

(27)

Zastosowanie systemu WASCA w chirurgii refrakcyjnej

Application of WASCA analyzer in refractive surgery

Dorota Wyględowska-Promieńska, Izabela Zawajska

Z I Katedry i Kliniki Okulistyki Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Ariadna Gierek-Łapińska

Summary: The WASCA analyzer represents a new generation of diagnostic device for ophthalmology. Using the WASCA analyzer one can diagnose the complete visual performance, including information about higher-order aberrations, not available until now. A plane wave from a lowest-power infrared laser is send into the eye. After performing a passage forward and back in the eye, the existing wave is distorted. The wave front distortion contains complete information about the aberrations of the ocular media, along the optical path of the wave. Only, in an ideal emmetropic and aberration-free eye, the out-coming wave is again a plane one. The measurement is fast and easy to perform.

Słowa kluczowe: WASCA, wady refrakcji, aberracja, akomodacja, indywidualna ablacja.

Key words: WASCA, refraction errors, aberration, accommodation, customized ablation.

System WASCA (Wavefront Aberration Supported Corneal Ablation) jest nowej generacji urządzeniem okulistycznym, które zostało wprowadzone do diagnostyki i refrakcyjnej chirurgii laserowej w 2000 roku. Analizator WASCA służy do oceny całkowitej wady refrakcji oka z uwzględnieniem aberracji wyższego rzędu (3) (ryc. 1).

Problem aberracji od dawna nurtował okulistów, jednak z uwagi na barierę technologiczną do momentu skonstruowania aberrometru pozostawał w sferze rozważań teoretycznych (1,2,4).

Aberracja to wada układu optycznego przejawiająca się tym, że otrzymane w jej wyniku obrazy są nieostre, zniekształcone lub zabarwione.

Rozróżnia się aberracje:

- ❖ geometryczną – zależną od kształtu soczewek lub zwierciadeł i sposobu ich oświetlenia (aberracja sferyczna, koma, astygmatyzm, dystorsja),
- ❖ chromatyczną – stanowiącą wadę soczewkowych układów optycznych spowodowaną zależnością współczynnika załamania światła materiału soczewek od długości fali świetlnej. Efektem tego jest powstanie na obrazie barwnych obwódok wskutek rozszczepienia światła przy załamaniu w materiale soczewki, co wpływa na zmniejszenie ostrości obrazu.

Zasada pomiaru analizatora polega na wysyłaniu do oka pacjenta płaskiej fali generowanej przez laser podczerwony o niskiej mocy. Fala ta przechodzi przez kolejne ośrodki optyczne oka, to jest: przednią i tylną powierzchnię rogówki, komorę przednią, soczewkę, ciało szkliste aż do siatkówki, gdzie ulega odbiciu. Odbita fala poprzez układ optyczny (rozdzielacz optyczny) kierowana jest na sensor Shacka-Hartmanna, a dalej

na detektor przetwarzający sygnał świetlny na sygnał elektryczny. Sensor czoła fali jest sercem aberrometru i to właśnie on decyduje o jakości wyników uzyskiwanych w systemie (3) (ryc. 2).

Sensor Shacka-Hartmanna (SH) był testowany przez ponad 20 lat jako wysokiej precyzji analizator czoła fali w teleskopach astronomicznych i laserach wojskowych dużej mocy (ryc. 3).

Sensor SH składa się z matrycy mikrosoczewek, która po oświetleniu falą powracającą z ośrodków optycznych oka generuje na detektorze CCD umieszczonym w ognisku soczewek sensora obraz składający się z szeregu punktów świetlnych. Na ryc. 4 i 5 przedstawiono obraz uzyskany na detektorze po przejściu przez sensor SH 9 punktów świetlnych.

Otrzymane w ten sposób informacje poddawane są obróbce komputerowej w celu wyliczenia aberracji optycznej.

Tylko w oku idealnym, bez wady refrakcji i wolnym od aberracji, fala odbita jest jednorodna. W rzeczywistości uzyskanie takiego efektu pomiaru jest nierealne. Ryc. 6 przedstawia ostrość widzenia oka idealnego i rzeczywistego, niepozbawionego aberracji.

