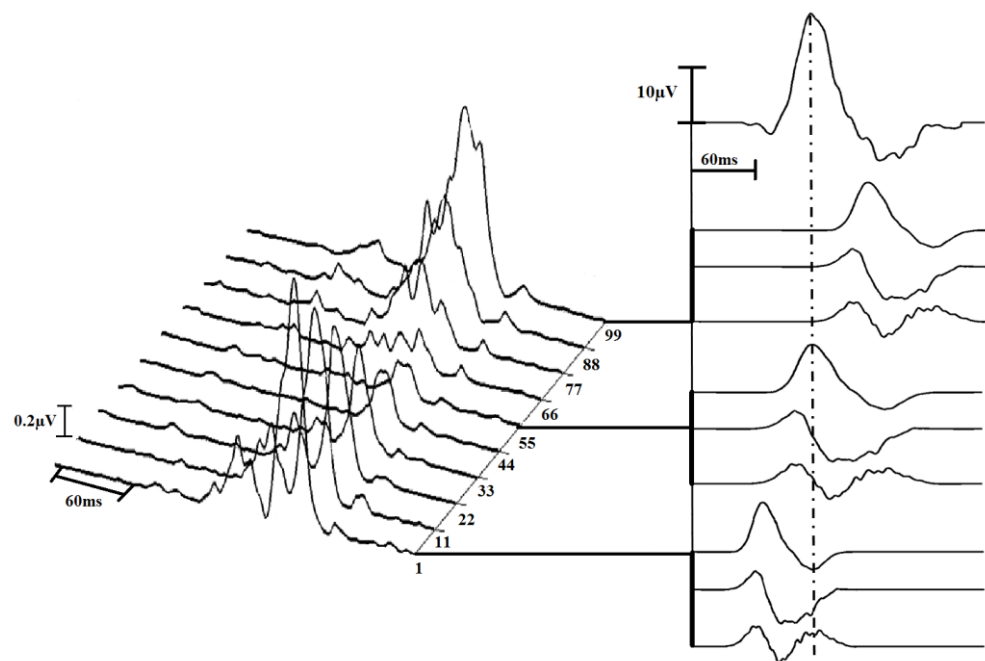


5.1 pav. Vieno VSP analizės ir rekonstrukcijos algoritmas.

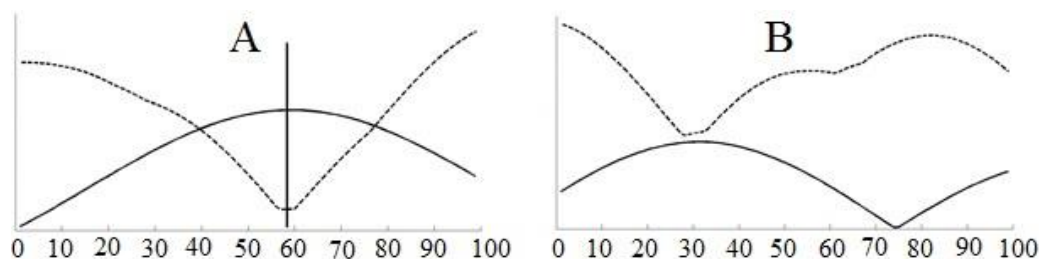
5.2 Pav. pateiktas sintetinių VSP su kintančia latencija rinkinio pavyzdys, rezultatas, gautas sumaišius VSP su fonine EEG, ir rekonstruoti VSP. 5.3 Pav. pateikti sukvadratiniai skirtumai, tarp originalių VSP ir rekonstruotų VSP, atitinkantys rekonstrukcijai naudotų bazinių funkcijų skirtingus laiko poslinkius. 5.4 A Pav. pateikta pirmosios bazinės funkcijos koeficiento absoliučioji vertė, ir įprastų VSP rekonstrukcijai naudotų likusių bazinių funkcijų absoliučiuųjų verčių suma, atsižvelgiant į jų laiko poslinkius. Kaip matyti, iš pateiktų duomenų, pirmosios bazinės funkcijos koeficiento maksimali vertė ir likusių koeficientų sumos minimali vertė yra tame pačiame poslinkyje, kuris atitinka minimalius skirtumus tarp originalių ir rekonstruotų VSP. 5.4 B Pav. pateiktos pirmosios bazinės funkcijos koeficiento vertės ir likusių koeficientų sumos vertės stimulo atsako be VSP atveju. Čia, nėra aiškiai išreikšto pirmojo koeficiento maksimumo, atitinkančio likusių koeficientų sumos minimumą. Dažnai suma yra didesnė už pirmąjį koeficientą. Taigi, šių verčių palyginimą, būtų galima naudoti siekiant išskirti klaidingą teigiamą VSP aptikimą.



