



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 58663

(13) A

(51) 7 A61B10/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДВИДАЄТЬСЯ ПІД  
ВІДПОВІДАЛЬНІСТЬ  
ВЛАСНИКА  
ПАТЕНТУ

(54) СИСТЕМА ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ КОЛЬОРОВОЇ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДОПЛЕРОГРАФІЇ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

1

2

(21) 2002021378

(22) 19 02 2002

(24) 15 08 2003

(46) 15 08 2003, Бюл. № 8, 2003 р.

(72) Мохур Олександр Миколайович

(73) Мохур Олександр Миколайович

(57) Застосування універсальної ультразвукової діагностичної системи «Sonoline Elegra Advanced» фірми «Siemens» для вивчення кровообігу в офтальмології як пристрою для проведення кольорової ультразвукової доплерографії

Винахід відноситься до медицини, а саме ультразвукової діагностики і/в офтальмології

Вивчення кровообігу в медицині є актуальним, оскільки порушення кровопостачання грає, без сумніву, важливу роль в патогенезі цілого ряду захворювань. З цією метою досить широко застосовують ультразвукову доплерографію. Такі дослідження атравматичні, безпечні, досить точні і не потребують великих затрат часу, їх можна застосовувати для моніторингу судинних процесів. При вивченні гемодинаміки в судинах ока і орбіти дослідники стикнулися із значними труднощами, які обумовлені невеликим діаметром судин, анатомічним розташуванням в кістковій орбіті, особливостями ходу і варіабельністю розгалуження. Найбільш оптимальним варіантом їх вирішення вважається метод кольорової ультразвукової доплерографії (КУЗДГ), яка поєднує в собі три компоненти: двомірне сканування, кольорове доплерівське картування (КДК) напрямку і швидкості кровотоку та імпульсну доплерографію [1]. Цей метод дозволяє знайти на двомірному зображенні судину за анатомічними орієнтирами, при допомозі КДК визначити напрям і орієнтовно швидкість кровообігу, що значно полегшує, прискорює і уточнює ідентифікацію судини. Потім, розмістивши ворота імпульсного доплера в оптимальній, на думку дослідника, ділянці судини, виконати запис та аналіз спектрограми. Однак відсутня загальновизнана технологія проведення дослідження<sup>2</sup>. Тому КУЗДГ, зроблена різними авторами на обладнанні різних виробників, що має різні параметри, які часом неможливо співставити, дає протиречиві висновки і навіть дослідження, проведені на одному й тому ж обладнанні, але різними дослідниками можуть статистично достовірно різнитися між собою [2],

що значно обмежує застосування КУЗДГ в лікарській практиці.

КУЗДГ є найбільш досконалим методом доплерографії. Нами проаналізовані можливості застосування цього методу в офтальмології [3]. Майже всі діагностичні системи, які дозволяють реалізувати КУЗДГ, є універсальними і можуть бути застосовані в офтальмології.

Однак в доступній нам літературі не вдалося знайти інформацію про спеціалізований прилад чи програму для застосування цього методу з метою вивчення гемодинаміки ока і очниці. Тому кожен дослідник вирішує проблему адаптації ультразвукової системи (саму шляхом простого перенесення датчика до ока). При цьому не враховується, що одночасне поєднання декількох режимів роботи і поява таких нових ехографічних методик, як кольорова та енергетична доплерографія, значно збільшує вихідну акустичну потужність (ВАЛ) ультразвукових діагностичних систем. Структури ока відносяться до найбільш чутливих до дії ультразвуку тканин організму, і, хоча не опубліковано жодного доведеного випадку шкідливого впливу ультразвукового діагностичного обстеження, розумна настороженість необхідна. Однак частина авторів взагалі не згадує про обмеження ВАЛ [4], а деякі [5] вказують, що при обстеженні користувалися приладом «Acuson - 128» в режимі допомоги «Fetal», тобто режимі, який розрахований для дослідження плоду при вагітності. Така ситуація обумовлена, на нашу думку, в першу чергу відсутністю як в Російській Федерації, так і в Україні, державних нормативних актів про безпечні рівні ВАЛ ультразвукових діагностичних приладів. Ми спиралися в своїй роботі на міжнародні нормативні акти [6] та акти США [7], які обмежують ВАЛ ульт-

