



Почетна страница часописа: www.intl.elsevierhealth.com/journal/cmp



Процена типа таласа код конгениталног нистагмуса

Гиулио Паскуариелло ^а, Марио Цесарелли ^а, Марија Романо ^а, Антонио Ла Гата, Паоло Бифулко ^а, Антонио Фратини ^а

^а Одељење за иомедицинско, електронско и телекомуникацијско инжењерство, Универзитет „Федерико ИИ“ у Напуљу, Виа Цлаудио 21, 80125 Наполи, Италија
Матх4Тецх центар, Универзитет у Ферари, преко Сарагат 1, 44100 Ферара, Италија

информације о чланку

Историја чланка:

Примљено 6. октобра 2009

Примљено у ревидираном облику

22. фебруара 2010

Прихваћено 22. фебруара 2010

Кључне речи:

Урођени нистагмус

Препознавање таласног облика

Фовеатион виндов

Интерполација

апстрактно

Конгенитални нистагмус је очно-моторни поремећај који карактеришу невољне, коњуговане и билатералне осцилације напред и назад. У овој студији је представљен метод за аутоматско препознавање таласног облика трајања унутар снимка урођеног нистагмуса и за израчунавање времена фовеације и варијабилности положаја фовеације.

Снимци су изведени са субјектима који су гледали у визуелне мете, представљене у девет позиција погледа; подаци су сегментирани у локове који одговарају свакој позицији погледа. Циклуси нистагмуса су идентификовани тражећи локалне минимуме и максимуме (СпЕп секвенца) у интервалима усредсређеним на сваку промену нагиба сигнала положаја ока (критеријум положаја). СпЕп секвенца је затим пречишћена коришћењем адаптивног прага примењеног на сигнал рazine ока; резултат је робусна детекција сваке почетне тачке споре фазе, што је фундаментално за прецизно израчунавање неких параметара нистагмуса.

Укупно 1206 спорих фаза је коришћено за израчунавање специфичности у препознавању таласног облика применом само критеријума положаја или додавањем адаптивног прага; резултати су показали повећање негативне предиктивне вредности од 25,1% коришћењем ове карактеристике.

Трајање сваког прозора фовеације је мерено на основу неодређених података или коришћењем интерполационе функције спорих фаза конгениталног нистагмуса; у другом случају додељена је процена времена фовеације мање осетљива на шум.

© 2010. Ојавио Елсевиер Иреланд Лтд.

1. Увод

Конгенитални нистагмус (ЦН) је очно-моторни поремећај који се јавља при рођењу или током првих неколико месеци живота, а карактеришу невољне, коњуговане, билатералне осцилације ока и од њих. ЦН је претежно хоризонталан, са извесним торзионим и, ретко, вертикалним кретањем. Када није повезано са другим видним или неуролошким оштећењем, назива се идиопатским. Патогенеза ЦН је још увек непозната, иако су неки аутори претпоставили да је дефицит у једном од

очно-моторни подсистеми (оптокинетички, сакадични, глатки трагови или вестибуларни) могу допринети или изазвати конгенитални нистагмус, али никада нису пријављени јасни докази.

Код пацијената са ЦН, јасна и стабилна визија света је поремећена овим ритмичким осцилацијама, које резултирају ризичним померањем циљне слике на мрежњачу. Ипак, оштрина вида може бити близу нормалне [1,2] за пацијенте са ЦН.

Стабилизација ока се постиже током „периода фовеације“ [3], односно кратких временских интервала у којима се ризина ока успорава док циљна слика прелази преко фовеалног региона, што је регион мрежњаче са највећом концентрацијом рецептора дневне светлости.

Аутор за дописивање на: Департмент оф Елестрониц анд Тел.:еоммуникацион Енџинееринг, Универзитет “Федерицо ИИ” у Напуљу, Виа Цлаудио 21, 80125 Наполи, Италија. Тел.: +39 081 7683788; факс: +39 081 7683804.

Е-маил адреса: cesarelli@unina.it (М. Цесарелли).

0169-2607/\$ – погледајте предњу страну © 2010. Ојавио Елсевиер Иреланд Лтд.

doi:10.1016/j.cmp.2010.02.006

Утврђено је да оштрина вида углавном зависи од трајања периода фовеације [1,2,4], али способност да се постигне исти углавном положај циклус по циклусу и смањење резина ретиналне слике такође доприносе повећању видне оштрине [5].

Да се квантификовао утицај ове патологије на визуелну способност сујекта, један од најчешће коришћених алата је снимање покрета очију; у ствари, анализа снимљеног сигнала омогућава објективну меру нехотичног осциловања.

Облик ЦН периодичног таласног сигнала може бити трзај, пендулар или комбинација ова два; описано је најмање 12 различитих ЦН таласних облика [6]. Важна карактеристика инфантилних осцилација је да се оне могу у великој мери модификовати разним факторима, што укључује, али се не ограничава на: покушај фиксације, умор, стрес и пажњу. Такве модификације у односу на покрета очију могле би да преклапају ритмичке карактеристике патологије.

Најчешћи таласни облик у ЦН, који такође описује прилично добро видну оштрину, је таласни облик трзаја [7]; може се описати као комбинација две различите акције: спорог депозиције ока са жељене мете назване „спора фаза“, након чега следи брза, корективна поновна позиција названа „брза фаза“.

Фовеација се дешава када је резина ока мала, што се дешава након брзе фазе.

2. Позадина

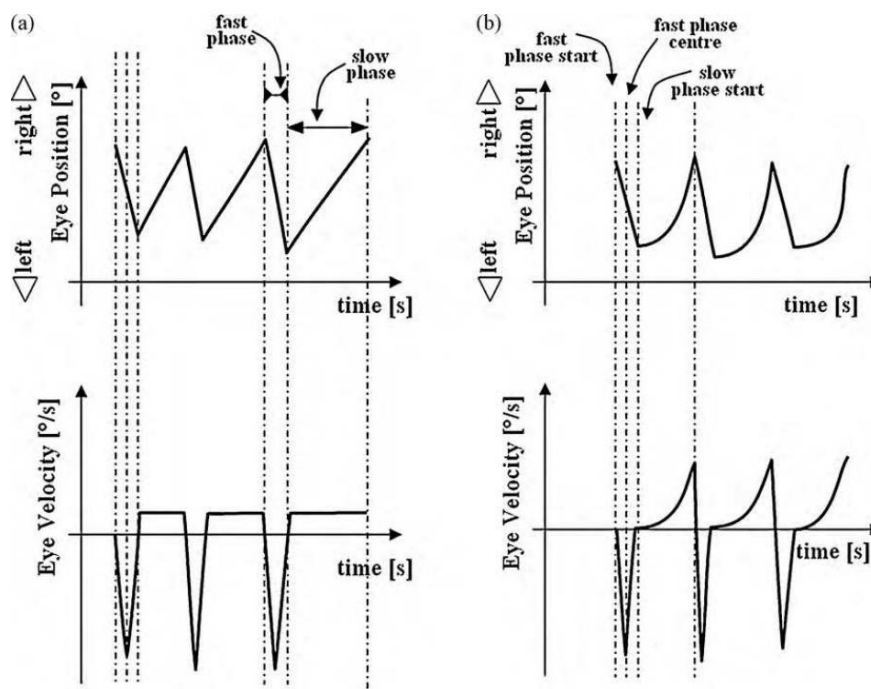
Ритмичке карактеристике конгениталног нистагмуса подстакле су истраживаче да анализирају сигнале покрета очију користећи методологије специфичне за анализу фреквенција, као што су спектрална и таласна анализа [8–12]. Неки аутори (нпр. Хосокава ет ал. [13]) су применили краткорочну Фуријеову трансформацију (СТФТ) на снимке конгениталног нистагмуса, како би истакили мод-