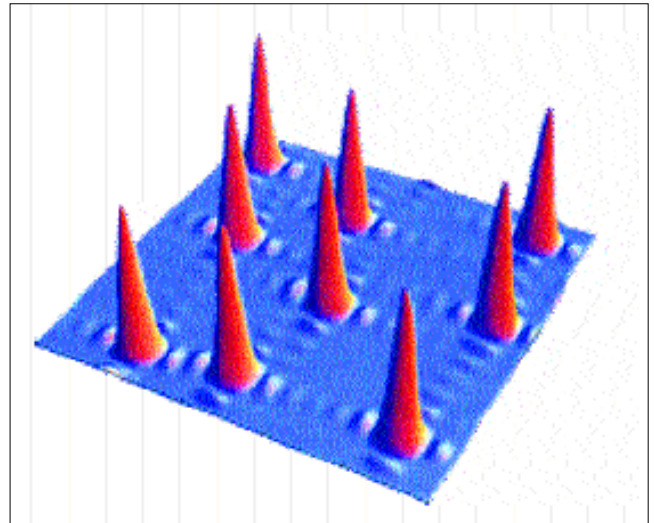
O rozdzielczości i czułości systemu decyduje liczba znajdujących się w matrycy mikrosoczewek. W systemie WASCA na powierzchni 7 x 7 mm znajduje się 33 x 33 soczewek, co przy pomiarze źrenicy o średnicy 7 mm daje około 800 punktów pomiarowych. Uzyskiwana w ten sposób rozdzielczość obrazu wynosi 210 μm , co odpowiada fizjologicznej możliwości rozpoznawania obrazów przez oko ludzkie.

Parametry systemu WASCA:

- ❖ rozdzielczość: 210 μm ,
- ❖ zakres pomiaru sfery: od -17,0 D do +10,0 D,

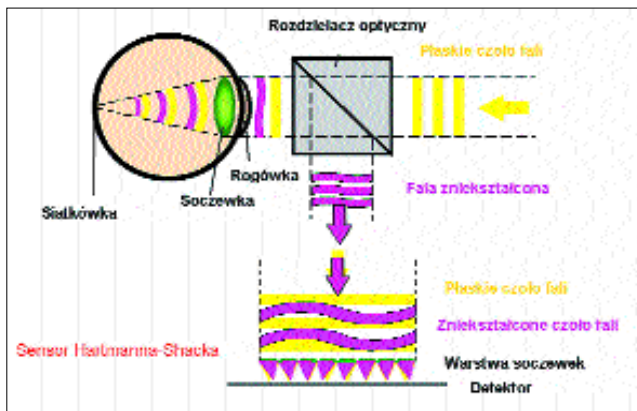


Ryc. 1. System WASCA (Asclepion-Meditec).
Fig. 1. WASCA System (Asclepion-Meditec).

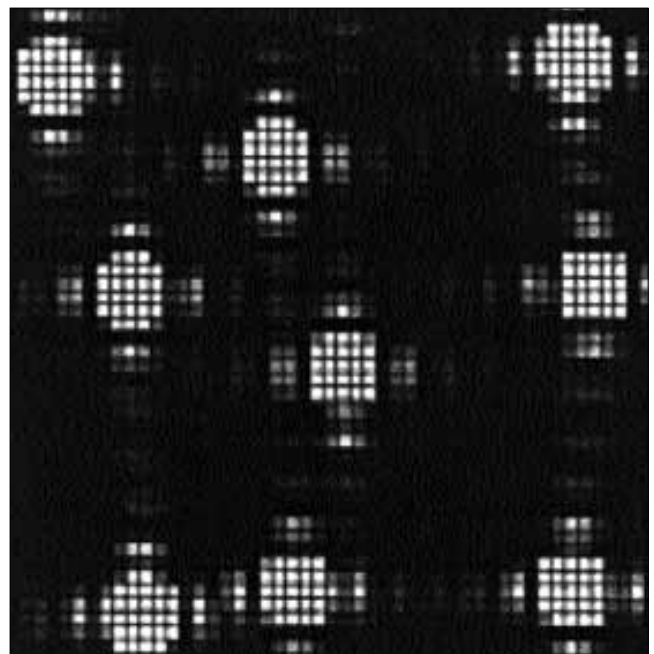


Ryc. 4. Obraz na detektorze po przejściu przez sensor SH 9 punktów świetlnych.