(13) A

(11) 58663

(19) UA

тразвукових діагностичних систем на рівні  $720\text{мВт/см}^2$  для всіх досліджень, окрім дослідження плоду при вагітності -  $94\text{мВт/см}^2$  і офтальмологічних досліджень -  $17\text{мВт/см}^2$

Щоб застосувати КУЗДГ в офтальмології були поставлені наступні технічні завдання

1) адаптація до безпечного застосування в офтальмології наявного обладнання ультразвукової діагностичної системи «Sonoline Elegra Advanced» фірми «Siemens»,

2) розробка технології проведення КУЗДГ для оцінки стану кровообігу в судинах ока і очниці на вказаному обладнанні з метою зменшення методичних похибок,

3) встановлення меж нормальних значень показників гемодинаміки в очній артерії, центральній артерії сітківки, коротких задніх ціліарних артеріях,

4) встановлення варіабельності цих значень в однієї і тієї ж особи у часі

Поставлені технічні завдання вирішуються наступним чином. В своїй роботі ми використовуємо ультразвукову діагностичну систему «Sonoline Elegra Advanced» фірми «Siemens» з датчиком 7,5L40 який має середню робочу частоту 7,5МГц і максимальну ВАП (точніше  $I_{\text{spk}} - \text{spatial peak temporal average intensity } 0.3 \text{ dB/MHz*cm}$ )  $186\text{мВт/см}^2$ . Після вмикання системи вибирали «Preset» «CV» (тут і далі для уникнення непорозуміння з перекладом термінів ми будемо наводити в лапках англійські терміни і скорочення, прийняті в Customer Release Note for 4.0 Software для Sonoline Elegra Platform, яка додається виробником до кожного такого приладу) і переходили в «2D» (двомірне сканування) режим.

Вибирали трансдюсер 7,5L40, встановлювали «Transmit Power» до 10% і максимальну чутливість приймального тракту. Ці дані відображалися на дисплеї (фото, поз 1 і 2). Встановлювали «DGC Sliders» в режим «Current Image Depth», їх оптимальне, на нашу думку, положення зображене на фото, поз 3. «Image Format» встановлювали «Linear». При дослідженні ОА, враховуючи положення вершини орбіти, для уникнення надмірних рухів трансдюсером та можливого тиску на очне яблуко, що може вплинути на результати дослідження застосовували «Image Format» «Steered Linear». Глибину сканування обмежували 5см з однією фокальною зоною в межах 35-45мм (фото, поз 4), її положення уточнювалося після отримання дво-мірного зображення. Пацієнта вкладали горлицю на кушетку. На робочу поверхню трансдюсера накладали достатню кількість гелю, який звичайно використовується при ультразвукових дослідженнях, і прикладали датчик до шкіри верхньої повіки закритого ока пацієнта. По положенню другого відкритого ока визначали положення досліджуваного ока і при необхідності вказували пацієнту на потрібну точку фіксації для отримання оптимального ультразвукового зрізу. Отримували двомірне зображення, на якому за анатомічними орієнтирами (вершина орбіти і зоровий нерв (ЗН) для ОА та задній полюс очного яблука і ЗН для ЦАС, КЗЦА) визначали область найбільш ймовірної локалізації судини. Тут часто використовували функцію «Zoom» для збільшення зображення в ділянці, яка нас цікавила - «Region of Interest (ROI)». Для під-