промене у главној компоненти и у хармоницима током времена. Међутим, резолуција ове технике ограничена је трајањем прозора у којима се дели сигнал [14]. Таласни анализе [15] чини се кориснијом јер је у стању да процени колико се сигнал у студији разликује у времену од специфичног шаблона усвојеног као референца и може да локализује кратак пролазни упад у периодични таласни облик. Успешно се користи за раздвајање брзих и спорих фаза у калоричном нистагмусу. Међутим, резултат ове анализе је временско-фреквентни дијаграм или низ коефицијената, које је тешко повезати са визуелном способношћу сујекта [14]. Штавише, модификација времена фовеације у сваком циклусу и варијабилност положаја између узастопних фовеација тешко се могу истаћи коришћењем СТФТ и таласне анализе [14].

Напротив, технике анализе временског домена, као што су прагови резине, идентификација фовеације на основу региона, синтаксичко препознавање или анализа временских серија, рутински су коришћене последњих деценија за анализу нистагмуса, како конгениталног тако и вестибуларног [16–20].

Што се тиче конгениталног нистагмуса, оштрина вида се обично повећава код људи који пате од ове патологије ако се време фовеације повећа и варијабилност сигнала се смањи. Анализа временског домена конгениталног нистагмуса је најкоришћенија техника и, по нашем мишљењу, најбоља опција до сада. Анализа карактеристика сигнала у близини циљне позиције може се лако обавити у временском домену, као што су показали Схетхет ет ал. [16] и Делл'Оссо и Јакобс [17] који су дефинисали аналитичку функцију за предвиђање оштрине вида (НАФКС). Осим тога, анализа временског домена може да процени визуелну способност сујекта под различитим угловима погледа. Међутим, његова примена са полуаутоматским методама и даље треба побољшати и перформансе и поузданост.

Први корак сваког алгоритма за временску анализу ритмичких покрета очију је идентификација циклуса: у



Слика 1 – Примери таласних облика за линеарни (а) и експоненцијални (б) циклус нистагмуса. Први је најчешћи таласни облик код вестибуларног нистагмуса, док је други типичан за конгенитални нистагмус. Слика приказује нистагмус који удара лево.

конгенитални нистагмус, најчешћи таласни олице су трзај, трзај са проширеном фовеацијом праћен пендуларним и псеудоциклоидним [7]; међутим, само први таласни олик дозвољава времена фовеације која оезеђују до рувизуелну способност.

Као што је горе поменуто, у таласним олицима ЦН трзаја фовеација се дешава када је рзина ока мала, што се дешава након рзе фазе; дакле, може се дефинисати локални прозор фовеације, који се налази на крају сваке рзе фазе у подударности са почетком споре фазе. Штавише, ефекти промене времена фовеације и положаја ока на оштрину вида могу се анализирати посебно [18]. Важност ове анализе произилази из присуства споре 'периодичне' компоненте у сигналу покрета ока, коју смо назвали осцилација основне линије (БЛО) [21,22].

Идентификација сваке почетне тачке споре фазе није једноставан задатак, зог насумичних промена у смеру откуцаја, типовима таласа и другим параметрима (чак и за одређени сујект и током једног снимања) и зог присуства шума.

Многи алгоритми су развијени од раних 1970-их за раздвајање рзих и спорих фаза у снимцима покрета ока, на пример на основу дигиталног филтрирања [23–25] и теорије расплинутих скупова [26], и тренутно су у употреби, нпр. за раздвајање рзих и спорих фаза у вестиуларном нистагмусу [27].

Ове методе су успешно примењене углавном на вестиуларни и оптикинетички нистагмус који карактеришу споре фазе са линеарним профилем и са нагиом много мањим од рзе фазе (видети слику 1а). Супротно томе, код урођених таласних олика трзаја нистагмуса, спора фаза је типично експоненцијална са растућим профилем рзине (видети слику 1 б) и њена максимална рзина илако могла да достигне апсолутне вредности упоредиве са рзим фазама, стога једноставан праг за раздвајање рзих покрета (они који имају рзине ока веће од фиксне вредности не могу се користити за примену ове технике аутоматског покретања) од тешког контекста за идентификацију ове технике спорог покрета. тачка сваке споре фазе.

Ова потешкоћа је појачана пошто снимљени сигнали често не пријању у потпуности са сигналним парагоном (нпр. упоредите примере стварно стечених сигнала приказаних на сликама 3 и А1 и архетипском фигуром ЦН покрета ока приказаном на слици 1 в); штавише, утицај уке је већи током фовеације.

Као што је већ речено [6,17,18], варијабилност положаја ока и времена фовеације су заиста кључне карактеристике у процени оштрине вида ЦН, стога је исправна и роусна мера оа ова параметра кључна за доијање поузданих резултата.

Циљ овог рада је развој нових методологија за раздвајање спорих и рзих фаза у снимцима конгениталног нистагмуса покрета ока, како и се издвојиле информације као што су олик таласа, време фовеације и стандардна девијација положаја ока (СДп). Перформансе ових методологија у препознавању таласних олика трзаја са експоненцијалном спором фазом ће такође бити процењене.

Алгоритам који тренутно користе клиничари Лаораторије за очни мотилитет – Института за офталмологију, Факултета за медицину и хирургију Универзитета у Напуљу „Федерицо ИИ“ – раздваја рзе и споре фазе идентификујући локални минимум и максимум на сигналу положаја ока (овде се зове тип критеријума положаја 2) и препознаје правац таласног олика [8] међутим, то је полуаутоматско: корисници имају прилику да исправе израчунате параметре. Ова опција је дата од

алгоритам понекад није тачно класификовао који сигнални тракт је морао бити препознат као спора фаза, а који је рза фаза, зог уке или насумичних додатних покрета очију. У таквим случајевима, тип таласа се често мењао, а понекад је чак и смер ударања ипогрешан, па је прозор фовеације могао бити израчунат у погрешном положају. Поред тога, открили смо да је процена времена фовеације ила критична у оним сигналним траковима где је однос сигнала и шума (СНР) ио нижи.

Да и се превазишло ограничење у вези са идентификацијом типа таласа, друга карактеристика ће бити додата критеријуму положаја ока: адаптивни праг ће бити примењен на сигнал рзине ока, како и се идентификовале почетне тачке споре и рзе фазе.