5.2 pav. Sintetinių VSP rinkinio pavyzdys: a) VSP su besikeičiančia latencija, b) rezultatas, gautas sumaišius VSP su fonine EEG, c) rekonstruoti VSP.



5.3 pav. Sukvadratinti skirtumai tarp originalių VSP ir rekonstruotų VSP, atitinkančių jų rekonstrukcijai naudotų bazinių funkcijų skirtingą laiko poslinkį.



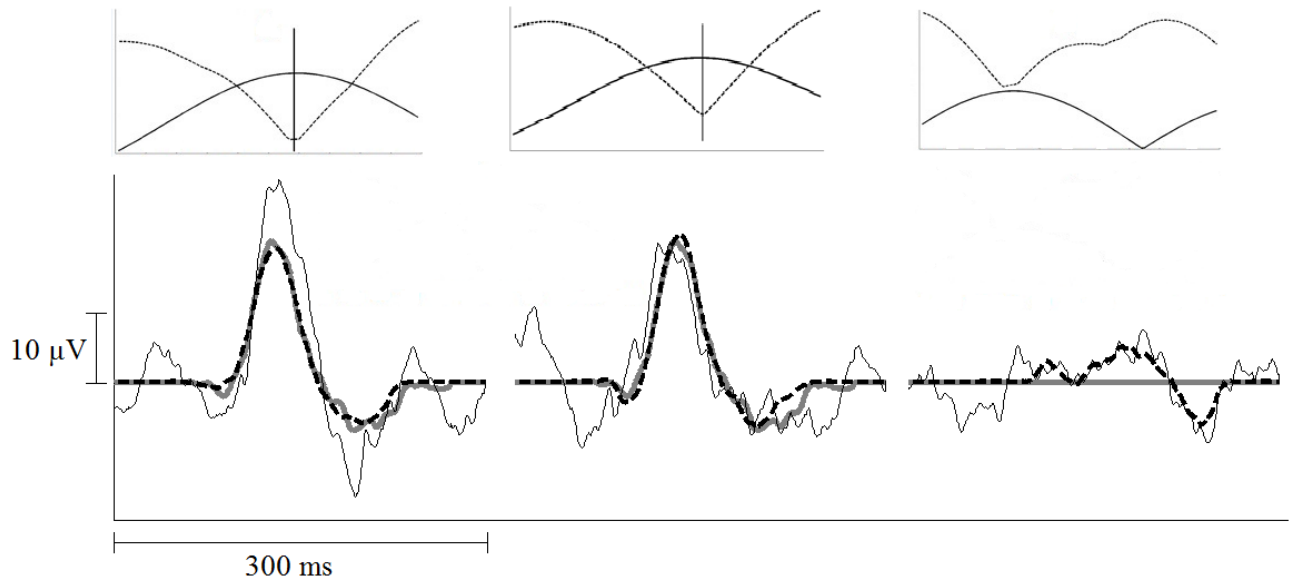
5.4 pav. Pirmosios bazinės funkcijos koeficiento absoliučioji vertė (punkttyrinė linija) ir įprastų VSP rekonstrukcijai naudotų likusių bazinių funkcijų absoliučiąjų verčių suma, atsižvelgiant į jų poslinkį laike (A) ir kai stimulo atsake nėra VSP (B).