твердження своїх припущень про локалізацію і хід судини та для точної її ідентифікації вмикали другий режим - кольорове доплерівське картування («Color Mode»). Оскільки в момент перемикання режимів ВАП стрибком зростає до максимального значення і, за поясненням представників фірми-виробника уникнути цього неможливо, ми відривали датчик від поверхні шкіри пацієнта на час перемикання. Підтримуючи «Transmit Power» дані на рівні до 10% (фото, поз 1), налаштували послідовно «Color Gain» (фото, поз 5), «Color ROI» (фото, поз 6), не зловживаючи розмірами цієї зони, «Velocity Ranges», «Baseline» (фото, поз 7). Таким чином, ми бачили всі судини даної області, напрям руху і за допомогою кольорової шкали (фото, поз 7) оцінювали швидкість руху крові, що давало можливість швидко і точно ідентифікувати судину. Вмкали третій режим - імпульсну доплерографію («Doppler Mode»), підтримуючи «Transmit Power» на рівні до 10% (фото, поз 1). Переміщували ворота доплера для дослідження ОА в вершину орбіти (фото, поз 8), для ЦАС - в місце перед її біфуркацією по ходу зорового нерва, для КЗЦА - безпосередньо перед місцем їх проникнення через склеру в очне яблуко. Якщо не дотримуватися одного й того ж місцеположення та розміру контрольного об'єму («Simple Volume»), то виникає суттєва похибка [8]. Відстань від робочої поверхні датчика до доплерівських воріт в мм (фото, поз 9) та їх розмір в мм (фото, поз 10) відображається на екрані монітора. Кут між напрямом потоку крові в ділянці контрольного об'єму і ультразвуковим променем вираховується і відображається системою автоматично (фото, поз 11), його корекцію проводили за допомогою функції «Angle Correct». Зменшення кута за інших рівних умов підвищує точність вимірювань. Налаштовували «Doppler Gain» (фото, поз 12), «Scale» і «Baseline» (фото, поз 13) та проводили запис доплерівської спектрограми (фото, поз 14). В середньому таке дослідження однієї судини тривало 2-3 хвилини. Всі подальші дані вимірювання виконували над записаним в пам'яті комп'ютера матеріалом, користуючись функцією «Cine» (кіно), аналізуючи і усереднюючи показники для кожної судини по трьох систолічних пульсаціях. Одна з систолічних пульсацій, в якій проведено вимірювання, зображена на фото, поз 15. Результати обчислень автоматично виводилися на дисплей (фото, поз 16). Тут виробником («Siemens») прийняті такі скорочення: PS - (peak systolic)- максимальна швидкість кровотоку в систолу, ED- (end diastolic)- мінімальна швидкість кровотоку в кінці діастолі, TAMx - (average of the maximum velocity over time) - усереднена в часі максимальна швидкість кровотоку, TAMn - (average of the minimum velocity over time)- усереднена в часі мінімальна швидкість кровотоку, PI- (pulsative index) - пульсаційний індекс, RI- (resistive index)- індекс резистивності, S/D- (sistolic-diastolic ratio) - систоло-діастолічне співвідношення. Всі отримані результати вимірювань і графічне зображення зручно зберігати в пам'яті комп'ютера на жорсткому диску. Для зручності подальшого і повторного використання системи для дослідження ока і орбіти всі параметри настройки заносили в «Preset».

Використовуючи описану методику проведен-

ня дослідження стану гемодинаміки судин ока і очниці, нами обстежено 41 добровольця (80 очей), серед них 18 чоловіків і 23 жінки віком від 20 до 27 років. Попередньо, шляхом загальноклінічного і офтальмологічного обстежень, встановлено відсутність у добровольців серцево-судинних і очних захворювань. Безпосередньо перед дослідженням судин ока та орбіти за допомогою КУЗДГ переконавалися в нормальній гемодинаміці у внутрішніх сонних артеріях. Результати наведені в таблиці PS, ED, RI, PI мають ті ж значення, що і на фото.