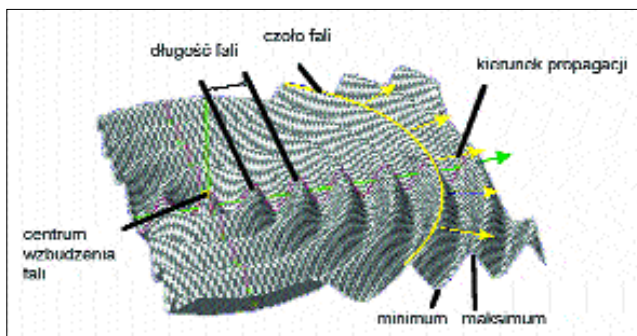
Fig. 4. Picture on detector for 9 light spots after SH sensor.



Ryc. 2. Zasada pomiaru.
Fig. 2. Working principle.



Ryc. 5. Rozkład intensywności sygnałów na detektorze.
Fig. 5. Intensity distribution on detector.



Ryc. 3. Czolo fali.
Fig. 3. Wavefront.

- ❖ zakres pomiaru cylindra: $\pm 6,0$ D,
- ❖ długość fali: 850 nm,
- ❖ czas pomiaru: 13 ms,
- ❖ dokładność pomiaru: $\pm 0,05$ D,
- ❖ powtarzalność: $\pm 0,02$ D.

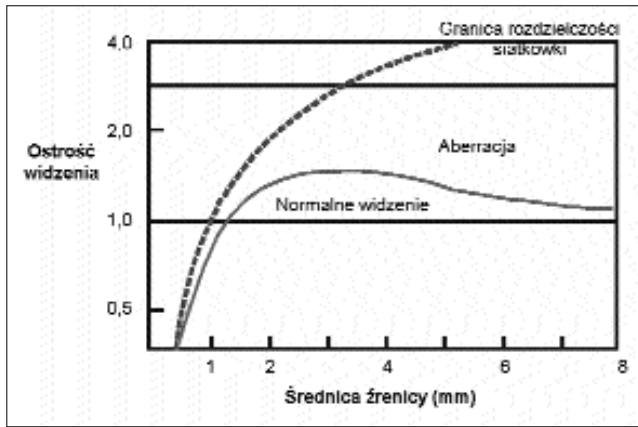
Na ryc. 7 przedstawiono obraz uzyskiwany w idealnym aberrometrze, analizatorze WASCA i innych dostępnych na rynku aberrometrach (ryc. 7).

Możliwości systemu WASCA

Najistotniejszą zaletą tego systemu jest pomiar obiektywnej, całkowitej wady refrakcji oka, a dzięki temu – możliwość planowania i wykonania laserowej korekcji wady refrakcji oka z uwzględnieniem aberracji wyższego rzędu, indywidualnie dla każdego pacjenta.

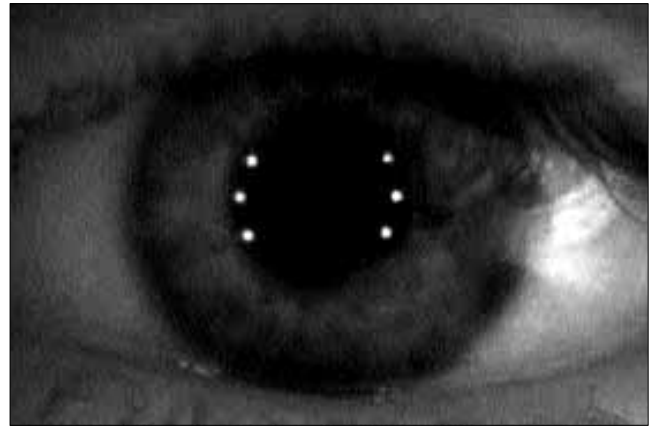
Do tej pory usunięcie wady refrakcji opierało się na korekcji komponentu sferycznego i cylindrycznej wady bez uwzględnienia aberracji optycznej. Uzyskiwana w ten sposób maksymalna ostrość wzroku w większości przypadków wynosiła 1,0 na tablicach Snellena. System WASCA daje nam możliwość poprawy widzenia w o wiele większym zakresie.

