

Zmiany właściwości biomechanicznych rogówki w wyniku obfitego nawodnienia organizmu



Fot. archiwum Autorki



Fot. archiwum Autorki

Mgr inż. KAMILA GAWEŁ, dr inż. AGNIESZKA JÓŻWIK

Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Katedra Optyki i Fotoniki, Politechnika Wrocławska

Artykuł powstał na podstawie pracy inżynierskiej obronionej w 2023 roku, napisanej pod kierunkiem dr inż. Agnieszki Józwick na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Został zaprezentowany na konferencji Optopus 2024 oraz VisPeP 2024.

Streszczenie

Właściwości biomechaniczne rogówki odgrywają kluczową rolę w precyzyjnej diagnostyce chorób oczu. Nawet wynik pomiaru ciśnienia wewnątrzgałkowego, będącego podstawowym parametrem kontrolnym przy występowaniu jaskry, obarczony jest wpływem biomechaniki rogówki. Ostatnie dwie dekady przyniosły znaczący postęp w rozumieniu wpływu właściwości biomechanicznych rogówki na chirurgię refrakcyjną i leczenie stożka rogówki. Coraz więcej urządzeń umożliwia ich pomiar. Wyprodukowanie tonometru Corvis ST przez firmę Oculus było jednym z rozwiązań, umożliwiających precyzyjny pomiar ciśnienia wewnątrzgałkowego, uwzględniający zarówno grubość, jak i sztywność rogówki. Zachowanie rogówki podczas tonometrii jest podstawowym czynnikiem w szacowaniu jego wartości.

Celem badania była analiza zachowania rogówki podczas pomiaru tonometrycznego z wymuszoną zmianą ciśnienia wewnątrzgałkowego (IOP) podczas testu picia wody. Ponadto przeanalizowano wpływ zwiększenia ciśnienia na różne parametry związane z biomechaniką rogówki, takimi jak sztywność czy deformacja. Pomiar IOP wykonano tonometrem Corvis ST, pozwalającym ocenić proces deformacji rogówki jako jej reakcję na podmuch powietrza. Zbadano 56 oczu, a pomiary wykonano przed wypiciem wody oraz po 15, 30 i 45 minutach od testu. Odkryto, że spożycie wody wpływa istotnie statystycznie na zwiększenie ciśnienia wewnątrzgałkowego, które wiązało się z wystąpieniem różnic w zachowaniu rogówki podczas pomiarów. Zaobserwowano, że picie wody zwiększyło sztywność rogówki.

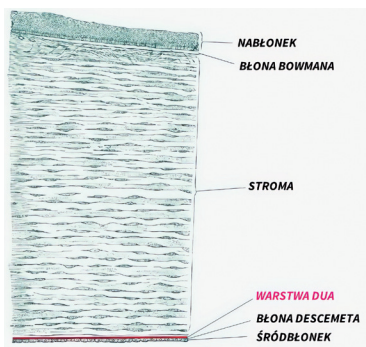
Abstract

The biomechanical properties of the cornea play a key role in the precise diagnosis of eye diseases. Even intraocular pressure measurement, which is the basic control parameter in glaucoma, is influenced by corneal biomechanics. The last two decades have brought significant progress in understanding the impact of corneal biomechanical properties on refractive surgery and the treatment of keratoconus. More devices enable their measurement. The production of the Corvis ST tonometer by Oculus was one of the solutions that allowed the precise measurement of intraocular pressure, taking into account both the thickness and stiffness of the cornea. The behaviour of the cornea during tonometry is a fundamental factor in estimating its value.