Роустност овог алгоритма у идентификацији прозора фовеације иће анализирана, рачунајући његову осетљивост и негативну предиктивну вредност.

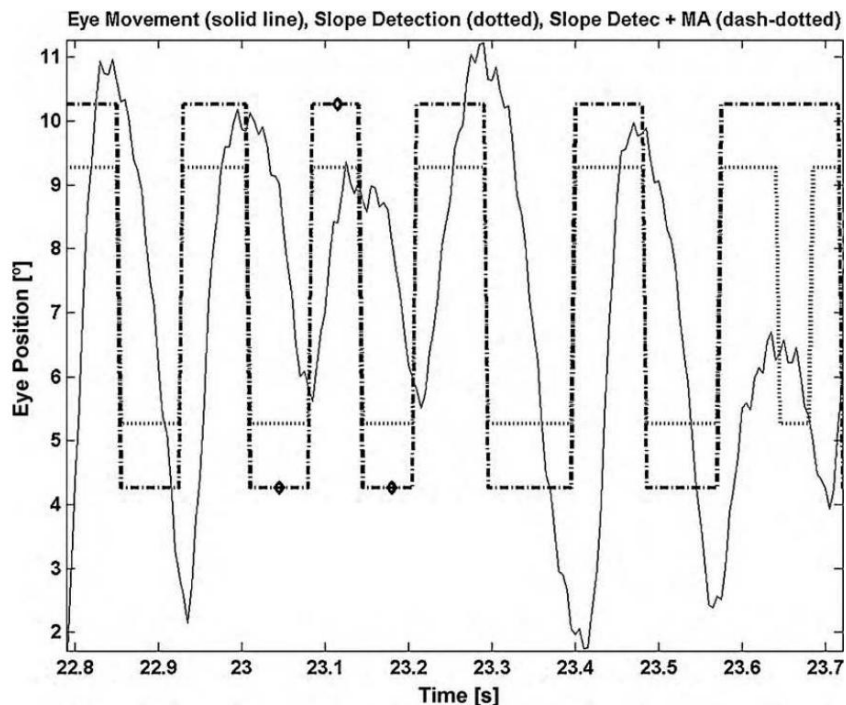
Штавише, пошто неки снимци представљају веома низак СНР, иће уведена интерполација полинома другог реда да и се проценило време фовеације.

3. Опис методе

Анализиране су хоризонталне пројекције покрета ока код 22 олесника ЦН, у различитим позицијама погледа. Визуелна мета је представљена пацијентима помоћу хоризонталне лучне ЛЕД траке (Басис Траде, Италија), која је у стању да оезеједи стимулансе који покривају видно поље од (30°,30°), на удаљености од 1 м са имоилисаном главом. Визуелне мете су узастопно представљене на различитим позицијама погледа по 10 с. Покрети очију су детектовани или помоћу инфрацрвеног апарата (Универсал Инитрам Цорпоратион, Ел Пасо, ТКС—модел Офталмограф; тачност 1,5' лука, ширина опсега 100 Хз) или електроокулографског уређаја (Биомиедица Мангони, Пиза, Италија—модел. БМ60 ИМПеданце >1 МРРО; 100 дБ са малим диском Аг/АгЦл електродама - 4 мм у пречнику, постављеним на спољном отвору сваког ока). За електроокулографију, појачање иомициноског појачавача сигнала је подешено на 100 В/В и примењен је нископропусни филтер првог реда са граничном фреквенцијом од 100 Хз; никакви хардверски зарези нису коришћени за даље сузијање сметњи у линији. Сигнали су дигитално снимљени помоћу аквизиционе плоче (Натионал Инструментс, ПЦИ 6152) са рзином узорковања од 500 Хз и подацима резолуције 16 бита.

Полазећи од алгоритма који је развио Јухола за идентификацију промена нагиа у записима покрета ока вестиуларног нистагмуса [24], градимо сопствени алгоритам за идентификацију, дизајниран да креира излазну секвенцу позитивних и негативних унитарних вредности које одговарају променама нагиа у сигналним конгениталног нистагмуса [28].

Развијени алгоритам је израчунао наги кретања ока у временском интервалу постављеном на 100 мс коришћењем методе најмањих квадрата и вратио две различите вредности: +1 за позитиван наги и -1 за негативан наги, стварајући низ позитивних или негативних јединичних вредности колико је дугачак испитивани сигнални тракт. Према томе, преокрет нагиа у сигналу покрета ока одговарао је преокрету знака у овој секвенци. Временски интервал између два наредна преокрета предзнака у јединственом низу треа да одговара дужини или споре или рзе фазе. Филтер за изравнавање (померање



Слика 2 – Пример препознавања циклуса (цртица-тачка) који је постављен на иза рани сигнал (пуна линија). Слика такође приказује средњи корак (испрекидана линија) пре покретног просека. Минимум и максимум се траже унутар интервала између два узастопна црна дијаманта.

просек са граничном фреквенцијом од $7,8 \text{ Hz}$ је додат да се спречила нежељена детекција преокрета наги а са трајањем мањим од 130 ms , зог суперпонованог шума. Локални минимум и максимум одговарајућег сигнала покрета ока за сваки циклус су коначно тражени у симетричном временском интервалу око преокрета наги а (погледајте на Слици 2 испрекидану линију на $23,65 \text{ s}$ за пример ефеката филтера за изглађивање и црне дијаманте као пример временских интервала претраживања).

Временска дистанца сваког пара минимум-максим је упоређена са следећим, да се категоризовала као рза или спора фаза сваког циклуса. За сваку препознату спору фазу идентификована је њена почетна и крајња тачка; изграђена је секвенца свих препознатих тачака (овде се зове СпЕп секвенца). Затим се наги рзе фазе сматра до ром апроксимацијом за правац фовеације (позитиван за прави смер и о рнуто).

Време почетка прозора фовеације је процењено као тачка Сп, за оне циклусе који нису или клатни (за клатне и псеудоциклоидне циклусе јасно је да није могуће идентификовати сигнални тракт у којем су јект заправо фовеира). Међутим, шум или сакада поновног позиционирања (насумични додатни покрети) могу генерисати нетачне СпЕп секвенце и као последица тога тип таласног о лика може ити погрешно препознат, тј. клатни уместо трзај; поред тога, трајање спорих фаза може ити знатно потцењено (нпр. упоредите два пара слика на сликама За и).