6 Rezultatų aptarimas

Kvaziperiodinių signalų rekonstrukcija, naudojant skleidimą baigtinių bazinių funkcijų rinkiniu (Karhunen–Loève transformacija), labai jautriai reaguoja į analizuojamų signalų laiko poslinkius. Pirmoji bazinė funkcija apima didžiąją dispersijos dalį ir dažniausiai parodo pagrindinę analizuojamo signalo formą. Antroji ir likusios bazinės funkcijos – parodo signalo ultrastruktūros nuokrypius. Atitinkamas analizuoto signalo poslinkis laike, bus priimtas, kaip skirtumas nuo pagrindinės formos, kurį reikš antrosios ir kitų bazinių funkcijų padidinta kontribucija. Optimalus bazinės funkcijos laiko poslinkis, arbitrariškai laike pasislinkusio VSP atveju, atitinka minimalius sukvadratintus skirtumus, tarp originalių VSP ir rekonstruotų VSP. Mūsų tyrimo metu nustatyta, kad šis, optimalus laiko poslinkis, taip pat, atitinka pirmosios bazinės funkcijos koeficiento maksimalią absoliučiąją vertę ir likusių naudotų koeficientų absoliučiąjų verčių sumos minimalią vertę. Pagal stimulo atsako, neturinčių VSP, apdorojimo rezultatus galima daryti išvadą, kad atitikimas tarp pirmosios bazinės funkcijos koeficiento absoliučiosios vertės maksimumo ir likusių naudotų koeficientų absoliučiąjų verčių sumos minimalios absoliučiosios vertės bei pirmosios bazinės funkcijos koeficiento dominavimas likusių koeficientų sumos atžvilgiu, galėtų būti kriterijus, padedantis išvengti klaidingai teigiamų aptikimų.

Šio metodo patikrinimui sintetiniame signale, pridėjome keletą stimulo atsakų, neturinčių tikrojo signalo. 6.1 Pav. pateiktas pavyzdys su dvejais atsitiktinai paimtais stimulo atsakais ir trečias tuščias signalas, kuriame yra tik triukšmai. Pilka linija yra pavaizduotas pateiktas signalas, juoda linija yra signalas su pridėtais triukšmais, o punkttyrinė linija yra bandytas atstatyti signalas. Galima pastebėti, kad algoritmas bando atstatinėti signalą ir tuomet, kai stimulo, taip pat ir VSP nėra. Šiuo atveju pirmosios bazinės funkcijos koeficiento maksimumas nesutampa su likusių bazinių funkcijų koeficientų sumos minimumu. Šis minimumas, taip pat, nėra mažesnis už

pirmosios bazinės funkcijos koeficiento maksimumą. Šie požymiai leidžia konstatuoti, kad šioje signalo atkarpoje VSP nėra. Šis požymis leido aptikti visas atkarpas sintetiniame signale, kuriose nebuvo VSP.



6.1 pav. Signalų pavyzdys su dvejais atsitiktinai paimtais stimulo atsakais ir trečias tuščias signalas, kuriame yra tik triukšmai.

Dauguma šviesos stimulais iššauktų potencialų išskyrimo ir analizės metodų pateikia apibendrintus vidutinius jų įverčius. Mūsų metodas leidžia išskirti pavienius iššauktuosius potencialus ir įvertinti jų latentįumą. Tai labai svarbios metodo savybės, atveriančios diagnostines galimybes vertinti iššauktuosius potencialus įvairesnių patologijų atvejais. Pasiūlytas optimalaus bazinių funkcijų poslinkio laike radimo metodas išsprendė daugelio metodų trūkumą – atstatomo signalo iškraipymą dėl nestacionaraus latentįumo. Šios mūsų metodo savybės atveria naujas diagnostines galimybes, tačiau tikrąją jų vertę galėsime pamatyti tik atlikę tyrimus su didesniu kiekiu įvairių klinikinių įrašų. Tai ateities planai.

