

Nowa szata graficzna,  
nowy układ pisma



„OPHTHALMOGRAPHE”

# BIOMETRIA

I OBLICZANIE MOCY REFRAKcji IMPLANTÓW SOCZEWKOWYCH

# OD WYDAWCY

W obecnym numerze, artykuł przewodni poświęcony jest jednemu z głównych problemów w chirurgii zaćmy – mocy refrakcji układu optycznego oka po operacji. Zależna jest ona od wyników biometrii i prawidłowej kalkulacji mocy refrakcji implantowanej soczewki. Zaprezentujemy również nową firmę na rynku chirurgii oka – Croma.

- Profesor Oliver Findl przedstawi zależności między rzeczywistą mocą refrakcji implantu soczewkowego i wynikami konwencjonalnej ultrasonografii w projekcji A i ręcznej keratometrii.

- Dr Philippe Sourdille będzie kontynuował ten temat i przedstawi wyniki badań przeprowadzonych w Banku Oczu Uniwersytetu Stanowego Utah. Wykazały one istnienie znacznych różnic międzyosobniczych pod względem średnicy soczewki i torebki przed i po implantacji soczewki.

- Trzeci artykuł, którego autorem jest dr Damien Gatinel potwierdza konieczność obiektywnego pomiaru jakości widzenia przy użyciu systemu OQAS (*Optical Quality Analysis System*) w codziennej praktyce klinicznej.

- W dalszej części numeru położymy nacisk na jedną z najważniejszych dla nas kwestii – bezpieczeństwo.

- Na koniec, informujemy o wprowadzeniu na rynek naszej nowej linii preparatów wisko-elastycznych do chirurgii oka – EYEFILL®. Nasi reprezentanci handlowi z niecierpliwością czekają na zaprezentowanie Państwu tego produktu podczas zbliżających się kongresów krajowych i międzynarodowych.

Mamy nadzieję, że z przyjemnością zapoznać się Państwo z aktualnym, 29. numerem czasopisma „Ophthalmographe”.

# SPIS TREŚCI

Biometria i obliczanie mocy refrakcji implantów soczewkowych

Pomiary torebki soczewki przed i po operacji

Znaczenie systemu OQAS

Eyefill® – nasza nowa linia produktów do chirurgii oka

Bezpieczeństwo

Croma – nowa marka na rynku

Chcesz podzielić się swoimi doświadczeniami?

Chcesz dotrzeć do szerokiego audytorium?

Prosimy o kontakt pod adresem: [ophthalmographe@croma.at](mailto:ophthalmographe@croma.at)

Ty piszesz, my publikujemy.

# BIOMETRIA I OBLICZANIE MOCY

refrakcji implantów soczewkowych. Najważniejsze problemy współczesnej chirurgii zaćmy

Dzięki zastosowaniu najnowszych osiągnięć w chirurgicznym leczeniu zaćmy wyniki leczenia pod względem bezpieczeństwa i poprawy ostrości wzroku są doskonałe. Prawdopodobnie należą do jednych z najlepszych wśród wszystkich procedur medycznych. Równoległe z postępem chirurgicznym w leczeniu zaćmy następuje wzrost oczekiwań pacjentów co do najlepszego z możliwych wyniku leczenia. Ma to miejsce szczególnie w przypadku osób poddawanych wymianie soczewki w celu korekcji wady refrakcji oraz przy zastosowaniu nowych rodzajów implantów soczewkowych, np. wielogniskowych, niesferycznych, torycznych i akomodujących. We wszystkich tych przypadkach wynik leczenia pod względem mocy refrakcji układu optycznego oka zbliżonej do emmetropii ma zasadnicze znaczenie dla sukcesu leczenia i dobrej funkcji narządu wzroku pacjenta.

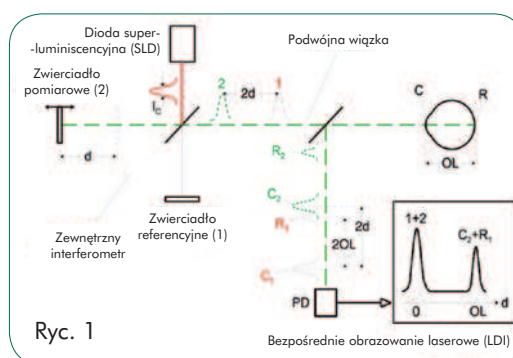
## Czynniki wpływające na moc refrakcji aparatu optycznego oka po zabiegu

Kluczowym czynnikiem warunkującym uzyskanie pożądanej mocy refrakcji aparatu optycznego oka po operacji zaćmy jest precyzyjny przedoperacyjny pomiar osiowej długości gałki ocznej.<sup>1</sup> Do niedawna ten pomiar biometryczny był przeprowadzany techniką ultradźwiękową w projekcji A. Dotychczas przeprowadzone badania przed- i pooperacyjnej biometrii ultradźwiękowej wykazały, że 54% błędów przewidywanej refrakcji po implantacji soczewki wynika z błędnego pomiaru długości osiowej, 8% błędów – z błędnego pomiaru mocy refrakcyjnej rogówki, a 38% – z błędów w ocenie pooperacyjnej głębokości komory przedniej. Błąd pomiaru osiowej długości gałki ocznej wynoszący  $100\ \mu\text{m}$  spowoduje pooperacyjną wadę refrakcji rzędu 0,28 D. Dlatego też uznano, że dokładna ocena osiowej długości oka jest najważniejszym czynnikiem przyczyniającym się do lepszego określenia optymalnej mocy refrakcji implantowanej soczewki.

## Biometria optyczna

W ciągu ostatniej dekady opracowano nową, nieinwazyjną optyczną technologię biometryczną, zwaną „optyczną tomografią koherencyjną” (*optical coherence tomography* – OCT). Jest ona podobna do konwencjonalnego obrazowania techniką ultradźwiękową impuls-echo, przy czym

OCT wykorzystuje światło laserowe i nie wymaga bezpośredniego kontaktu z gałką oczną. Metoda ta mierzy opóźnienie echa i nasilenie światła podczerwonego odbitego od granic między poszczególnymi tkankami wewnątrzgałkowymi, bez wykorzystywania w tym celu fal dźwiękowych. OCT opiera się na optycznej technice pomiaru, znanej pod nazwą „częściowej interferometrii koherencyjnej” (patrz ryc.1).