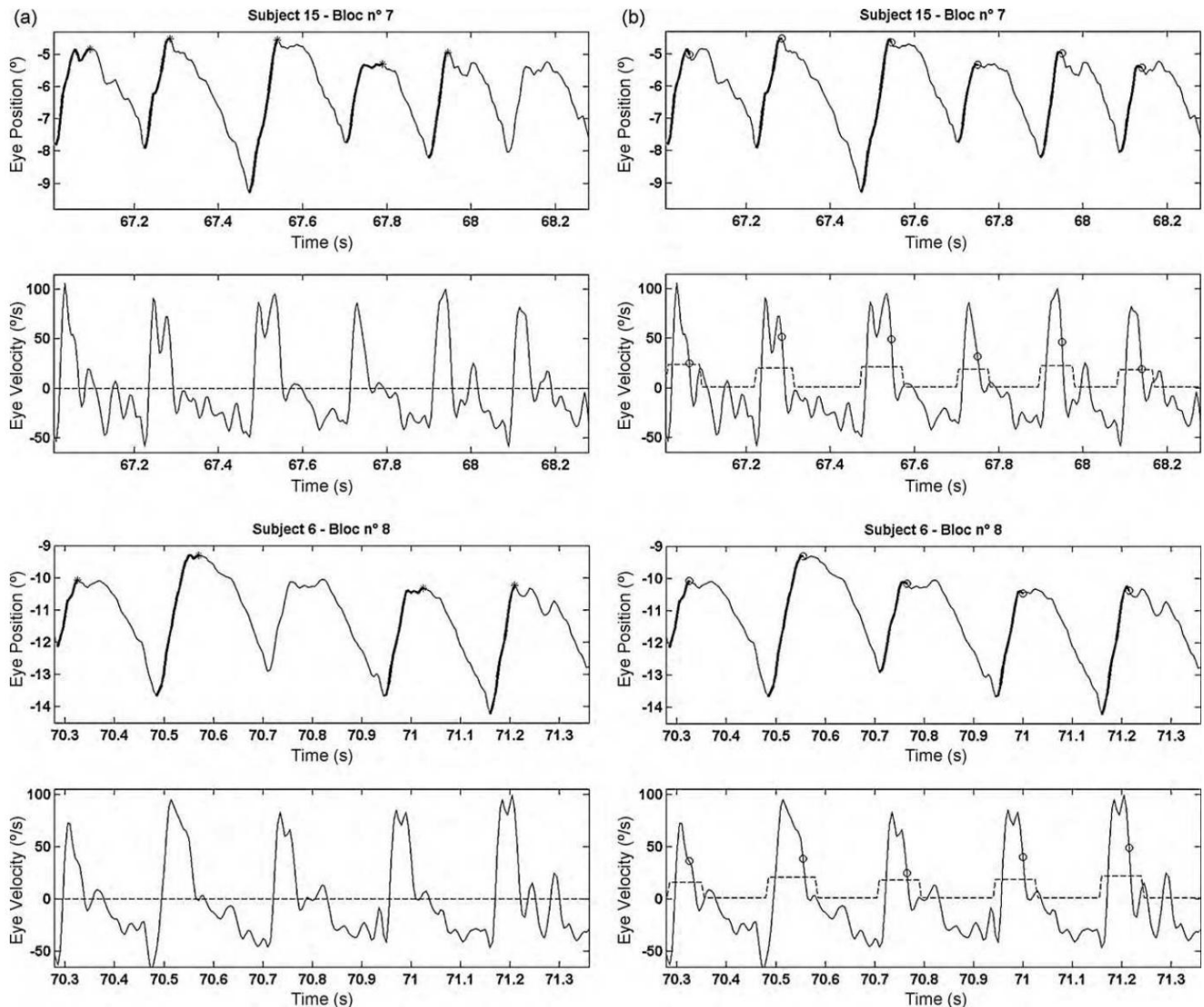
Да се смањио утицај уке и ре-фовеатинг сац-цадес и интервенције корисника, уз претходни критеријум за одвајање спорих и рзих фаза у ЦН, разматран је адаптивни праг примењен на сигнал рзине.

снимање покрета очију. Коришћење таквог прага је омогућило пречишћавање процене почетних тачака споре фазе.

Вредност прага је постављена према следећем разматрању: у идеалном таласном о лику, тачка максималне рзине и могла ити до ар естиматор центра рзе фазе, док и тренутак у коме рзина прелази нулу могао ити иза ран као естиматор почетне тачке споре фазе (видети слику 1). У стварним сигналима, зог шума и поремећаја ритма (фазне инверзије), праг нулте рзине није могао да се примени; стога је адаптивни праг постављен на 20% локалне максималне рзине. Излаз овог алгоритма је ила нова СпЕп секвенца у којој се ажурира почетна тачка споре фазе, користећи узорак који одговара последњој вредности рзине која је ила изнад иза раног прага (види слику 3).

По ољшана Сп детекција је омогућила прецизнију процену временског трајања сваке фазе; тип таласног о лика и правац откуцаја су процењени са овим новим вредностима да се потврдила или од ацила идентификација типа таласног о лика извршена са горе описаним критеријумом положаја.

Перформансе овог алгоритма су процењене узимајући у о зир колико је циклуса тачно идентификовано као трзајни циклуси са растућом рзином. Позитиван догађај је ило успешно препознавање ове врсте таласа, док је негативан ило неуспело препознавање других типова таласа (као што су: трзај са опадајућом рзином, линеарни, псеудоциклоидни) уместо циклуса трзаја са растућом рзином. Тачан тип таласа су проценила два стручна клиничара. Сваки од њих је посе но идентификовао циклусе трзаја са растућом рзином и само ако су се две детекције преклапале, циклус се сматрао правом вредношћу.



Слика 3 – (а) Примери идентификације рзих фаза (подељана линија) и спорих фаза са критеријумом положаја, клатни циклуси су састављени од две узастопне споре фазе. Звезде (*) идентификују тачке почетка споре фазе, само у циклусима трзаја. На слици је такође приказана израчуната рзина са нултим праговима рзине (испрекидана линија). () Идентификација рзих и спорих фаза у истом тракту (а) коришћењем методе адаптивног прага. Кругови (o) представљају нове откривене почетне тачке споре фазе; смањен је број циклуса клатна (тј. циклуса који су у потпуности приказани у оригиналном стилу).

У својили смо уочајене скраћенице: ТП = број истинито позитивних, ТН = број истинитих негативних, ФН = број лажно негативних и ФП = број лажно позитивних. Осетљивост је дефинисана као ТП подељена са (ТП + ФН), негативна предиктивна вредност је дефинисана као ТН подељена са (ТН + ФН), специфичност је дефинисана као ТН подељена са (ТН + ФП) и позитивна предиктивна вредност је дефинисана као ТП подељена са (ТП + ФП).

Фовеатион прозор је дефинисан као временски интервал у којима је рзина ока ила нижа од ± 4 /с и положај ока је ио унутар $\pm 0,5$ споре фазе [17,18].

Што се тиче мере времена фовеације (Тф), процена ове карактеристике није једноставан задатак. Тачка кандидата за почетак прозора фовеације може бити погрешна због велике варијабилности сигнала, што доводи до

резултати нису довољно чврсти за клиничку праксу. У ствари, прозор фовеације је дефинисан као непрекидан низ тачака који испуњава горе описане захтеве [18]; стога чак и један узорак ван изабраног прозора ($\pm 0,5$ и ± 4 /с) може да промени меру времена фовеације. Сигнални трактови који приказују временску дужину прозора фовеације краћу од 10 мс или састављени од једног узорака, у нашим претходним радовима потпуно одбачени, сада су укључени у анализу и поново обрађени интерполацијом; примењена је интерполирајућа функција другог реда почевши од почетне тачке споре фазе коју је препознао потоњи алгоритам и са крајњом тачком постављеном на 2/3 дужине споре фазе (погледајте [Додатак А](#) за детаље). Време фовеације је процењено коришћењем сировог сигнала и интерполираних података.