Išvados

Šviesos stimulais iššaukti potencialai sudaro deterministinę kvaziperiodinę encefalogramos signalo komponentę, kuri gali būti išskirta iš viso signalo mišinio atvaizduojant ją baigtiniu optimalių bazinių funkcijų rinkiniu (Karhunen-Loeve transformacija).

Sukurtas optimalaus bazinių funkcijų poslinkio laike radimo metodas leido pagerinti pavienių šviesos stimulų iššauktų potencialų atstatymo kokybę.

Pavienių šviesos stimulų iššauktų potencialų išskyrimas iš bendro encefalogramos signalo atveria kokybiškai naujas diagnostines galimybes tiksliau analizuojant potencialų formą bei jų latentįškumą.

Literatūros sąrašas

1. K. Blinowska, P. Durka. "Electroencephalography (EEG)," in *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc., 2006.
2. D. P. Subha, P. K. Joseph, R. Acharya U, C. M. Lim. "EEG Signal Analysis: A Survey," *J. Med. Syst.*, vol. 34, no. 2, pp. 195–212, 2008.
3. L. Sörnmo, P. Laguna. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, 1 edition. Amsterdam ; Boston: Academic Press, 2005.
4. J. V. Odom, M. Bach, M. Brigell, G. E. Holder, D. L. McCulloch, A. P. Tormene, Vaegan. "ISCEV standard for clinical visual evoked potentials (2009 update)," *Doc. Ophthalmol.*, vol. 120, no. 1, pp. 111–119, Oct. 2009.
5. A. Gelžinis, T. Surkys, D. Buteikienė, A. Bulatov, V. Jašinskas. „Stimulo Erdvinio Dažnio Įtaka Regos Sukeltų Potencialų N75 Ir P100 Bangų Amplitudei ir Latentiškumui“, *Medicinos teorija ir praktika*, no. 3, 2011.
6. V. Marozas, D. JегeleVICIUS. *Biomedicininių Signalų Skaitmeninis Apdorojimas*, Kaunas: Technologija, 2008
7. R. Emmerson-Hanover, D. E. Shearer, D. J. Creel, R. E. Dustman. "Pattern reversal evoked potentials: gender differences and age-related changes in amplitude and latency," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 92, no. 2, pp. 93–101, Mar. 1994.
8. C. Saavedra, L. Bougrain. "Processing Stages of Visual and Event-Related Potentials", Univ de Lorraine, *LORIA*, UMR 7503, F-54506, France, 2004.
9. I.T Jolliffe. "Principal Component Analysis Second Edition" ISBN 0-387-95442-2 2002.
10. E. A. Bartnik, K. J. Blinowska, P. J. Durka. "Single Evoked Potential Reconstruction by Means of Wavelet Transform," *Biol. Cybern.*, vol. 67, no. 2, pp. 175–181, 1992.
11. A. Mouraux, G. D. Iannetti. "Across-trial averaging of event-related EEG responses and beyond," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, no. 7, pp. 1041–1054, Sep. 2008.
12. M.D. Rugg, M.G.H. Coles. *Electrophysiology of Mind: Event-Related Brain Potentials and Cognition*. Oxford: Oxford University Press, 1995.
13. J. Z. Achimowicz. "Variability analysis of visual evoked potentials in humans by pattern recognition in phase domain," *Acta Neurobiol. Exp. (Warsz.)*, vol. 55, no. 3, pp. 177–191, 1995.

Priedai

Mokslinės publikacijos darbo tema

Nerijus Tamkevičius, Asta Kybartaitė-Žilienė, Arvydas Gelžinis, Algimantas Kriščiukaitis.
Multivariate Analysis of Visually Evoked Potentials // Virtualūs instrumentai biomedicinoje
2015: tarptautinės mokslinės – praktinės konferencijos pranešimų medžiaga, Klaipėda, 2015 /
Klaipėdos universitetas. ISBN 978-9955-18-856-8 p. 27-34.



7.1 Pav. Sertifikatas, liudijantis apie dalyvavimą tarptautinėje mokslinėje-praktinėje konferencijoje „Virtualūs instrumentai biomedicinoje 2015“