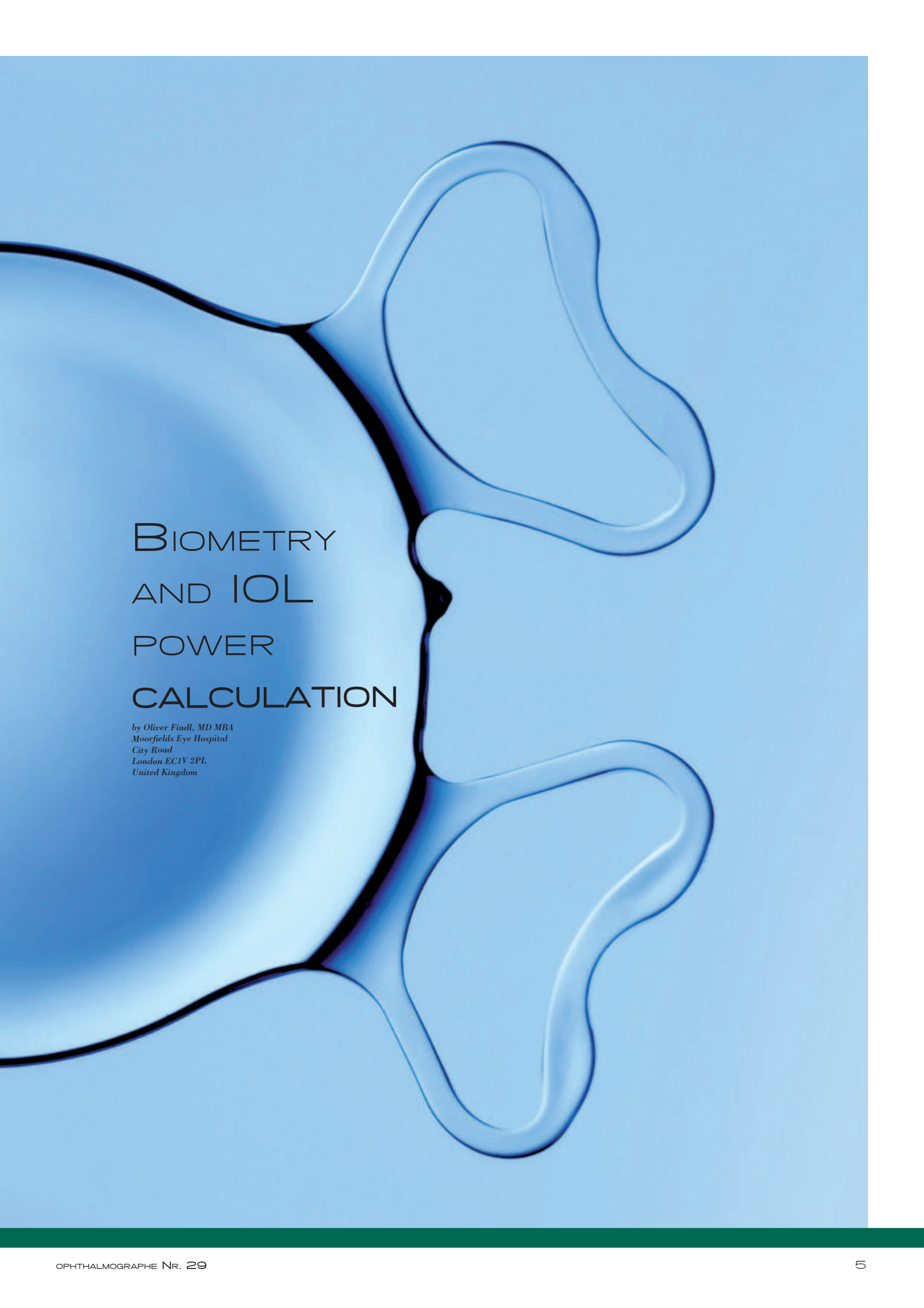
Pierwsze medyczne zastosowanie tej techniki w biometrii oka zostało opisane przez Ferchera w 1986 roku.<sup>2</sup> Specjalna odmiana tej techniki interferometrycznej, zwana „częściową interferometrią koherencyjną podwójnej wiązki” została opracowana dla celów biometrii optycznej. Wiele badań wykazało, że precyzja i rozdzielczość biometrii optycznej są ok. 10-krotnie lepsze niż biometrii wykorzystującej technikę ultradźwiękową.<sup>3,4</sup> Jedną z przyczyn jest rozdźwięk między osią strumienia ultradźwięków i osią optyczną gałki ocznej podczas pomiaru, co daje nieprawidłowy wynik pomiaru długości osiowej oka. Taki rozdźwięk jest niemożliwy podczas biometrii optycznej, ponieważ pacjent skupia wzrok na wiązce mierzącej.

Dostępny obecnie na rynku instrument biometryczny (IOL-Master, Zeiss Meditec AG, Niemcy), wykorzystujący technologię biometrii optycznej, został niedawno wprowadzony na rynek. Technologia ta zastąpiła metodę ultradźwiękową i stanowi współcześnie obowiązujący standard w biometrii oka. Dzięki niej dokładność pomiaru długości osiowej znacznie się poprawiła w porównaniu z pomiarami dokonywanymi metodą ultradźwiękową, szczególnie w wykonaniu osób mniej doświadczonych.



Oliver Findl, MD  
MBA Moorfields  
Eye Hospital City  
Road London EC1V  
2PL United  
Kingdomoliver@findl.at  
The author has  
no proprietary  
or financial interest  
in any of the products  
described.





# BIOMETRY AND IOL POWER CALCULATION

*by Oliver Findl, MD MBA  
Moorfields Eye Hospital  
City Road  
London EC1V 2PL  
United Kingdom*

Naszym celem było porównanie wyników uzyskiwanych przy zastosowaniu urządzenia IOL-Master i konwencjonalnej ultrasonografii w projekcji A, a także ręcznej keratometrii, uwzględniając różny stopień doświadczenia operatora. Badaniem tym objęto dużą populację kolejnych pacjentów (696 oczu), głównie z zaćmą starczą i przygotowywanych do chirurgicznego leczenia zaćmy.<sup>5</sup> Pacjenci byli w sposób losowy przypisywani do jednego z operatorów. Operatorzy zostali podzieleni na dwie grupy jeszcze przed rozpoczęciem badania. Pierwsza grupa (grupa operatorów doświadczonych) składała się z 5 rezydentów na ostatnim roku szkolenia albo lekarzy specjalizujących się w chirurgii przedniego odcinka gałki ocznej, mających za sobą co najmniej 500 pomiarów biometrycznych. Druga grupa (grupa operatorów niedoświadczonych) składała się z 4 rezydentów na pierwszym roku szkolenia, mających stosunkowo niewielkie doświadczenie w biometrii ultradźwiękowej, ale którzy wykonali samodzielnie co najmniej 30 pomiarów. W grupie operatorów doświadczonych stwierdzono mniejsze różnice i mniejszy rozrzut różnic między wynikami badania ultradźwiękowego i wynikiem badania urządzeniem IOL-Master zarówno w odniesieniu do osiowej długości gałki ocznej (AEL), jak i do głębokości komory przedniej (ACD) niż w grupie operatorów mniej doświadczonych (0,15 mm vs. 0,22 mm,  $p < 0,01$ ). Bezdotykowa metoda optyczna, której wynik w zasadzie nie zależy od operatora, umożliwia znacznie bardziej wiarygodny pomiar biometryczny przed operacją zaćmy, szczególnie w przypadku operatorów mniej doświadczonych. Oznacza to, że w warunkach klinicznych pomiary biometryczne można przekazać w ręce mniej doświadczonych pracowników. Technika optyczna zapewnia większą precyzję pomiaru niż metoda ultradźwiękowa. Pomiary mogą być przeprowadzane bez dotykania rogówki, co zmniejsza do minimum ryzyko zakażenia, w sposób bardziej komfortowy dla pacjenta. Ocena osiowej długości gałki ocznej tą metodą oszczędza czas, jest łatwa i szybka do opanowania dla osób mniej doświadczonych i dobrze sprawdza się w codziennej praktyce klinicznej. Główną wadą biometrii optycznej jest to, że w niektórych przypadkach pomiaru nie można wykonać (ok. 8-10% oczu). Powodem tego była głównie dojrzała i gęsta zaćma podtorebkowa tylna, uniemożliwiająca przenikanie światła laserowego. Problem ten został niedawno rozwiązany przez firmę Zeiss, która wprowadziła nową wersję oprogramowania „5.0”. Umożliwia ono uśrednienie optycznych skanów osiowych, co w konsekwencji powoduje znaczny spadek odsetka badanych wskutek niekorzystnego stosunku sygnał/szum. W naszym wykonaniu, odsetek pacjentów

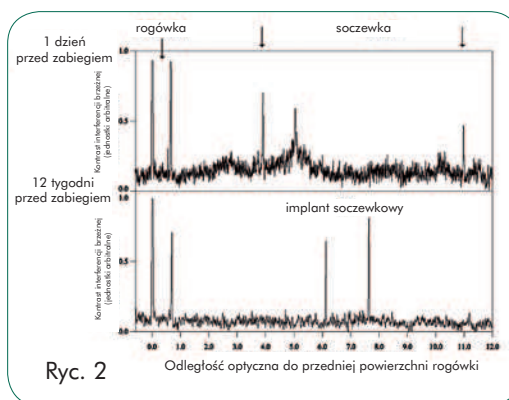
wymagających zastosowania metody ultradźwiękowej do pomiaru długości gałki ocznej zmniejszył się dzięki temu do mniej niż 5%.

### Błędy refrakcji dziś

Dzięki wprowadzeniu biometrii optycznej (patrz niżej) wpływ błędów pomiaru na wynik refrakcji pooperacyjnej znacznie się zmienił. W niedawno opublikowanej pracy Norrby'ego<sup>6</sup>, przedoperacyjna ocena pooperacyjnego umiejscowienia implantu soczewkowego odpowiada za 35% błędu, rzeczywista pooperacyjna ocena refrakcji – 27%, a przedoperacyjny pomiar osiowej długości oka – 17%. Średni bezwzględny błąd refrakcji wynosi 0,6 D dla oka o przeciętnych wymiarach. Co więcej, międzyosobnicza zmienność wymiarów źrenicy jest przyczyną 8% błędu, podczas gdy zmienność mocy refrakcji implantu soczewkowego z winy producenta jest przyczyną jedynie 1% błędu.