Табела 1 – Тачност у препознавању трзајних спорих фаза са повећањем рзине.

Пацијент	И алгоритам (критеријум позиције)						ИИ алгоритам (позиција и критеријуми прилагодљивог прага)					
	ТП ТН ФН ФП				СЕ са 1	НПВ са	ТП ТН ФН ФП СЕ са 2				НПВ са	
					карактеристика	1 карактеристика					карактеристике	2 карактеристике
Пацијент 1	19	1	12	0	0.613	0,077	30	1	1	0	0.968	0.500
Пацијент 2	10	3	1	0	0.909	0.750	11	3	0	0	1.000	1.000
Пацијент 3	19	9	4	0	0.826	0.692	23	9	0	0	1.000	1.000
Пацијент 4	2	10	1	0	0.667	0.909	3	10	0	0	1.000	1.000
Пацијент 5	10	0	2	0	0.833	0.000	11	0	1	0	0.917	0.000
Пацијент 6	18	2	2	0	0.900	0.500	20	2	0	0	1.000	1.000
Пацијент 7	33	5	15	1	0.688	0.250	48	5	0	1	1.000	1.000
Пацијент 8	26	12	7	0	0.788	0.632	33	12	0	0	1.000	1.000
Пацијент 9	10	3	13	0	0.435	0.188	23	3	0	0	1.000	1.000
Пацијент 10	86	40	37	3	0.699	0.519	119	43	4	0	0.967	0.915
Пацијент 11	41	19	24	0	0.631	0.442	64	19	1	0	0.985	0.950
Пацијент 12	18	33	19	0	0.486	0.635	36	33	1	0	0.973	0.971
Пацијент 13	85	0	28	3	0.752	0.000	112	2	1	1	0.991	0.667
Пацијент 14	66	0	24	0	0.733	0.000	88	0	2	0	0.978	0.000
Пацијент 15	31	15	15	0	0.674	0.500	45	15	1	0	0.978	0.938
Пацијент 16	93	0	4	0	0.959	0.000	97	0	0	0	1.000	1.000
Пацијент 17	6	14	0	0	1.000	1.000	6	14	0	0	1.000	1.000
Пацијент 18	23	6	10	0	0.697	0,375	33	6	0	0	1.000	1.000
Пацијент 19	16	14	5	0	0.762	0.737	21	14	0	0	1.000	1.000
Пацијент 20	66	0	2	0	0.971	0.000	68	0	0	0	1.000	1.000
Пацијент 21	32	17	21	0	0,604	0,447	53	17	0	0	1.000	1.000
Пацијент 22	17	8	15	0	0,531	0,348	31	8	1	0	0.969	0.889
Укупно	727	211	261	7	0.736	0.451	975	216	13	2	0.998	0.943

Тачност у препознавању трзајних спорих фаза са повећањем рзине за два алгоритма: критеријум положаја и положај + адаптивни гранични критеријум за сваког пацијента. Уочијена скраћеница је усвојена за број истинито позитивних (ТП), правих негативних (ТН), лажно негативних (ФН), и лажно позитивних (ФП). СЕ означава осетљивост, а НПВ за негативну предиктивну вредност. У последњем реду укупан број ТП, ТН, ФП и ФН су пријављени; СЕ и НПВ на овој линији се рачунају на основу укупног броја снимака.

4. Резултати

Укупно 1206 спорих фаза (урођени нистагмус 988, остало 218) коришћени су за израчунавање специфичности у препознавању таласног олика примењујући само критеријум положаја ока или додајући му адаптивни праг. Анализа перформанси у таласном олику препознавање, примењено на алгоритам на основу позиције само критеријум, показао је високу специфичност (средња вредност 94,4% СД 0,21) и позитивна предиктивна вредност (средња вредност 99,6% СД 0,01) за снимке конгениталног нистагмуса; Табела 1 садржи детаљне податке за сваког пацијента. Осетљивост ове методе ком-

укупан број снимака је и даље био до 73,6%), док је негативна предиктивна вредност достигла само 44,7%. Алгоритам је веома добро идентификовао присуство карактерисаних трзајних циклуса спорим фазама са растућом рзином унутар ЦН ока снимци кретања (тј. број лажно позитивних је био лизу нуле), али многи циклуси су погрешно класификовани као клатна, уместо кретена. Употреба адаптивног прага смањен ефекат уке и додатних насумичних покрета омогућавајући раздвајање споре и рзе фазе са ољим представе.

На слици 3 је приказан пример тренда адаптивног прага који је суперпонован на израчунати сигнал рзине.

Табела 2 – (а и б) Резиме укупних циклуса које препознаје сваки алгоритам.

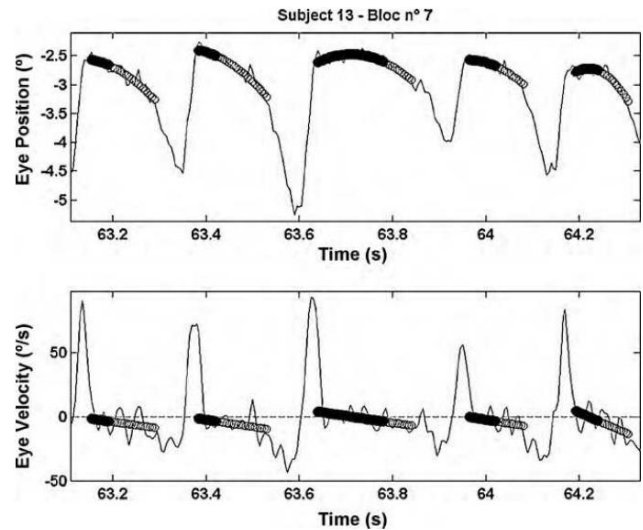
Алгоритам са 1 функцијом ЕКСП ИНЦР ВЕЛ (+)	НЕМА ЕКСП ИНЦР ВЕЛ ()	ЦИЦЛЕС
ТЕСТ (+)	727	7
ТЕСТ ()	261	211
Н. тестова	988	218
Алгоритам са 2 карактеристике	ЕКСП ИНЦР ВЕЛ (+)	НЕМА ЕКСП ИНЦР ВЕЛ ()
ТЕСТ (+)	975	2
ТЕСТ ()	13	216
Н. тестова	988	218

Ове табеле сумирају резултате сваког алгоритма у процени да ли је ЦН таласни олик био трзај и да ли је имао експоненцијалну спору фазу са повећањем рзине.

На положају ока сигнализирају одговарајуће почетне тачке свака спора фаза и нова рза (поде љана линија) и спора фаза декомпозиција се такође приказује; као поређење, оригинална декомпозиција до ијена само са критеријумом позиције је приказано на слици 3а. У примерима приказаним на слици 3, алгоритам заснован само на критеријуму позиције није успео да препозна 1 циклус на укупно 6, за први пример и 1 циклус на укупно од 5 за други пример, класификујући их као клатне или псеудоциклоид уместо кретен.