Dodatkową zaletą analizatora jest pomiar średnicy źrenicy oraz bezpośredniej i dynamicznej zdolności akomodacyjnej oka.



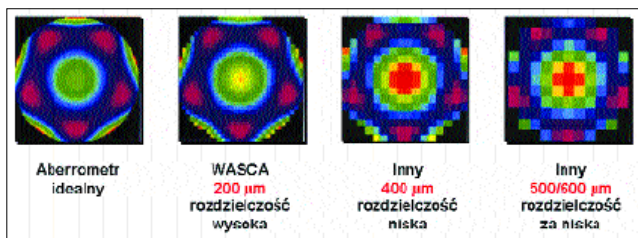
Ryc. 6. Potencjalna ostrość widzenia oka ludzkiego.

Fig. 6. Potential for improvement of visual acuity.



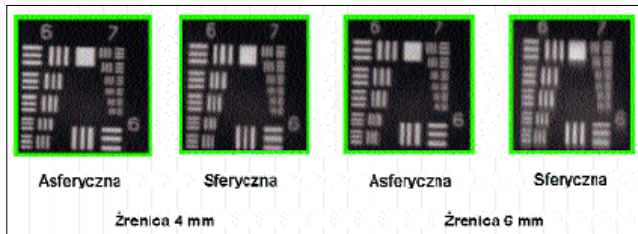
Ryc. 9. Obraz oka w czasie rzeczywistym.

Fig. 9. Picture of the eye in real time.



Ryc. 7. Rozdzielczość sensora różnych aberrometrów.

Fig. 7. Sensor resolution of different aberrometers.



Ryc. 8. Optyczne właściwości asferycznych i standardowych soczewek IOL.

Fig. 8. Optical properties of aspherical and standard IOLs.

Pomiary aberrometryczne są również użyteczne w projektowaniu asferycznych i akomodacyjnych soczewek wewnątrzgałkowych, dlatego wiele firm wytwarzających soczewki wewnątrzgałkowe planuje wykorzystanie tej metody w technologii produkcji (ryc. 8).

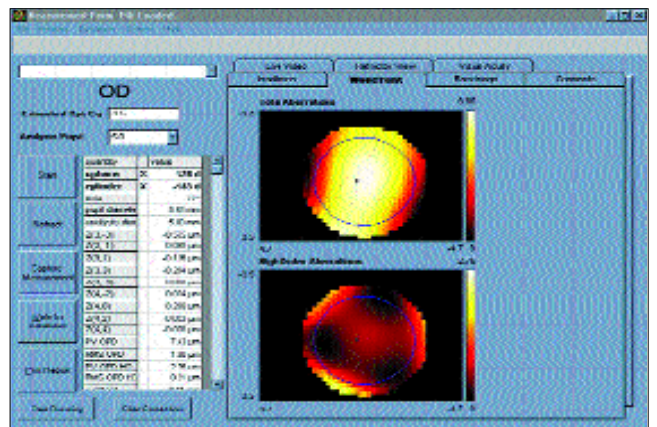
Pomiar aberrometrem WASCA jest szybki i łatwy do wykonania. Pacjent opiera głowę na podpórce na brodzie i czole, na monitorze uzyskuje się obraz źrenicy w czasie rzeczywistym, obraz na którym uwidocznionych jest sześć punktów ogniskujących (ryc. 9).