### Przewidywanie pozycji soczewki śródgałkowej

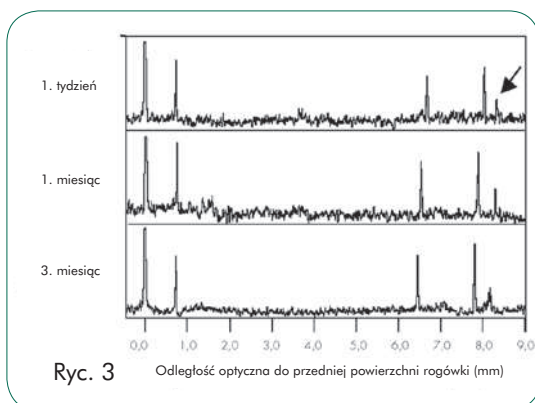
Najważniejszą różnicą między poszczególnymi wzorami na obliczanie mocy refrakcji implantu soczewkowego 3. generacji, takich jak SRK-T, HofferQ, Holladay i innych, jest to, w jaki sposób przewidują one pooperacyjną pozycję soczewki. Fakt ten w zasadniczy sposób wpływa na pooperacyjny wynik refrakcji (patrz ryc. 2).



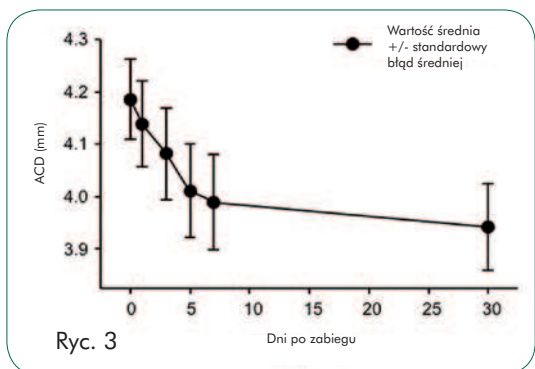
Ryc. 2

W przypadku oka o prawidłowej budowie można ogólnie przyjąć, że przesunięcie implantu soczewkowego o ok. 1 mm powoduje wadę refrakcji ok. 1,5 D. Nadmierne przesunięcie soczewki ku przodowi spowoduje krótkowzroczność i *vice-versa*. Obecnie do obliczeń należy używać wyłącznie wzorów 3. generacji. Stosowany jeszcze w latach 90. wzór SRK-II dawał o wiele gorsze wyniki i nawet jego autorzy zalecali, by przestać go używać. Ale, jak już wspomniano, stosując nawet biometrię optyczną i nowoczesne wzory do obliczeń, nadal mamy znaczny rozrzut wyników, co, jak się wydaje, jest spowodowane głównie umiejscowieniem implan-

tu soczewkowego. Wiele badań próbowało lepiej przewidzieć pozycję soczewki wprowadzając więcej parametrów biometrycznych przed operacją, np. średnicę rogówki („od białego do białego”) i przedoperacyjną ACD, ale uzyskane wyniki nie były dobre. Pomiary te były pomocne w przypadku oczu bardzo krótkich, ale nie w przypadku oczu prawidłowych i długich. W badaniach próbowano wyjaśnić zależność między zapadającą się i kurczącą torebką soczewki oraz pozycją soczewki, wykazując, że rodzaj haptyków ma pewien wpływ na zachowanie się soczewki po zabiegu. Kątowe implanty soczewkowe z haptkami wykonanymi z polimetakrylanu metylu (PMMA) zaczynają od względnie cofniętej pozycji bezpośrednio po zabiegu. Następnie przesuwają się do przodu w miarę utraty pamięci położenia haptyków, szczególnie w ciągu pierwszych 4 tygodni po zabiegu (patrz ryc. 3).



Ryc. 3 Odległość optyczna do przedniej powierzchni rogówki (mm)



Ryc. 3

Niekątowe implanty soczewkowe nie zachowują się w ten sposób i dlatego ich reakcja wydaje się nieco bardziej przewidywalna. Zjawisko to jest również ściśle związane z rozmiarami torebki soczewki<sup>9</sup>, które z kolei mogą być trudne albo nawet niemożliwe do określenia przed zabiegiem. Producenci implantów soczewkowych starają się modyfikować geometrię soczewek i układ haptyków, aby umożliwić przewidywalne i stabilne umiejscowienie soczewki wewnątrz kurczącej się torebki.

## Wnioski

Przewidywanie pozycji soczewki na osi optycznej oka po zabiegu pozostaje głównym czynnikiem określającym moc refrakcji układu optycznego oka po operacji. Większa precyzja pomiaru osi optycznej oka (dzięki zastosowaniu biometrii optycznej), a także ocena sferycznego równoważnika refrakcji pooperacyjnej (dzięki zastosowaniu nowoczesnego autorefraktora), pozwalają zmniejszyć zarówno odsetek pacjentów skupiających obraz poza siatkówką, jak również średni błąd ametropii pooperacyjnej. Niestety nadal pozostaje kłopotliwie wysoki odsetek pacjentów ze znacznym błędem refrakcji po nieskomplikowanej biometrii i operacji. Ma to szczególne znaczenie, gdy stosuje się implanty soczewkowe wielogniskowe, niesferyczne, toryczne i akomodujące, gdzie optymalny wynik zabiegu wymaga idealnej refrakcji układu optycznego oka.

### Opis rycin

Ryc. 1. Schemat biometrii optycznej. Oko jest oświetlone przez interferometr zewnętrzny, wytwarzający współosiowy (koaksjalny), podwójny strumień światła. Sygnał odbity od rogówki i nabłonka barwnikowego siatkówki (C i R) jest nałożony i wychwycony przez fotodetektor. Uzyskany skan A długości osi optycznej oka (OL) jest przedstawiony na monitorze (3).

Ryc. 2. Optyczny skan A przed i po operacji zaćmy, ukazujący względną pozycję soczewki implantowanej w stosunku do soczewki własnej pacjenta.

Ryc. 3. Zmiana pooperacyjna pozycji soczewki w okresie pierwszych kilku tygodni po zabiegu w przypadku 3-częściowej soczewki kątowej, pokazująca, że największe przesunięcie ku przodowi soczewki ma miejsce w ciągu pierwszych kilku tygodni po zabiegu wskutek utraty pamięci kształtu przez haptki.

### Piśmiennictwo

1. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1992;18(2):125-9.
2. Fercher AF, Roth E. Ophthalmic laser interferometer. *Proc SPIE* 1986;658:48-51.
3. Drexler W, Findl O, Menapace R, et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 1998;126(4):524-34.
4. Findl O, Drexler W, Menapace R, et al. Optical biometry in cataract surgery. *Dev Ophthalmol* 2002;34:131-40.
5. Findl O, Kriechbaum K, Sacu S, et al. Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry compared to optical biometry before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003;29(10):1950-5.
6. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008;34(3):368-76.
7. Findl O, Struhal W, Dorffner G, Drexler W. Analysis of nonlinear systems to estimate intraocular lens position after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2004;30(4):863-6.
8. Koepl C, Findl O, Kriechbaum K, et al. Postoperative change in effective lens position of a 3-piece acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29(10):1974-9.
9. Koepl C, Findl O, Kriechbaum K, et al. Change in IOL position and capsular bag size with an angulated intraocular lens early after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(2):348-53.



MEASUREMENT OF THE CAPSULAR BAG  
BEFORE AND AFTER IMPLANTATION

# POMIAR TOREBKI PRZED I PO IMPLANTACJI SOCZEWKI

## Wstęp

Większość soczewek śródgałkowych aktualnie dostępnych na rynku ma średnicę charakterystyczną dla danego typu. Zakłada to pewną stałość rozmiarów torebek, do których soczewki są implantowane. Jeśli takiej stałości nie ma, to znacznie bardziej zasadne byłoby implantowanie soczewek wyposażonych w haptiki umożliwiające doskonałą adaptację do torebki we wszystkich przypadkach.

Obecne badanie, przeprowadzone w Banku Oczu przy użyciu urządzenia Miyake-Apple, umożliwia pomiar średnicy soczewki i torebki bezpośrednio po usunięciu soczewki oraz obserwację wyników po implantacji soczewki sztucznej. W tych warunkach i przy takiej samej wyjściowej wielkości torebki można porównać wpływ różnych rodzajów soczewek implantowanych na średnicę torebki i na umiejscowienie soczewki.

Badanie wyżej wymienionych parametrów przy użyciu ultradźwięków o wysokiej częstotliwości, umożliwia pomiar przed operacją *in vivo* i obserwację w czasie zmian anatomicznych spowodowanych samym zabiegiem i implantem. Taki całościowy obraz struktur pozasiatkówkowych jest możliwy wyłącznie przy zastosowaniu techniki ultradźwiękowej. Uzyskujemy informację zarówno o samej torebce, jak i o jej stosunku do otaczających struktur: ciała rzęskowego, bruzdy rzęskowej, obwódki rzęskowej, a przede wszystkim – do źrenicy.