Анализа перформанси алгоритма који укључује о е карактеристике (критеријум положаја и праг рзине) потврдио је по љшање у препознавању таласних о лика. Тхе по љшана је осетљивост на укупан рој снимака са 73,6% на 99,8%, док је негативна предиктивна вредност (НПВ) по љшао се са 44,3% на 94,3%, као што је приказано у та ели 1. Последњи резултат имплицира да се неколико ЦН трза са повећањем експоненцијалне рзине су испражњене као неекспоненцијалне (види Та ела 2 за преглед резултата).

Што се тиче процене прозора фовеације, пример резултати интерполације суперпонирани на оригиналне податке за пет циклуси ЦН снимања покрета ока приказани су на слици 4. Око приказани су положај и рзина ока: интерполиране вредности су насликани као празни кругови, док пуни кругови представљају тачке које задовољавају критеријуме положаја и рзине (тачке које припадају прозор фовеације). Користећи сирово кретање очију, Тф је резултирао веома потцењен и често није достигао више од неколико узорци; код неких су јеката са веома учним сигналим или у присуству упада унутар спорих фаза прозора фовеације трајање је процењено на само један узорак. Ови резултати није одговарало стварно измереној оштрини вида. напротив,



Слика 4 – Пример квадратне интерполације (крugови) постављен на иза рани сигнал. Слика такође приказује израчунате прозоре фовеације као поде љане тачке и сигнали о положају и рзине ока.

време фовеације процењено коришћењем интерполираних података поузданије мере: на пример, коришћењем приказаних података на слици 4, процена сировог сигнала довела је до просечне фовеације време од 15 мс, док је полиномско уклапање вероватније дало 75 мс; детаљни резултати за сваког пацијента су резимирани у та ели 3.

Та ела 3 – Параметри нистагмуса и време фовеације израчунато интерполацијом.

Нистагмус пацијента	амплитуда ()	Нистагмус фреквенција (Hz)	Време је укључено		СДп () НАЕФ израчунат	
			нео рађен сигнал (мс)	интерполација (мс)	интерполирани подаци	
Пацијент 1	4.7	4.9	2.3	9.3	0.9	0,098
Пацијент 2	5.9	2.4	2.1	12.5	2.5	0,025
Пацијент 3	6.4	3.0	2.7	13.0	1.2	0,093
Пацијент 4	4.0	2.4	2.0	7.1	0.3	0,138
Пацијент 5	2.7	4.4	2.1	43.3	0.5	0,432
Пацијент 6	4.5	3.4	2.3	17.9	1.8	0,067
Пацијент 7	4.7	4.7	2.1	7.6	1.2	0,061
Пацијент 8	3.9	3.9	3.6	28.0	0.7	0,293
Пацијент 9	4.6	5.3	3.3	22.5	0.8	0,222
Пацијент 10	2.0	3.6	2.9	28.9	0.5	0,340
Пацијент 11	3.2	4.8	2.0	9.2	1.2	0,074
Пацијент 12	4.2	4.1	2.1	4.6	1.6	0,027
Пацијент 13	4.7	4.8	2.1	6.8	0.8	0,080
Пацијент 14	4.8	4.0	2.1	10.9	1.4	0,071
Пацијент 15	3.8	4.0	2.3	13.1	0.6	0,175
Пацијент 16	4.6	4.2	2.2	7.8	0.7	0,099
Пацијент 17	6.4	3.9	2.2	23.5	0.7	0,244
Пацијент 18	4.3	4.2	2.2	11.8	2.0	0,042
Пацијент 19	3.7	3.1	2.2	8.8	1.7	0,044
Пацијент 20	5.3	4.3	2.1	10.6	0.9	0,112
Пацијент 21	5.1	2.7	2.2	12.3	1.0	0,119
Пацијент 22	3.6	6.0	2.3	8.5	0.5	0,224
Меан	4.4	4.0	2.3	14.4	1.1	0,140

Параметри нистагмуса израчунати за сваког пацијента; време фовеације је процењено на сировим сигналим и коришћењем интерполираних података. СДп стоји за стандардну девијацију положаја ока између узастопних циклуса и НАЕФ означава функцију процене оштрине нистагмуса.

5. Закључци

Испитивање конгениталног нистагмуса је тежак задатак и захтева спровођење специфичних процедура за издвајање његових карактеристичних параметара. ЦН је ритмички феномен и може се анализирати коришћењем метода типичних за фреквенцијски домен; међутим, употреба СТФТ и таласне анализе може показати извесну временску промену таласних облика, али прецизна анализа прозора фовеације, који траје десетинама милсекунди, представља изазов чак и за СТФТ.

Анализа временског домена, напротив, може да идентификује сигналне траке у којима су јект фовеира; може да пружи важне додатне информације за сваку позицију погледа као што су тип таласа, време фовеације и стандардна девијација процене положаја ока и може да истакне промене (у времену) таквих параметара.

Високе перформансе у препознавању таласних облика доијене методом описаном у овом раду потврђују да је анализа временског домена моћан, користан алат у анализи ЦН покрета ока и да даје поуздане резултате, смањујући субјективност коју су лекари увели ручним модификацијама почетних тачака споре фазе. Штавише, варијабилност положаја ока између узастопних прозора фовеације може се лако проценити кроз Сп секвенцу коју обезбеђује предложени алгоритам/метода.

Што се тиче процене прозора фовеације, могу се изградити различити путеви да се појасно њихово препознавање. Најпривлачније опције су развој сложених алгоритама за одлучивање, који могу да одвоје стварне податке од података на које утиче шум или сакада ре-фовеатинга, за разлику од филтрирања сигнала примењеног на сигнал положаја ока како би се смањило утицај шума и малих ре-фовеатинг покрета очију. Интерполација је заиста врста филтрирања сигнала, али је у овом раду примењена само на почетни део сваке споре фазе, остављајући рз фазе нетакнуте. ЦН покрети очију (тласни облици трзаја) могу се сматрати низом од три токена, зоне фовеације, споре фазе коју карактерише урзање и рзог поновног позиционирања. Пропусност ових кретања је далеко другачија једна од друге: прва

је скоро константан, други има опсег од 1 до 15–20 Хз, а последњи може ићи до 70 Хз [29]. Дакле, нископропусно филтрирање примењено на цео сигнал и заиста могло да смањи утицај шума на почетни део спорих фаза, али ће такође значајно променити динамику рз фазе и процену амплитуде нистагмуса и СДп.

Поред тога, како наводе Ади и Бјерре [7], већину таласних облика ЦН трзаја карактеришу споре фазе са растућом рзином и споре фазе се могу моделовати као растућа експоненцијала. Најбоља интерполација је, дакле, трезало да се постигне коришћењем експоненцијалне функције, уместо полинома другог реда. Међутим, чинило се да таква релација има велику зависност од почетне и крајње тачке интерполације, што доводи до дужих времена рачунања и не истиче значајне разлике у односу на полином другог реда [30]. Више детаља о методи интерполације разматрано је у Додатку А.