Po uzyskaniu ostrego obrazu wykonywany jest pomiar trwający około 13 ms, dzięki czemu ruch oka nie wpływa na wynik badania. Do oka pacjenta wysyłana jest niewidzialna dla niego wiązka lasera o małej sile promieniowania, co czyni ją bezpieczną dla oka i nie rozprasza pacjenta w czasie pomiaru.

Sposoby prezentacji wyników w systemie WASCA

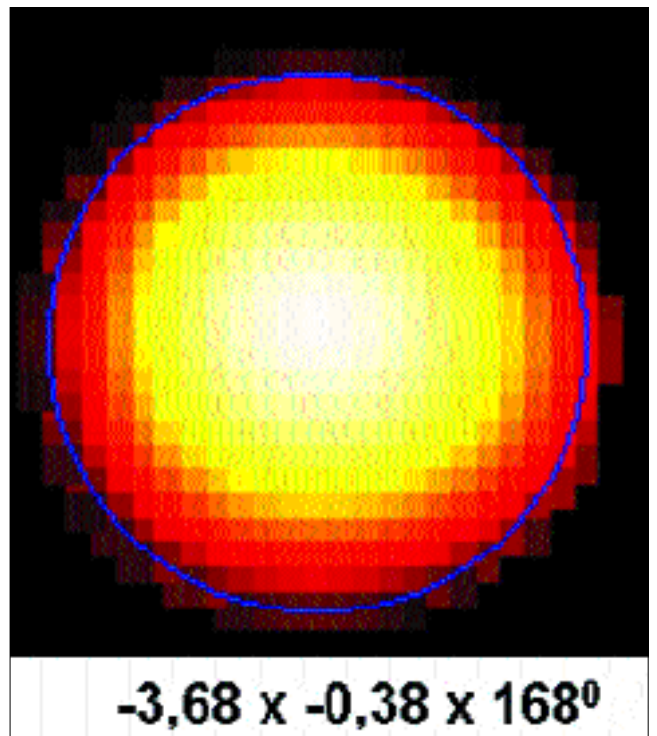
Podstawowy obraz po wykonanym badaniu prezentuje ryc. 10.

Górna barwna mapa jest obrazem aberracji całkowitej oka, a dolna – aberracji wyższego rzędu. Sfera i cylinder (z osią) reprezentują niższego rzędu defekt widzenia. Aberracje wyższego rzędu są matematycznie przedstawione za pomocą tzw. polinomiali Zernika (trzeciego i czwar-



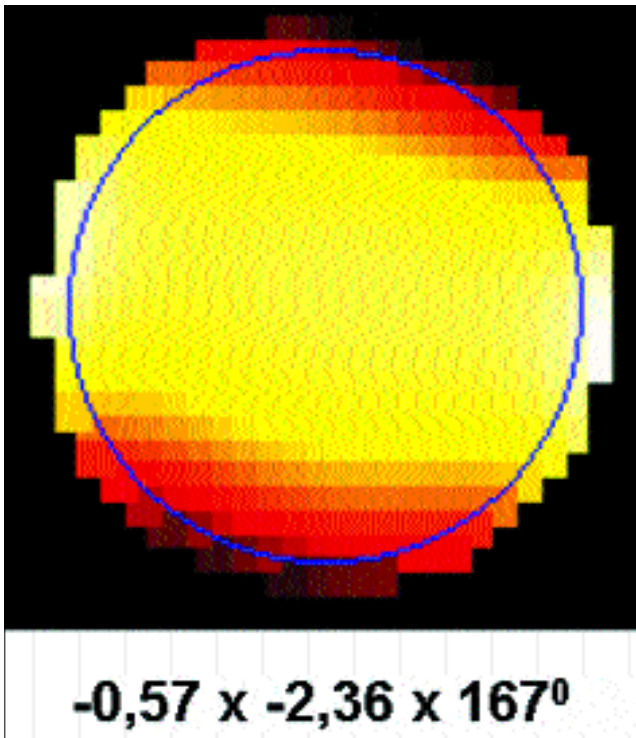
Ryc. 10. Wynik pomiaru.

Fig. 10. Result of measurement.