Przeprowadzone pomiary doświadczalne i kliniczne wykazują bardzo znaczne różnice międzyosobnicze w odniesieniu do rozmiarów oraz umiejscowienia soczewki i torebki. Ma to ważne i praktyczne następstwa, min. wpływa na kształt i rozmiary projektowanych soczewek implantowanych (uwzględniając ich adaptację do zachodzących zmian anatomicznych) oraz nie pozostaje bez znaczenia dla ostatecznego wyniku czynnościowego zabiegu. Efektem prac w tym kierunku są nowe rodzaje soczewek implantowalnych – Quatrix Evolutive i inne, będące jeszcze w fazie doświadczalnej.

## Przedoperacyjny pomiar torebki i pozycji torebki w stosunku do przepony rzęskowej (pierścienia rzęskowego)

Pomiary przeprowadzone przez Lilianę Werner i Nicka Mamalisa w Banku Oczu Uniwersytetu Stanowego Utah na 28 oczach potwierdziły bardzo znaczne różnice międzyosobnicze ze względu na średnicę soczewki: od 8,14 do 9,88 mm. Wyniki te potwierdzają dane kliniczne uzyskane przez Marinę Modesti w badaniach ultradźwiękowych (Alma Mater, Rzym): w 29 oczach z zaćmą średnica soczewki wynosiła od 8,20 do 10,44 mm, co jest zgodne z danymi podawanymi w piśmiennictwie. Co więcej, wiemy, że rozmiary soczewki powiększają się wraz z wiekiem i długością osiową gałki ocznej. Niemniej jednak, wyniki statystyczne dwóch ostatnich parametrów nie zapobiegają zmienności osobniczej.

Współzależność średnicy soczewki i przepony rzęskowej jest bardzo istotna dla pooperacyjnej lokalizacji implantowanej torebki oraz dla potencjalnych ruchów rzekomo akomodacyjnych: jeśli w 80% przypadków średnica soczewki własnej okazuje się mniejsza albo taka sama jak średnica przepony rzęskowej (zwaney też pierścieniem rzęskowym), to w ok. 20% jest ona większa (ryc. 1).

Philippe Soudille,  
Marina Modesti,  
Liliana Werner



Odwrócenie wymiarów średnicy wiąże się z zarzęskowym położeniem soczewki. Takie położenie ku tyłowi od pierścienia rzęskowego ma znaczenie dla lokalizacji implantowanej soczewki oraz dla ruchów implantowanej torebki.

## Średnica torebki bezpośrednio po implantacji oraz jej ewolucja

Jakie są skutki implantacji sztucznej soczewki dla torebki?

Obrazy uzyskane dzięki urządzeniu Miyake-Apple, jak te z badań ultrasonograficznych przedstawione poniżej, pozwalają odpowiedzieć na zadane wyżej pytanie: po implantacji różnych rodzajów soczewek niemalże automatycznie obserwujemy wzrost średnicy torebki. Jest to bardziej widoczne w przypadku soczewek 3-częściowych niż w przypadku soczewek jednoczęściowych (ryc. 2). Widzimy, że średnica torebki po implantacji soczewki jednoczęściowej wynosi 9,70 mm, a po implantacji soczewki innego typu – 10,31 mm.



Poza znacznym wzrostem średnicy, prawie zawsze stwierdzamy, że torebka przyjmuje kształt owalny oraz fakt pojawienia się fałdów torebki i jej przyczep do tyłu od pierścienia rzęskowego.

Badanie ultrasonograficzne przeprowadzone przez Marinę Modesti objęło 29 oczu, do których następnie implantowano taką samą jednoczęściową soczewkę hydrofilną.

Przed zabiegiem średnia średnica wynosiła 9,46 +/- 0,6 mm (od 8,20 do 10,44). Po miesiącu średnia średnica wynosiła 9,95 +/- 0,81 mm (od 8,53 do 12,14). Stwierdzono więc stały wzrost rozmiarów torebki po implantacji.

Ten wzrost powoduje zmniejszenie przestrzeni między równikiem torebki i pierścieniem rzęskowym. Przed zabiegiem wymiary torebki wynosiły 0,52 +/- 0,33 (od 0,00 do 1,2), a miesiąc po zabiegu – jedynie 0,03 +/- 0,06 (od 0,00 do 0,20).

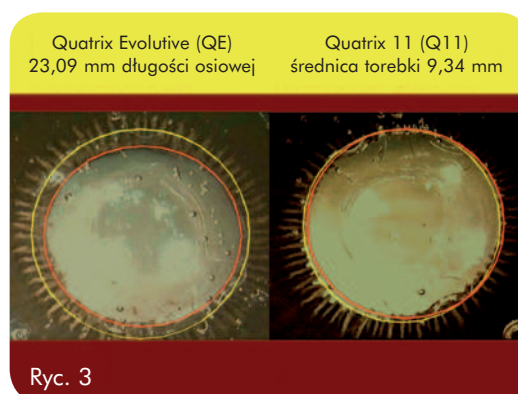
Jaki może być praktyczny skutek tych zmian? Może to powodować przyczep torebki do tyłu od pierścienia rzęskowego, bliższy kontakt ze strukturami jądrowki, stopniową zmianę siły

refrakcji, jeśli soczewka przesuwa się do przodu, ale częściej ku tyłowi, w miarę gojenia się torebki. Niekiedy, chcąc dobrać pacjentowi najbardziej optymalne sztuczne soczewki, pomiar samej średnicy soczewki wydaje się trudny. Wtedy ważne jest, aby poprawić stopień adaptacji implantowanej soczewki do zastanej sytuacji anatomicznej, biorąc pod uwagę jej międzysobniczą zmienność.

Pracowaliśmy w tym kierunku, aby stworzyć nowe rodzaje soczewek – Quatrix Evolutive i inne, będące jeszcze w fazie badań.

## Quatrix Evolutive

Z uwagi na fakt, że wartość stosunku między osiąwą długością oka operowanego i średnicą własnej soczewki stanowią parametry dostępne w badaniu klinicznym, a także uwzględniając możliwe zmiany wartości tego stosunku, logiczne wydaje się stosowanie soczewek o większej średnicy w przypadku dłuższych oczu. Inni producenci już to przewidzieli i oferują 2-3 różne rozmiary soczewek, zależnie od osiowej długości gałki ocznej. Oryginalność naszej oferty polega na tym, że proponujemy soczewki o średnicach stopniowo rosnących od 10,30 mm – dla najkrótszych oczu, do 10,80 – mm dla oczu najdłuższych (przy niższych mocach refrakcji). Taki stopniowy wzrost średnicy umożliwia lepsze dopasowanie i poprawia położenie soczewki. Na ryc. 3, przedstawiono typowe oko, o osiowej długości 23,09 mm i średnicy soczewki 9,34 mm.