У закључку, иако је ригорозно поређење перформанси различитих алгоритама у овом тренутку немогу-

зног одсуства златног стандарда у аутоматском препознавању фовеационих тракта унутар очних покрета у ЦН, употреба адаптивног прага заснованог на локалној рзини ока представља значајан корак испред у односу на претходне интерактивније системе, где су локални минимум и максимум морали пажљиво испитати оператери да би се искључили погрешно реаговања.

Међутим, појавиле су се нове методологије у испитивању снимања покрета очију, као што су теорије динамичког система. Користећи овај приступ, детерминистичке компоненте осцилација нистагмуса могу се идентификовати коришћењем технике развијене у нелинеарној динамици [31]. Ову технику су такође применили Акман ет ал. [32] који је квантификовао динамику нистагмуса у области фовеације, утврдивши да фиксна тачка у простору стања, или стабилно стање, није јединствена. Физиолошки ово потврђује, са алтернативном методом, да изгледа да контролни систем не одржава јединствену позицију погледа на крају сваке рзе фазе.

Суко интереса

Ниједан.

Признања

Аутори су захвални Институту за офталмологију, Медицинско-хирургијском факултету Универзитета у Напуљу „Федерицо ИИ“ на подршци у снимању покрета очију. Аутори се посебно желе захвалити проф. др Адриану Маглију и МД Доменицо Боццуззи на анализи оволике количине података и корисним коментарима.

Додатак А. Интерполација споре фазе

Код трзајног конгениталног нистагмуса сваки циклус се увек може разложити на два поддела: спору фазу која одводи око од мете и фазу рзог поновног позиционирања. Да би се смањило утицај уке на процену

прозори фовеације, споре фазе су интерполиране и два гранична услова (положај очију мањи од $\pm 0,5$ и рзина ока мања од ± 4 /с) су примењена на интерполирани сигнал.

Као што су известили Ади и Бјерре [7], типични таласни облик ЦН трзаја има спору фазу која се може моделовати као експоненцијални профил са растућом рзином; стога најбоља интерполација овог тракта сигнала кретања ока треба да се доије коришћењем експоненцијалне функције. У претходном раду [30], међутим, открили смо да интерполација полинома другог реда може да доије исте резултате, уз предност што захтева мање времена за рачунање.

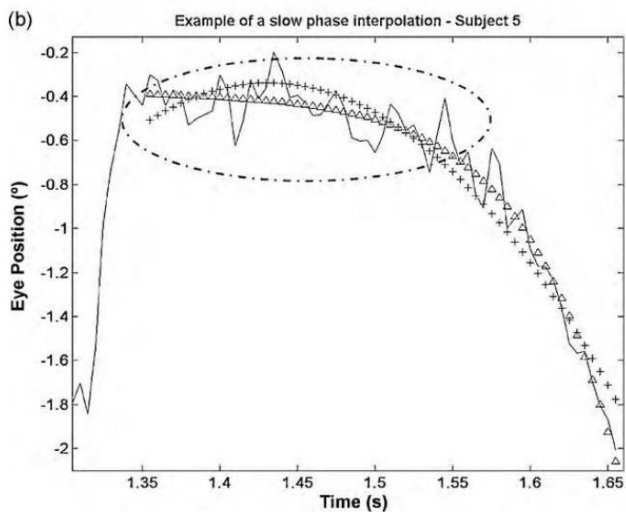
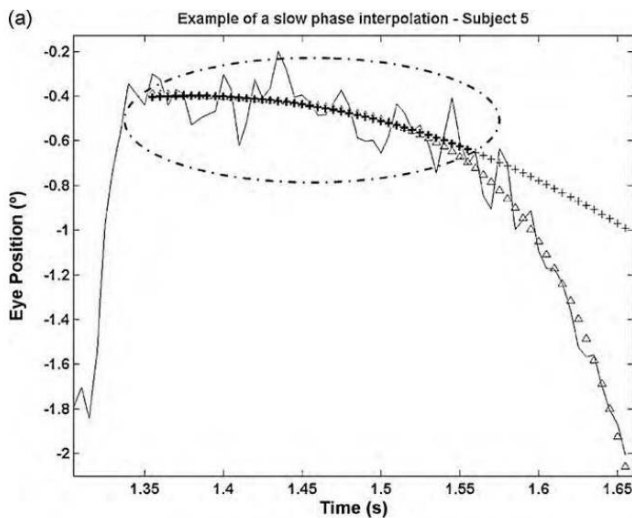
Интерполација споре фазе је урађена коришћењем МАТЛАБ фит функције, са методом нелинеарних најмањих квадрата и полиномским моделом другог реда; ова функција производи коефицијенте који минимизирају средњу квадратну грешку. Међутим, као што је приказано на слици А1, минимизирање РМСЕ на целој спорој фази могло би довести до веће локалне грешке у почетном тракту исте споре фазе. Ово је веома непожељно, јер смо потврдили да фовеација почиње спорим почетком фазе

тачка и траје док се не задовоље горе наведени гранични услови о положају и рзини ока.

Да и се до ила тачнија процена почетне

део ЦН спорих фаза, полиномска интерполација тре а да покрије само сигналне тракте који чине прозоре фовеације; очигледно то није могуће јер временска дужина прозора фовеације није позната а priori. Стога смо одлучили да поставимо опсег интерполације почевши од сваке почетне тачке споре фазе и завршавајући до 2/3 трајања сваке споре фазе; ова вредност и тре ало да уде дужа од ило ког прозора фовеације.

Са овом претпоставком, постигли смо циљ да минимализујемо грешку између криве другог реда и криве



Слика А1 – Пример експоненцијалне интерполације приказан је суперпонираним на једну спору фазу (троугао). На истој спорој фази приказана је и интерполација полинома другог реда (укрштање). Две слике приказују поређење резултата интерполације до ијених са (а) или ез () крајње тачке интерполације постављене на 2/3 укупне дужине споре фазе. Очигледно је да из ор ове последње вредности резултира много мањом грешком (између интерполације полинома другог реда и експоненцијалне функције) у почетном тракту сигнала (грешка очигледно постаје већа како се време повећава).

одговарајућа експоненцијална интерполација споре фазе, посе но у сигналном тракту који се односи на прозор фовеације (види слику А1а).