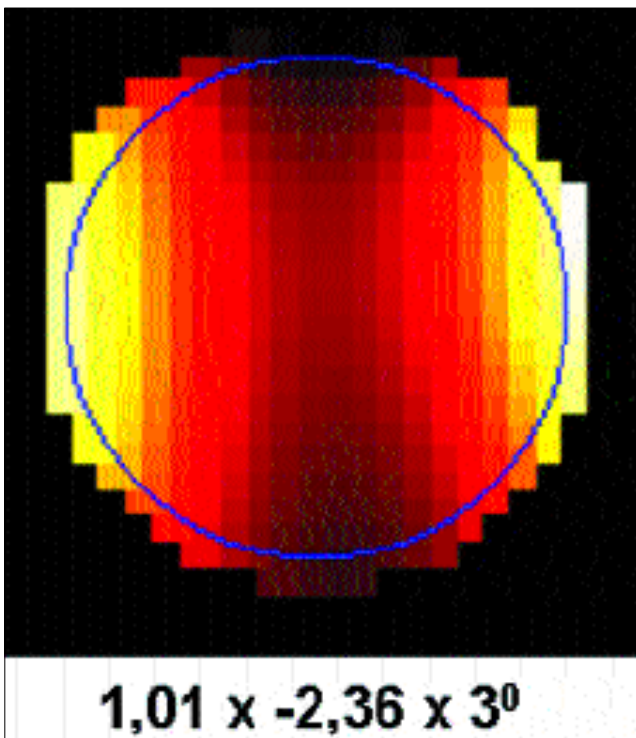


Ryc. 11. Aberracja całkowita oka z krótkowzrocznością.

Fig. 11. Total aberration of myopic eye.



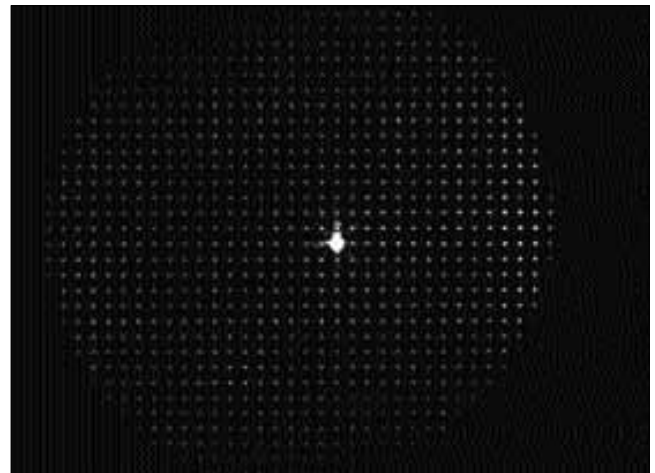
Ryc. 12. Aberracja całkowita oka z niezbornością krótkowzroczną.
Fig. 12. Total aberration of astigmatic eye.



Ryc. 13. Aberracja całkowita oka z niezbornością mieszaną.
Fig. 13. Total aberration of mixt astigmatic eye.

tego rzędu). Rzeczywiste zniekształcenie spowodowane aberracjami może być opisane jako kombinacja serii polinomiali Zernika.

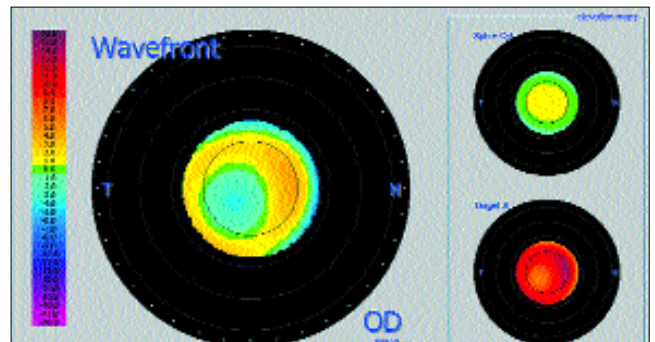
Ryc. 11, 12 i 13 przedstawiają kolejno obraz aberrometryczny oka z krótkowzrocznością, niezbornością krótkowzroczną oraz niezbornością krótkowzroczną ze składową sferyczną.