З метою вивчення варіабельності показників гемодинаміки у одній і тій же самій людині з часом, нами обстежено 12 осіб (24 ока). Обстеження проводилося з інтервалом часу 1-2 години між дослідженнями. Варіабельність показників максимальної швидкості кровотоку в період систоли в ОА, ЦАС, КЗЦА виявилася 5,2%, 6,5%, 12,6% відповідно. Мінімальна швидкість кровотоку в кінці діастолі - 8,3%, 16,2%, 19,1% відповідно. В доступній нам літературі знайдено лише одну роботу [9], в

якій вивчалася варіабельність показників гемодинаміки у одній і тій же самій людині з часом. Отримана за допомогою нашої методики варіабельність показників гемодинаміки менша. Причиною цього може бути наша більш досконала технологія проведення дослідження [10].

Таким чином, 1 На основі вимог міжнародних нормативів безпеки розроблено схему адаптації до застосування в офтальмології універсальної ультразвукової діагностичної системи «Sonoline Elegra Advanced» фірми «Siemens». 2 Удосконалено спосіб проведення кольорової ультразвукової доплерографії судин ока та очниці з метою зменшення методичних похибок. 3 Встановлено межі нормальних значень показників гемодинаміки в очній артерії, центральній артерії сітківки, коротких задніх цiliarних артеріях, отриманих за допомогою вказаного обладнання і способу. 4 Вивчено варіабельність значень цих показників у одній і тій же самій особі у часі.

Таблиця

Показники кровообігу в очній артерії (ОА), центральній артерії сітківки (ЦАС), коротких задніх цiliarних артеріях (КЗЦА), (M ± m)

Об'єкти	Параметри кровообігу			
	PS, см/с	ED, см/с	RI	PI
Права ОА	42,3 ± 6,8	9,9 ± 3,0	0,84 ± 0,10	2,05 ± 0,35
Ліва ОА	46,3 ± 8,1	10,9 ± 1,4	0,82 ± 0,06	1,98 ± 0,26
Середнє значення в ОА	44,3 ± 9,4	10,4 ± 2,9	0,83 ± 0,09	2,01 ± 0,42
Права ЦАС	20,4 ± 2,2	7,8 ± 2,2	0,75 ± 0,16	1,36 ± 0,20
Ліва ЦАС	21,0 ± 5,1	6,6 ± 1,6	0,86 ± 0,28	1,20 ± 0,11
Середнє значення в ЦАС	20,7 ± 4,9	7,1 ± 2,3	0,81 ± 0,22	1,29 ± 0,23
Латеральні КЗЦА	15,2 ± 3,6	7,3 ± 3,2	0,70 ± 0,13	1,15 ± 0,17
Медіальні КЗЦА	14,7 ± 4,2	6,8 ± 1,8	0,76 ± 0,21	1,22 ± 0,23
Середнє значення в КЗЦА	15,1 ± 3,9	6,9 ± 2,9	0,72 ± 0,15	1,20 ± 0,25

#### Література

1 Борисова С.А. Ультразвуковая доплерография в офтальмологии // Вестник офтальмологии - 1997 - №6, - С 43-45

2 Senn B C, Kaiser H J, Schotzau A, et al. Reproducibility of color Doppler imaging in orbital vessels // German Journal of Ophthalmology - 1996 - vol 5 - № 6 - P 386 - 391

3 Жабоедов Г.Д., Мохур О.М. К вопросу о возможности оценки состояния кровотока в сосудах глаза и орбиты с помощью ультразвукового цветного доплеровского исследования, совмещенного с двухмерным сканированием // Офтальмологический журнал - 2000 - № 3 - С74 - 76

4 Панченко Н.В. Применение дуплексного ультразвукового исследования в диагностике увеитов, осложнившихся помутнением преломляющих сред глаза // Офтальмологический журнал - 1998 - № 6 - С 436-441

Позняк Н.И., Ковшель Н.М., Григорович И.Л. и соавт. Блокаторы кальциевых каналов в лечении первичной открытоугольной глаукомы // Вестник офтальмологии - 1998 - № 3 - С 5 - 6

5 Харлап С.И. Сосудистая архитектура глаза и орбитального пространства в цветовом отображении энергии доплеровского спектра //