референце

- [1] РВ А ади, ЦМ Дицкинсон, Карактеристике таласног о лика код конгениталног нистагмуса, Доц. Офталмол. 64 (1986) 153–167.
- [2] ХЕ Беделл, ДС Лошин, Међусо не везе између мера оштрине вида и параметара покрета очију код конгениталног нистагмуса, Инвест. Офталмол. Вис. Сци. 32 (1991) 416–421.
- [3] ЛФ Делл'Оссо, Ј. Ван Дер Стеен, РМ Стеинман, Х. Цоллевијн, Фовеатион динамиц ин цонгенитал нистагмус. И. Фиксација, Доц. Офталмол. 79 (1992) 1–23.
- [4] ЦМ Дицкинсон, РВ А ади, Утицај нистагмоидне осцилације на контрастну осетљивост код нормалних посматрача, Висион Рес. 25 (1985) 1089–1096.
- [5] РВ А ади, Р. Воркфолк, Брзине клизања мрежњаче код конгениталног нистагмуса, Висион Рес. 29 (22) (1989) 195–205.
- [6] ЛФ Делл'Оссо, РБ Дарофф, Таласни о лици конгениталног нистагмуса и стратегија фовеације, Доц. Офталмол. 39 (1) (1975) 155–182.
- [7] РВ А ади, А. Бјерре, Моторне и сензорне карактеристике инфантилни нистагмус, Бр. Ј. Опхталмол. 86 (2002) 1152–1160.
- [8] Р. Рецциа, Г. Ро ерти, П. Руссо, Спектрална анализа о лика таласа код конгениталног нистагмуса, Опхтал. Рес. 21 (2) (1989) 83–92.
- [9] Г. Ро ерти, П. Руссо, Г. Сегре, Спектрална анализа електро-окулограми у квантитативној процени хирургије нистагмуса, Мед. Биол. инж. Рачун. 25 (5) (1987) 573–576.
- [10] Г. Босоне, Р. Рецциа, Г. Ро ерти, П. Руссо, Фреквенци расподела временског интервала између рзих фаза нистагмичких покрета очију, офтал. Рес. 22 (1990) 178–182.
- [11] РВ А ади, Р. Воркфолк, Хармонска анализа конгениталних таласни о лик нистагмуса, Цлин. Висион Сци. 6 (55) (1991) 385–388.
- [12] РА Цлемент, ЈП Вхиттле, МР Мулдоон, РВ А ади, ДС Броомхеад, ОЕ Акман, Карактеризација урођених таласних о лика нистагмуса у смислу периодичних ор ита, Висион Рес. 42 (17) (2002) 2123–2130.
- [13] М. Хосокава, С. Хасе е, Х. Охтсуки, И. Тсуцхида, Временско-фреквенцијска анализа сигнала електронистагмограма код пацијената са конгениталним нистагмусом, Јпн. Ј. Опхталмол. 48 (2004) 262–267.
- [14] ЛА А ел, ЗИ Ванг, ЛФ Делл'Оссо, Вавелет анализа у синдрому инфантилног нистагмуса: ограничења и спосо ности, Инвест. Офталмол. Вис. Сци. 49 (2008) 3413–3423.
- [15] К. Миура, РВ Хертле, ЕЈ ФитзГи он, ЛМ Оптицан, Ефекти операције тенотомије на таласне о лике конгениталног нистагмуса код одраслих пацијената. Део И. Таласна спектрална анализа, Висион Рес. 43 (22) (2003) 2345–2356.
- [16] НВ Схетх, ЛФ Делл'Оссо, РЈ Леигх, ЦЛ Ван Дорен, ХП Пецкхам, Ефекти аферентне стимулације на конгениталне периоде фовеације нистагмуса, Висион Рес. 35 (16) (1995) 2371–2382.
- [17] ЛФ Делл'Оссо, ЈБ Јацо с, проширена оштрина нистагмуса функција: интра- и интерсу јектно предвиђање нај оље кориговане видне оштрине, Доц. Офталмол. 104 (2002) 249–276.
- [18] М. Цесарелли, П. Бифулцо, Л. Лофредо, М. Брацале, Однос између оштрине вида и варија илности положаја ока током фовеације код конгениталног нистагмуса, Доц. Офталмол. 101 (2000) 59–72.
- [19] М. Јухола, Х. Аалто, Т. Хирвонен, Техника анализе сигнала вести уло-окуларног рефлекса стимулисаног импулсивним покретима главе, Анн. Биомед. инж. 34 (7) (2006) 1213–1225.

- [20] P. МцЛеан, Ф. Проудлоцк, С. Тхомас, Ц. Дегг, И. Готтло, Урођени нистагмус: рандомизирано, контролирано испитивање са двоструком маском мемантина/гапентина, Анн. Неурол. 61 (2007) 130–138.
- [21] П. Бифулцо, М. Цесарелли, Л. Лоффредо, М. Сансоне, М. Брацале, Осцилације основне линије покрета очију и варијабилност положаја очију током фовеације код конгениталног нистагмуса, Доц. Офталмол. 107 (2003) 131–136.
- [22] Г. Паскуариелло, М. Цесарелли, П. Бифулцо, А. Фратини, А. Ла Гатта, М. Романо, Цхарацтеризацион оф аселине осцилатион ин конгенитал нистагмус еие мовемент рецордингс, Биомед. Сигнал Процес. 4 (2) (2009) 102–107.
- [23] Т. Цхен, И.-Ф. Цхен, Ц.-Х. Лин, Т.-Т. Тсаи, Квантификација анализа сакадичних покрета очију, Анн. Биомед. инж. 26 (1998) 1065–1071.
- [24] М. Јухола, Детекција покрета очију нистагмуса коришћењем рекурзивног дигиталног филтера, ИЕЕЕ Транс. Биомед. инж. 35 (1988) 395–398.
- [25] Д. Саутер, Бј Мартин, Н. Ди Рензо, Ц. Вомсцхеид, Анализа кретања ока помоћу иновација које генерише Калман филтер, Мед. Биол. инж. Рачун. 29 (1991) 63–69.
- [26] М. Арзи, М. Магнин, Теоријски приступ расплинутог скупа аутоматској анализи нистагмичких покрета очију, ИЕЕЕ Транс. Биомед. инж. 36 (1989) 954–963.
- [27] М. Јухола, Х. Аалто, Т. Хирвонен, Коришћење резултата ока анализа сигнала покрета у неуромрежном препознавању отоневролошких пацијената, Рачун. Методе Прог. Биомед. 86 (2006) 216–226.
- [28] М. Цезарелли, П. Бифулцо, М. Романо, Г. Паскуариелло, А. Фратини, Л. Лоффредо, А. Магли, Т. Де Бернардинис, Д. Боццузи, Анализа трајања фовеације и поновљивости на различитим позицијама погледа код пацијената са урођеним нистагмусом, ИФМБЕ Проц. 16 (12) (2007) 426–429.
- [29] ЦМ Харрис, Ј. Валлман, ЦА Сцуддер, Фуријеова анализа сакаде код мајмуна и људи, Ј. Неуропхисиол. 63 (1990) 189–198.
- [30] Г. Паскуариелло, М. Цесарелли, П. Бифулцо, А. Фратини, А. Ла Гатта, Д. Боццузи, Детекција прозора фовеације и анализа фовеацијских секвенци у конгениталном нистагмусу, ИФМБЕ Проц. 22 (2008) 364–367.
- [31] М. Тхеодору, РА Цлемент, Анализа нистагмуса у фиксној тачки, Ј. Неуросци. Методе 161 (2007) 134–141.
- [32] ОЕ Акман, ДС Броомхеад, РА Цлемент, РВ Ади, Анализа нелинеарне временске серије конгениталног нистагмуса трзаја, Ј. Цомпут. Неуросци. 21 (2006) 153–170.