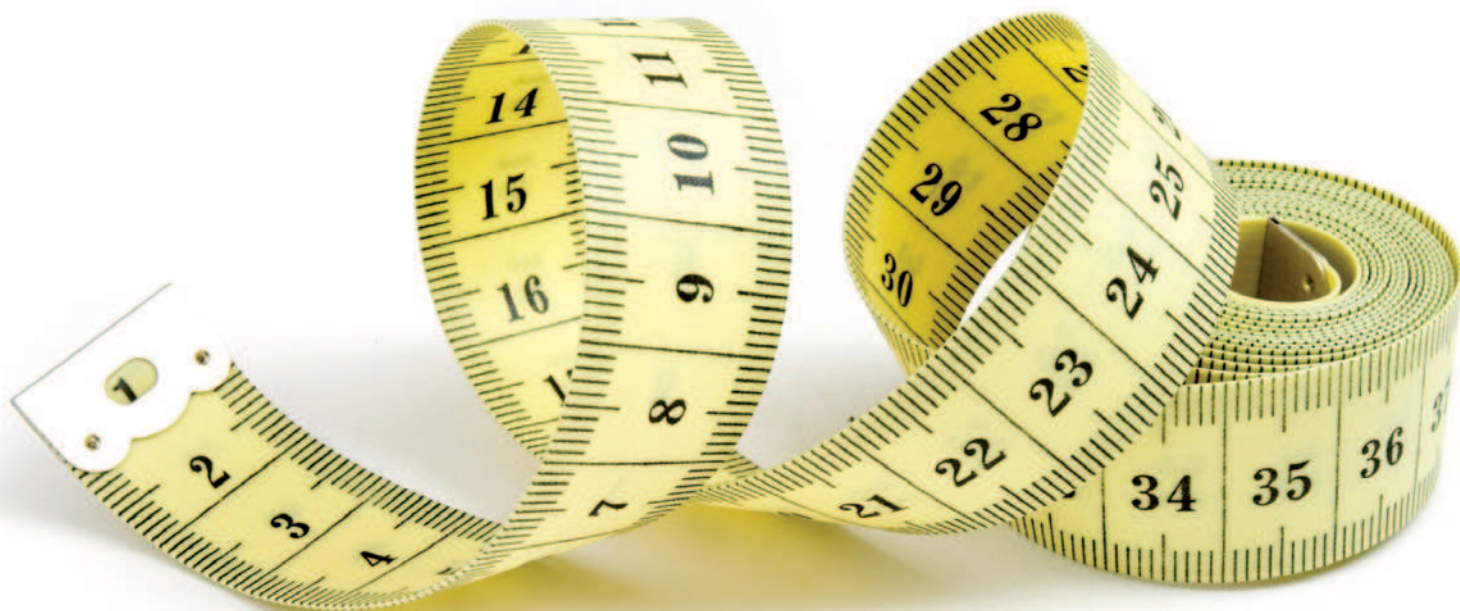


Średnica torebki po implantacji osiąga 10,26 mm po założeniu soczewki Quatrix o średnicy 11 mm, a żółty pierścień (średnica torebki) jest większy niż czerwony pierścień (średnica pierścienia rzęskowego). Jednocześnie implantacja soczewki Quatrix Evolutive (średnica 10,50 mm) do tej samej torebki sprawia, że jej średnica jest bliska idealnej po usunięciu chorej soczewki: 9,37 vs. 9,34.

Badania te, przeprowadzone w laboratoriach i klinikach, dostarczyły nowych danych dotyczących rozmiarów i zachowania się implantów po operacjach soczewek. Wyniki zaobserwowane przez nas już po 6 miesiącach od operacji dla wyżej wymienionych rodzajów implantowanych soczewek są zgodne z oczekiwaniami i zachęcają nas do kontynuowania naszej pracy.

### **Piśmiennictwo**

1. J Cataract Refract Surg. 1997 Dec;23(10):1543-7. Strenn K, Menapace R, Vass C.: CBC significantly decreased during the first 3 months after cataract surgery with in-the-bag posterior chamber IOL implantation.
2. J Cataract Refract Surg. 2003 Nov; 29(11): 2127-34. Tehrani M et al.



# ZNACZENIE OQAS

(optycznego systemu analizy jakości) w chirurgii zaćmy



Damien Gatinel

OQAS to innowacyjne urządzenie dostarczające klinicystom istotnych informacji o funkcji narządu wzroku pacjenta. Umożliwia ono obiektywny pomiar skumulowanego wpływu aberracji optycznych wysokiego stopnia i utraty przejrzystości tkanek oka na jakość obrazu na siatkówce. Na podstawie analizy obrazu plamki świetlnej skupionego na siatkówce i odebranego na planie siatkówki, ta obiecująca technika badawcza, oceniana przez ponad rok w Fundacji Rothschilda, umożliwia obiektywizację wpływu utraty przejrzystości środowiska ocznego. Artykuł ten opisuje zasady wykorzystywane przez technologię OQAS i daje klinicystom możliwość oceny jakości wzroku ludzkiego oka.

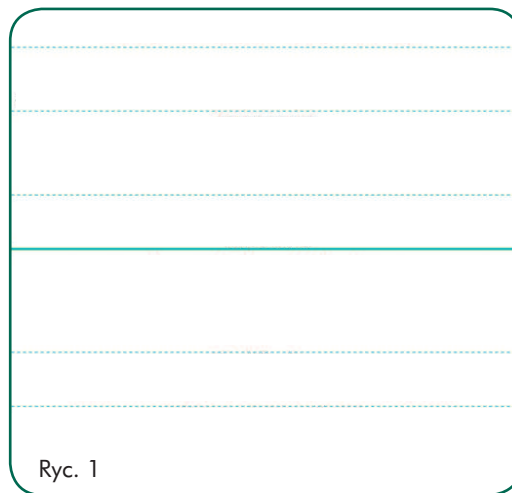
## Wstęp

Wzrok to zdolność postrzegania światła, barw i kształtów. Nasz najcenniejszy zmysł jest złożonym zjawiskiem, wykorzystującym kaskadę zdarzeń zaczynających się od wychwycenia fotonów biegnących od obserwowanego obiektu, a kończących się świadomymi wrażeniami wzrokowymi wywołanymi aktywacją sieci neuronów w wyspecjalizowanych strukturach kory płatów potylicznych mózgu.

Pierwsza faza tego procesu może być określona jako „optyczna”, ponieważ polega na postępujących załamaniach fali światła, która przechodzi przez kolejne warstwy oka (płaszcz łzowy, rogówka, komora przednia, soczewka, ciało szkliste) aż do fotoreceptorów w siatkówce. Ten etap wpływa na jakość obrazu powstającego na siatkówce i – aby zapewnić dobre widzenie – powinien przebiegać w dobrych warunkach.

Drugi etap, zwany „czuciowym”, zaczyna się z chwilą odbioru informacji przez fotoreceptory w siatkówce. Obejmuje kodowanie i przesyłanie tej informacji do wyspecjalizowanej kory mózgu i jest ukoronowany powstaniem wrażeń wzrokowych. Jakość wzroku zależy od prawidłowego przebiegu obu tych etapów. Nawet jeśli poznanie modulacji sygnału wzrokowego przez układ nerwowy jest konieczne do przewidywania jakości wzroku, to jednak jakość obrazu siatkówkowego pozwala klinicyście stwierdzić prawidłowy przebieg optycznej fazy procesu widzenia. Dwie główne przyczyny pogorszenia jakości wzroku występujące w praktyce klinicznej to obecność nieskorygowanej aberracji

optycznej (zaburzenia refrakcji) oraz częściowe zmniejszenie przejrzystości środowiska śródgałkowego, którego skutkiem jest zwiększone rozproszenie światła.<sup>1</sup> Najważniejsze przyczyny fizjologicznego i patologicznego rozproszenia światła są przedstawione na ryc. 1.



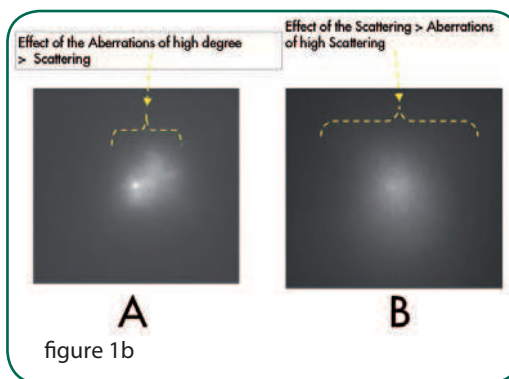
Aberrometry, wprowadzone w 2000 roku, umożliwiają pomiar niskiego i wysokiego stopnia aberracji optycznych, ale nie dają wglądu w utratę przejrzystości oka.<sup>2</sup> Ocena jakości optycznej przez aberrometr jest więc miarodajna tylko, gdy przejrzystość oka nie jest obniżona w istotny sposób.

System OQAS (*Optical Quality Analysis System*) jest jedynym obecnie dostępnym urządzeniem umożliwiającym bezpośredni pomiar skumulowanego wpływu aberracji optycznej i utraty przejrzystości oka na optyczną jakość oka. Dane dostarczane przez urządzenie są uzyskiwane drogą badania obrazu siatkówkowego wytworzonego przez skupienie na siatkówce światła podczerwonego. Ten strumień światła może być kierowany w różnych kierunkach i w różnym skupieniu, tak by przeprowadzić serię pomiarów odnoszących się do obrazów punktów zlokalizowanych w różnej odległości od oka. Analiza ta umożliwia ocenę znaczenia rozproszenia ocznego (redukcja przejrzystości oka) i przewidywanie jego wpływu na wrażliwość, kontrast i maksymalną teoretyczną ostrość wzroku. Pomiar dynamiczny pozwala ocenić jakość akomodacji i/lub głębę pola.