Вестник офтальмологии - 1999 - № 4 - С 30 - 33

Харлап С.И., Шершнева В.В. Гемодинамические характеристики центральной артерии сетчатки и глазничной артерии при атеросклеротическом поражении сонных артерий по данным ультразвуковых методов исследования // Вестник офтальмологии - 1998 - № 5 - С 39 - 44

6 IEC - 1157, Requirements for the Declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasound equipment 1992-07 EEC - 801 - 2 - 37 Medical electrical equipment - Part 2 Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment 1996

7 AIUM / NEMA Standard for real - time display of thermal and mechanical acoustic output indices on diagnostic ultrasound equipment 1992

US Department of Health and Human Services Food and Drug Administration Revised 510 (k) Diagnostic Ultrasound Guidance for 1993

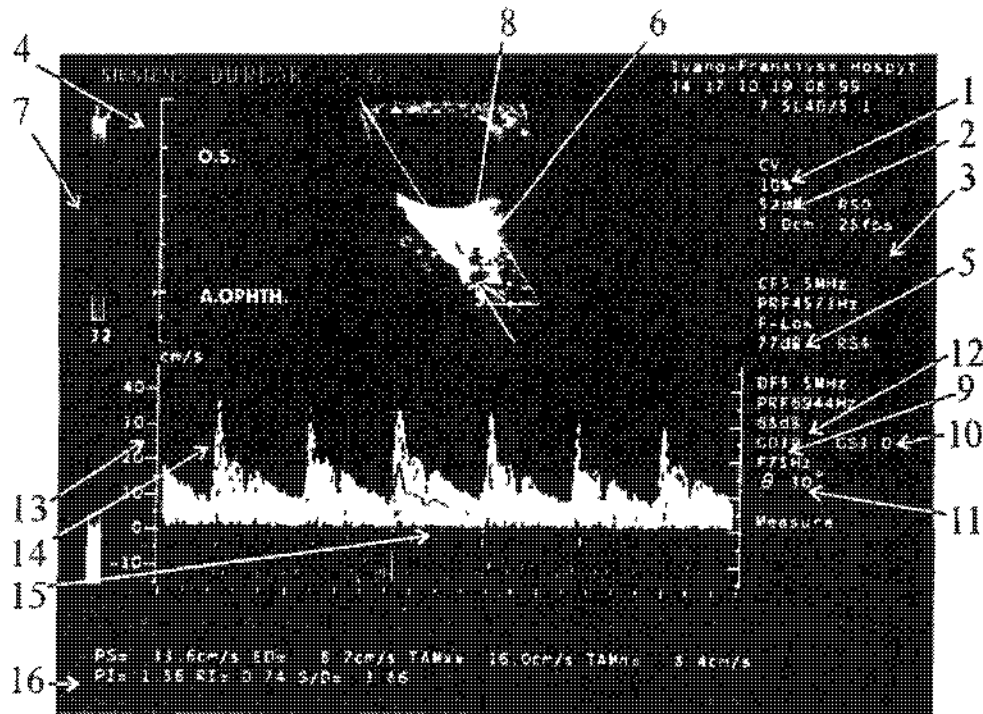
8 Dennis K.J., Dixon R.D., Winsberg F. et al. Variability in measurement of central retinal artery velocity using color Doppler imaging // Journal of Ultrasound in Medicine - 1995, - vol 14 - № 6 - P 463 - 466

9 Senn B C, Kaiser H J, Schotzau A, et al. Reproducibility of color Doppler imaging in orbital ves-

sels // German Journal of Ophthalmology-1996 - vol 5 - №6 - P 386 - 391

10 Мохур О М, Вершиніна М Д, Кіндрат О В, Серна А М Удосконалена методика кольорової

ультразвукової доплерографії, поєднаної з двоім-  
рним скануванням, для оцінки стану кровообігу в  
судинах ока та очниці // Офтальмологіческий  
журнал, - 2001, - № 3, - С 103-106



Фото