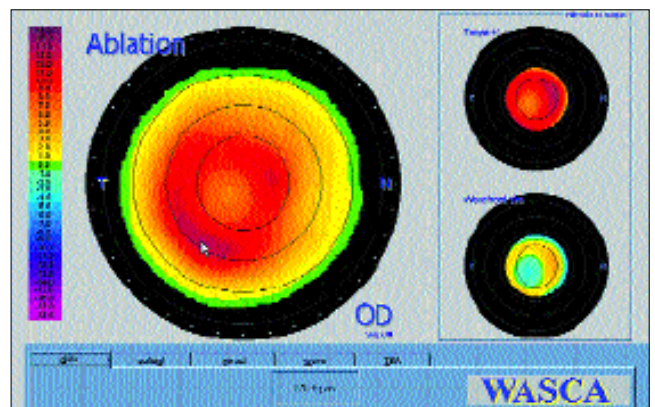
Ryc. 14. Dane surowe.
Fig. 14. Row data.



Ryc. 15. Symulowana ostrość wzroku.
Fig. 15. Simulated visual acuity.



Ryc. 16. Obraz barwnej mapy aberracji w programie TOSCA/WASCA.
Fig. 16. Wavefront map in TOSCA/WASCA program.



Ryc. 17. Profil ablacji w programie TOSCA/WASCA.
Fig. 17. Ablation profile in TOSCA/WASCA program.

Dodatkowo uzyskujemy obraz danych surowych, które pozwalają na ocenę poprawności wykonania badania. Wszystkie nieprawidłowości w obrazie należy skonfrontować z badaniem w lampie szczelinowej w celu wykluczenia zmętnień soczewki lub innego typu zaburzeń ośrodków optycznych oka (ryc. 14).

Spektakularną zaletą systemu jest możliwość pokazania pacjentowi symulowanej ostrości widzenia na optotypie Snellena. Daje to możliwość przedstawienia badanemu na monitorze zmian ostrości widzenia po uwzględnieniu korekcji aberracji niższego i wyższego rzędu (ryc. 15).

Dane uzyskane z pomiaru aberrometrem WASCA służą do planowania zabiegu laserem excimerowym. Są one automatycznie przesyłane do programu TOSCA/WASCA, gdzie są prezentowane w postaci barwnej mapy aberracji (ryc. 16).

Na tej podstawie ustalany jest indywidualny program zabiegu profilowania rogówki tak, by korekcja aberracji wyższego rzędu odbyła się przy minimalnej głębokości ablacji (ryc. 17).

Pozyskany w ten sposób profil ablacji wprowadzany jest do

komputera lasera excimerowego i wykorzystywany w indywidualnej fotokeratektomii refrakcyjnej.

System WASCA ma szerokie zastosowanie w diagnostyce okulistycznej i laserowym leczeniu wad refrakcji. Może służyć do monitorowania zmian aberracji w różnych stanach fizjologii i patologii gałki ocznej.

PIŚMIENNICTWO: 1. Applegate R. A., Hilmantel G., Howland H. C. et al: *Corneal first surface optical aberrations and visual performance*. J. Refract. Surg., 2000, 16, 507-514. 2. Gobbe M., Guillon M., Maissa C.: *Measurement Repeatability of Corneal Aberrations*. J. Refract. Surg., 2002, 18, 567-571. 3. *Laserpost News from Asclepion*, 2001, 19/04, 2-3. 4. Pallikaris I. G., Panagopoulou S. I., Molebny V. V.: *Clinical Experience With the Technology Wavefront Device*. J. Refract. Surg., 2000, 16, 588-591.

Praca wpłynęła do Redakcji 20.12.2002 r. (183).

Adres do korespondencji (Reprint requests to):
dr n. med. Dorota Wyględowska-Promieńska
Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny nr 5 ŚAM
ul. Ceglana 35
40-952 Katowice

Zapraszamy na naszą stronę internetową

www.okulistyka.com.pl