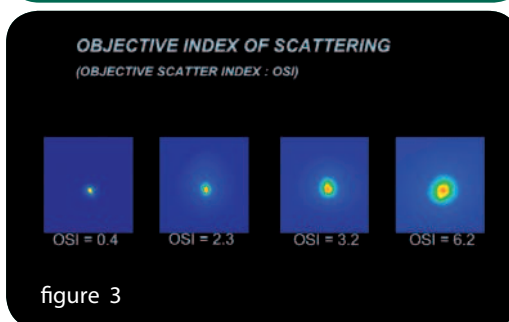
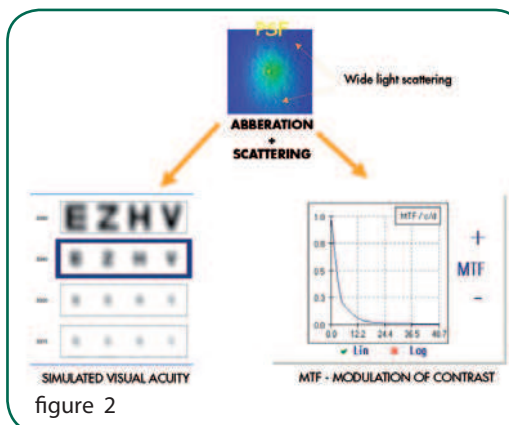
## Zasady analizy optycznej jakości wzroku systemem OQAS

Wiarygodność wszelkich urządzeń obrazowania optycznego zależy od sposobu, w jaki dane urządzenie może zamienić strumień światła w obraz możliwie najlepszej jakości. System OQAS zapewnia projekcję plamy światła na rogówkę i analizę charakterystyki powstającego obrazu. Wszystkie pomiary w systemie OQAS pochodzą z analizy siatkówkowego obrazu plamki świetlnej. Mówiąc prostymi słowami, dane w całości uzyskuje się drogą badania jakości stygmatyzmu ocznego. Wymiary i rozkład przestrzenny energii świetlnej na siatkówce po skupieniu wzroku na punktowym źródle światła i jej przejściu przez układ optyczny oka, określają różne aspekty funkcji rozpraszania plamki świetlnej na siatkówce. Skrót PSF (od ang. *Point Spread Function* – funkcja rozpraszania punktu) jest często stosowany w optyce i będzie również użyty w tym artykule. PSF może być przedstawiona jako dwu- lub trójwymiarowy diagram, którego średnica zależy od mocy rozdzielczej oka i jego wrażliwości na kontrast. Maksymalna ostrość wzroku zostaje osiągnięta, gdy średnica punktu nie przekracza średnicy receptora w plamce żółtej. Średnica zmniejsza się o połowę, gdy średnica zostaje pomnożona przez dwa, itd. OQAS tworzy trójwymiarową reprezentację siatkówkowej PSF w aspekcie najwyższej intensywności światła z obrazu odebranego przez detektor CCD i przetworzonego na odcienie szarości. Umożliwia to łatwiejszą interpretację i porównanie wyników PSF. W przypadku oka przejrzystego i pozbawionego aberracji optycznych (albo doskonale skorygowanego), obraz skupiony utworzony na siatkówce nie jest punktem, ale świetlną plamą, której średnica zależy od średnicy źrenicy (dyfrakcja źreniczna). Dyfrakcja stanowi główny czynnik ograniczający bezwzględny stygmatyzm; z konieczności wymaga „poszerzenia” rozmiarów obrazu, które tworzą się zależnie od punktu źródłowego. Wysoki stopień aberracji optycznej (aberracje sferyczne, coma, itp.) jest szkodliwy dla jakości optycznej oka. Powoduje redukcję stygmatyzmu, która to z kolei nakłada się na redukcję spowodowaną przez dyfrakcję (ryc. 1A). Na koniec, istnienie zaburzeń środowiska wewnętrznego oka powoduje rozproszenie światła wskutek całkowitych albo częściowych mikrozmnętnień, wywołujących przypadkową dyspersję tempa rozchodzenia się fal świetlnych. Rozkład intensywności światła zostaje zogniskowany dzięki aparatowi optycznemu oka i jest wyraźnie mniej kompaktowy (ryc. 1B).



## Wykładniki jakości optycznej w systemie OQAS

Można przewidzieć wygląd bardziej złożonego obrazu na podstawie obrazów punktowych tworzonych przez plamy świetlne na siatkówce, a także stopień redukcji kontrastu na siatkówce. Najważniejsze wskaźniki podawane przez oprogramowanie urządzenia to (ryc. 2 i 3):



- maksymalna ostrość wzroku przewidywana dla obiektów o kontrastowości 100%, 50%, 20% i 9%;
- wyżej wymieniona ostrość wzroku jest obliczana przy uwzględnieniu charakterystyki optycznej badanego oka: aberracji i rozproszenia;
- krzywa MTF (*modulation transfer function* – funkcja modulacji transferu) przedstawia procent osłabienia kontrastu obrazu siatkówkowego przy różnej rozdzielczości (częstotliwości przestrzennej)

oraz obejmuje skumulowany efekt rozproszenia i wysokiego stopnia aberracji optycznych;

- wskaźnik rozproszenia – przydatny do ilościowej oceny stopnia rozproszenia wywołanego utratą przejrzystości jednej lub więcej struktur wewnątrzgałkowych, np. zaćma, hiality, zmętnienie rogówki, itp.

Aby uniknąć przekłamania spowodowanego aberracjami sferyczno-cylindrycznymi (aberracje drugiego stopnia, które można korygować okularami), analizę siatkówkowej PSF należy przeprowadzić przy możliwie najlepszej korekcji sferyczno-cylindrycznej.

Urządzenie, dzięki zintegrowanemu autorefra-ktometrowi, może przeprowadzić procedurę (*scrambling*), kompensację ogniska sferycznego w celu połączenia siatkówki z punktem leżącym w określonej odległości („w nieskończoności” wskutek defektu).

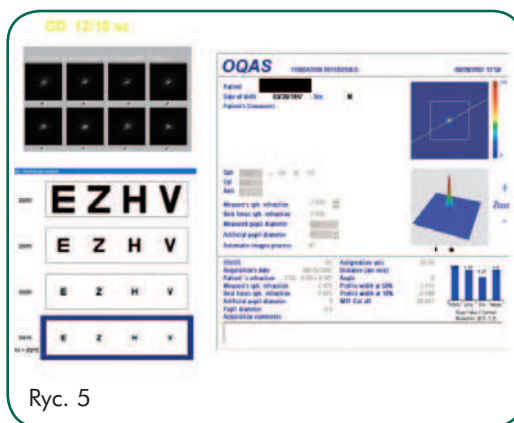
Widzenie na odległość jest badane poprzez łączenie siatkówki z punktem zlokalizowanym „w nieskończoności”. Dzięki obecności czujnika CCD są zbierane różne plamy obrazów skupianych na siatkówce. Urządzenie mierzy również naturalną średnicę źrenicy, ale należy pamiętać, że pomiary przeprowadza się przy stałej wartości średnicy źrenicy, wybranej przez operatora (od 3 do 6 mm). Możliwe jest oszacowanie głębokości pola badanego oka poprzez wykonanie serii pomiarów dla punktów zlokalizowanych w rosnącej odległości od oka.

### Sekwencja pomiarów przy zastosowaniu urządzenia OQAS

Urządzenie OQAS zajmuje podobną ilość miejsca jak autorefraktometr, ale jest wyposażone w oparcie dla brody i czoła oraz jest sterowane za pomocą joysticka, a uzyskane dane są przetwarzane przez specjalny program. Poza standardowymi danymi pacjenta (tożsamość, data urodzenia, itp.), użytkownik wprowadza wartość wady refrakcji (równoważnik sferyczny) i określa średnicę źrenicy, przy której ma się odbyć analiza. U pacjentów z silnym astygmatyzmem ocznym może być przydatne skompensowanie wady szkłem cylindrycznym przed wykonaniem pomiarów. Średnica źrenicy oka jest mierzona, gdy jest ustawiona równo z siateczką świetlną – wtedy aparat sam przeprowadza procedurę (*scrambling-unsrambling*). Pacjent wpatruje się w obraz testowy przedstawiający pejzaż. Po zogniskowaniu obrazu na płaszczyźnie siatkówkowo-plamkowej, wykonuje się kilka ujęć siatkówkowej PSF i się je uśrednia. Badanie akomodacji przeprowadzane jest poprzez powtarzanie pomiarów PSF dla płaszczyzn umiejscowionych w rosnącej wergencji, które optycznie symulują zbliżanie się płaszczyzny nieruchomego obiektu.

### Przykłady klinicznych zastosowań metody w chirurgii zaćmy

Zastosowania kliniczne metody OQAS są bardzo liczne i obejmują wszystkie sytuacje kliniczne, gdzie istotna jest obiektywna ocena ilościowa obniżonej jakości widzenia. Najczęściej jakość ta ulega pogorszeniu w wyniku aberracji wysokiego stopnia oraz zmniejszenia przejrzystości środowiska wewnątrzgałkowego. Zmętnienia soczewki załamują i rozpraszają światło padające na siatkówkę w sposób przypadkowy. Pamiętajmy jednak, że anatomiczno-kliniczne zależności między stopniem zmętnienia ocenianego lampą szczelinową i jego wpływem na jakość widzenia nie zawsze są wyraźne, szczególnie w przypadku zaćmy niedojrzałej. Trwałe uczucie dyskomfortu widzenia („welon”, „widzenie przez mgłę”) może wiązać się z umiarkowanym obniżeniem ostrości wzroku (ryc. 5).



Niektóre urządzenia służące do obrazowania przedniego odcinka gałki ocznej, np. system akwizycji poprzez kamerę Scheimpfluga, umożliwiają ilościową ocenę stopnia zmętnienia soczewki metodą densytometrii. Urządzenie to jednak nie mierzy wpływu tego zmętnienia na przewodzenie światła.

Bezpośredni pomiar rozproszenia światła w oku ma znacznie większe znaczenie, ponieważ bezpośrednio przekłada obiektywny wpływ zmętnienia soczewki na wpadające do oka światło. Pozwala to potwierdzić rolę młodej zaćmy w patogenezie zaburzeń wzroku i ocenić zaćmę według klasyfikacji czynnościowej na podstawie wartości OSI (ryc. 3). Pomiary OQAS potwierdzają lub nie potwierdzają roli rozsianych zamgleń albo śladowych biomikroskopowych zmętnień w powstawaniu zaburzeń wzroku. Ta zdolność do obiektywnej oceny wpływu obniżenia przejrzystości soczewki pozwala przewidzieć możliwe medyczo-prawne następstwa chirurgii soczewki (obiektywne odróżnienie czystej chirurgii soczewki i chirurgii zaćmy). Bezpośrednie

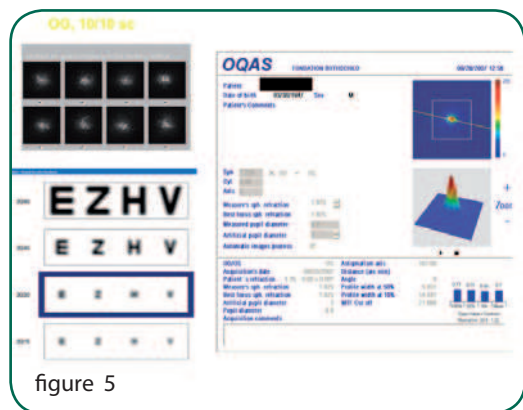


figure 5

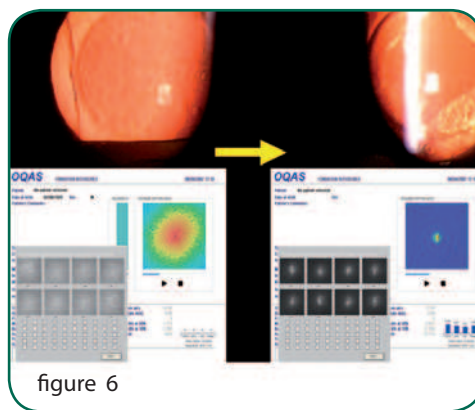


figure 6

udokumentowanie pogorszenia PSF siatkówki pomagają potwierdzić rolę zmętnienia tylnego torebki w przypadku wątpliwości co do rozpoznania spadku ostrości wzroku u pacjenta ze sztuczną soczewką. Poprawa PSF po kapsulotomii wynika ze zmniejszenia rozpraszania światła w miejscu otwarcia torebki.

Tradycyjne metody aberometrii, np. Hartmanna-Schacka, nie pozwalają dokładnie zmierzyć jakości wzroku po implantacji wieloogniskowego dyfrakcyjnego układu optycznego.<sup>3</sup> Zasada odtworzenia frontu fali wymaga optyki jednoogniskowej i nie może właściwie opisać zmian spowodowanych przez dyfrakcyjną sieć implantu. Pomiary metodą OQAS są znacznie bardziej istotne w tym kontekście, ponieważ są przeprowadzane na podstawie wychwyconego obrazu siatkówkowego, który zawiera wszystkie niezbędne informacje optyczne (łączny efekt optyki jednoogniskowej i sieci dyfrakcyjnej) (ryc. 7).

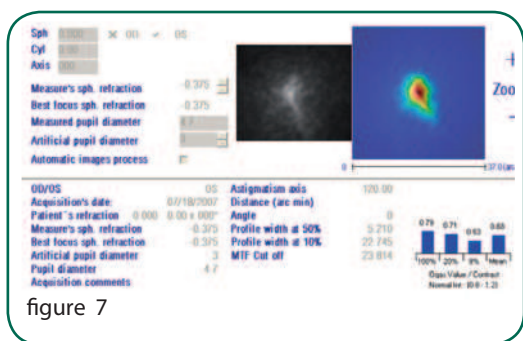


figure 7

Możliwość oceny głębi pola powinna sprawić, że OQAS stanie się narzędziem szczególnie przydatnym do obiektywnej oceny rzekomego efektu akomodacyjnego soczewek multifokalnych i akomodacyjnej roli implantów znanych jako „akomodacyjne”.

### Wniosek

System OQAS dostarcza cennych informacji klinicytom zajmującym się badaniem i leczeniem stanów chorobowych odpowiedzialnych za obniżenie przejrzystości oka, z załączoną na czele listy. Badanie to stało się niezbędnym narzędziem w codziennej praktyce klinicznej, w leczeniu chorób przedniego odcinka gałki ocznej.

### Piśmiennictwo

1. Díaz-Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Güell JL, Artal P. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006;47(4):1710-6.
2. In “Principles and Practice of Ophthalmology, 4rd Edition”. Daniel M. Albert and Frederick A. Jakobiec, Saunders, Elsevier, USA, 2007. Gatinel D. Corneal Topography and Wavefront analysis.
3. Gatinel D. The low accuracy of Shack-Hartman wavefront sensing in eyes with diffractive multifocal intra ocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, in press

# EYEFILL®

## – nowa linia produktów do chirurgii oka

Wysoko wykwalifikowana kadra działu badawczo-rozwojowego firmy Croma, przy współpracy z uznanymi na świecie ekspertami w dziedzinie chirurgicznego leczenia zaćmy, opracowuje całkowicie nową linię innowacyjnych produktów do chirurgii oka: tzw. OVD – okulistyczne lepkie płyny wypełniające. Linia ta składa się z 4 produktów – od bardzo lepkiego do wysoko zdyspergowanego – tak, aby spełnić wymagania każdego chirurga w każdej fazie operacji. Nasz silny nacisk na bezpieczeństwo gwarantuje doskonałą ochronę tkanek oka i optymalną stabilność komory przedniej i torebki przez cały czas trwania zabiegu. Dwa pierwsze produkty tej linii są już dostępne na rynkach międzynarodowych i są dobrze oceniane przez coraz większą liczbę chirurgów.

Eyefill® S.C.  
(*supreme cohesive* – bardzo lepki)

### Charakterystyka produktu



- 2% kwas hialuronowy, otrzymany drogą biofermentacji
- masa cząsteczkowa: 3 106 daltonów
- lepkość ( $0,1 \text{ s}^{-1}$ ): 400 000 mPa.s
- objętość: 0,9 ml
- gwarantowana sterylność wewnętrzna i zewnętrzna

## Zalety

- stała i niewielka siła konieczna do wstrzyknięcia
- optymalna retencja w komorze przedniej oka i w torebce soczewkowej
- doskonała ochrona tkanek oka
- łatwa aspiracja na zakończenie zabiegu
- kwas hialuronowy otrzymywany drogą biofermentacji
- sterylizacja parowa zapewnia sterylność wewnętrzną i zewnętrzną

Preparat Eyefill® S.C., jako niezwykle spoisty płyn wypełniający, jest wskazany w przypadkach płytkiej komory przedniej i wypadania tęczówki. Dzięki swoim właściwościom reologicznym wykazuje doskonałą retencję w komorze przedniej oka podczas fakoemulsyfikacji (usuwania zwyrodniałej soczewki) i może być łatwo usunięty w końcowej fazie zabiegu.

## Lepkość

- pseudoplastyczność umiarkowana do wysokiej  $[\zeta 0,1/\zeta 100] = 100^{(1)}$
- łatwa i szybka iniekcja przy wypełnianiu komory przedniej i torebki

## Elastyczność

- wysoka elastyczność, wskaźnik  $(G'[\text{Pa}]/\zeta [1/\text{s}]) = 170^{(2)}$
- doskonale sprawdza się w zabiegach wymiany soczewki

## Eyefill® H.D.

(*high dispersion* – wysoce zdyspergowany)



## Charakterystyka produktu:

- 2% HPMC (hydroksypropylometyloceluloza)
- masa cząsteczkowa 86 000 daltonów
- lepkość: (5 s<sup>-1</sup>): 5 000 mPa.s
- objętość: 1,5 ml i 2,5 ml
- gwarantowana sterylność wewnętrzna i zewnętrzna

## Zalety

- doskonała ochrona komórek
- optymalny w zabiegach funduskopii i gonioskopii
- dostępny w 2 objętościach
- sterylizacja parowa zapewnia sterylność wewnętrzną i zewnętrzną

Eyefill® H.D. może być stosowany przy chirurgicznym leczeniu zaćmy oraz jako środek pomocniczy przy funduskopii i gonioskopii. Może być też stosowany jako płyn łączący i ochronny podczas noszenia soczewek kontaktowych w celach diagnostycznych i terapeutycznych.

Eyefill® H.D. dzięki swoim właściwościom, tj. niskiej lepkości i wysokiej dyspersji, zapewnia najwyższą ochronę tkanek oka i zapobiega ich uszkodzeniu podczas zabiegów operacyjnych.

## Rok 2008 – wprowadzamy na rynek 2 nowe produkty linii Eyefill®

We wrześniu 2008, podczas kongresu ESCRS (Europejskiego Towarzystwa Chirurgii Zaćmy i Wad Refrakcji), planujemy wprowadzenie na rynek dwóch nowych preparatów wisko-elastycznych do chirurgii oka.

## Najwyższej jakości surowce dla doskonałej biokompatybilności

Wszystkie preparaty wypełniające firmy Croma zawierają kwas hialuronowy otrzymywany drogą biofermentacji lub/i ultraoczyszczoną HPMC. Substancje te są całkowicie pozbawione białek zwierzęcych, są więc wysoce biokompatybilne i mogą być stosowane u pacjentów uczulonych na białka zwierzęce.

## CROMA – produkcja na stale wysokim poziomie jakości

Nasze płyny wypełniające do chirurgii oka pochodzą wyłącznie z naszego zakładu produkcyjnego na przedmieściach Wiednia, zbudowanego w 1994 roku. Nasz zakład – wyposażony w najnowocześniejsze urządzenia oraz dzięki starannej selekcji najlepszych surowców i procesowi produkcyjnemu zgodnemu z ogólnie uznanymi wytycznymi bezpieczeństwa (GMP, ISO 9001:2000; ISO 13485:2000 i MDD) – wytwarza produkty o najwyższej jakości. Dodatkowo, coroczne kontrole przeprowadzane przez akredytowanych i niezależnych audytorów gwarantują utrzymanie najwyższego poziomu jakości. Co więcej, każda strzykawka przechodzi 100% kontrolę wizualną na zakończenie procesu produkcyjnego. W ten sposób gwarantujemy, że wyłącznie nieskazitelne produkty opuszczają nasz zakład.

Wszystkie te przedsięwzięcia świadczą o naszej kompetencji w dziedzinie chirurgii zaćmy i sprawiają, że nasze produkty są bezpieczne i konkurencyjne.

## Sterylizacja parowa zapewnia sterylność wewnętrzną i zewnętrzną

Preparaty do chirurgii oka firmy Croma są sterylizowane zgodnie z zatwierdzoną procedurą.

Po tym, jak w sposób aseptyczny pakowane są do wysterylizowanych szklanych strzykawek, są poddane sterylizacji parą i gorącym wewnątrz swoich opakowań blistrowych.

Zapewnia to poziom bezpieczeństwa rzędu 10<sup>-6</sup> w porównaniu z analogicznymi produktami sterylizowanymi metodą konwencjonalną. Nasze płyny wypełniające do chirurgii oka są sterylne wewnątrz i na zewnątrz oraz są gotowe do użycia na sali operacyjnej.



# BEZPIECZEŃSTWO

Naszym priorytetem jest optymalizacja procesu produkcji implantów soczewkowych – niezmiennie czuwamy nad jakością naszych produktów. Co roku modyfikujemy proces produkcyjny, tak aby mieć pewność jakości i bezpieczeństwa naszych implantów soczewkowych. Regularnie przeprowadzane audyty i monitoring rynku umożliwiają identyfikację punktów krytycznych i dają początek działaniom korekcyjnym i prewencyjnym, np.:

- stosujemy dodatkowe etapy czyszczenia podczas polerowania w celu usunięcia zbędnych pozostałości;
- środek czyszczący poprzednio używany do czyszczenia implantów soczewkowych zamieniliśmy na preparat zgodny z Farmakopeą Europejską – wolny od konserwantów, o udokumentowanej skuteczności i bezpieczeństwie;
- etap ekstrakcji podczas polimeryzacji soczewek i usuwanie pozostałości zoptymalizowaliśmy tak, aby zapewnić 0% zanieczyszczeń, nawet przy założeniu gorszych warunków przebiegu procesu;
- profil krawędzi poprawiliśmy tak, aby ułatwić czyszczenie trudno dostępnych części implantu soczewkowego, przy jednoczesnym zachowaniu jego zdolności zapobiegania PCO (tylnemu zmętnieniu torebki) (patrz rycina).

Dzięki poprawie naszego procesu produkcyjnego mogliśmy zaobserwować stały spadek liczby skarg ze strony końcowych użytkowników. Nieprzewidywane zdarzenia i skargi stanowią dla nas impuls do dalszego doskonalenia się – w celu zapewnienia naszym klientom oferty spełniającej ich oczekiwania. Od 2007 roku prowadzimy szczegółowe inspekcje zakładów produkcyjnych i sal operacyjnych w celu poznania przyczyn występujących tam bądź nawet potencjalnych problemów. Nasze nowe procedury produkcyjne pomogły nam zapobiegać i znacznie zmniejszyć odsetek skarg związanych z odczynami zapalnymi. Bardziej szczegółowe informacje na ten temat zostaną opublikowane w następnym numerze pisma „Ophthalmographe”.



### **CROMA – nowa marka na rynku**

Strategiczna fuzja firm Croma-Pharma i Corneal Ophthalmology w roku 2008 zaowocowała powstaniem nowej firmy CROMA.

CROMA oznacza zdrowie, opiekę i innowację.

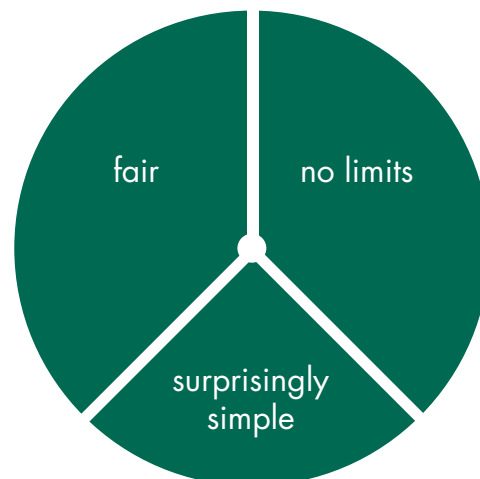
Naszym celem jest poprawa jakości życia ludzi.

CROMA umacnia swą strategiczną pozycję na rynku, komunikując jasny i wyjątkowy profil korporacyjny i wartości przewodnie. Nasz Dział Badawczo-Rozwojowy jest ukierunkowany na opracowywanie produktów o wyjątkowo wysokiej jakości i efektywności.

Wartości przewodnie firmy CROMA można streścić w trzech słowach:

uczciwość, nieograniczoność, zadziwiająca prostota.

CROMA to firma działająca globalnie i wolna od uprzedzeń.



**CROMA**  
HEALTH • CARE • INNOVATION

Następny numer



„OPHTHALMOGRAPHE”

W KWESTII BEZPIECZEŃSTWA NIE LICZYMY NA  
**SZCZĘŚLIWY LOS**