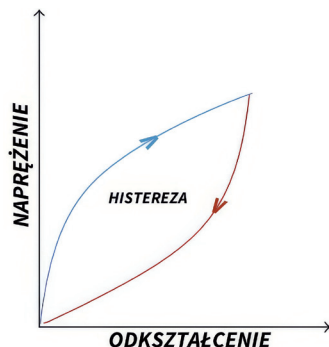
The purpose of the study was to analyse the behaviour of the cornea during tonometric measurement with a forced change in intraocular pressure during the water drinking test. Furthermore, to assess the impact of increasing pressure on various parameters related to corneal biomechanics, such as stiffness or deformation. IOP measurements were performed with a Corvis ST tonometer, allowing the assessment of the corneal deformation process as its reaction to an air puff. Fifty-six eyes were examined and measurements were taken before drinking water and 15, 30 and 45 minutes after the test. Water consumption was found to have a statistically significant effect on the increase of intraocular pressure, which was associated with differences in the behaviour of the cornea during measurements. It has been observed that water drinking affects corneal stiffness.

Wstęp

Rogówka składa się z sześciu warstw – nabłonka, błony Bowmana, stromy (istoty właściwej), błony Descemeta, śródbłonka oraz warstwy Dua (ryc. 1). Właściwości biomechaniczne rogówki silnie wpływają na stopień jej deformacji pod wpływem działania przyłożonej siły m.in. podczas pomiaru ciśnienia wewnątrzgałkowego. W kontekście właściwości biomechanicznych, największą rolę w rogówce odgrywają istota właściwa oraz błona Descemeta [2]. Istota właściwa, stanowiąca większą jej część, jest warstwą bardzo odporną wytrzymałościowo. Do opisu biomechaniki rogówki wykorzystuje się charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe (ang. *stress-strain*). Naprężenie, wyrażane jako siła przypadająca na jednostkę powierzchni, wynika zarówno z sił wewnątrzgałkowych (np. ciśnienia wewnątrzgałkowego, IOP), jak i zewnętrznych (np. mrugania). Odkształcenie to sposób zdeformowania materiału, które może być sprężyste (proporcjonalne do siły) lub lepkie (nieodwracalne). W tym aspekcie rogówka jest strukturą lepkosprężystą. Oznacza to, że pod wpływem danej siły rogówka zaczyna się odkształcać, następnie po jej usunięciu układ wraca do stanu początkowego, lecz dochodzi do tego z pewnym opóźnieniem. Za sprężystość rogówki odpowiada głównie kolagen, którego najwięcej występuje w błonie Bowmana i stromie. Za lepkość zaś odpowiedzialna jest substancja międzykomórkowa, której głównymi składnikami są proteoglikany i keratocyty [3]. Charakterystyka naprężeniowo-odkształceniowa rogówki jest nieliniowa (ryc. 2), a wartość modelu Younga zależy od warunków badania, takich jak ciśnienie i stan naprężenia, oscylując między 0,1 a 57 MPa [3].



Ryc. 1. Budowa rogówki [1]



Ryc. 2. Charakterystyka naprężeniowo-odkształceniowa dla materiałów lepkosprężystych [3]

Tonometria jest jedną z podstawowych metod pomiaru czynników wystąpienia jaskry. Zmierzona wartość ciśnienia wewnątrzgałkowego jest zależna od biomechaniki rogówki. Może to negatywnie wpływać na diagnostykę i leczenie różnych chorób oczu czy patologii rogówki. Jedną z takich metod, uważaną za standard tonometrii, uważa się tonometrię aplacyjną Goldmanna. Metoda ta nie uwzględnia niektórych właściwości rogówki, takich jak sztywność czy grubość. Już wcześniej zauważono, że dla grubszych rogówek uzyskuje się zawyżony wynik pomiaru IOP, a przy cieńszych – заниżony [4]. Zaczęto zatem pracować nad rozwiązaniami problemu wpływu geometrii i biomechaniki rogówki na wyniki pomiarów. Jednym z rezultatów poszukiwań było wyprodukowanie przez niemiecką firmę Oculus tonometru Corvis ST (ryc. 3). Jest to bezkontaktowy tonometr podmuchowy działający na zasadzie kamery Scheimpfluga, dzięki której możliwe jest uzyskanie obrazu przedniego odcinka oka rejestrującego zmiany w nim zachodzące w wyniku podmuchu powietrza. Zasadę działania tonometru przedstawiono na rycinie 4. Rogówka jest oświetlana wiązką pochodzącą ze źródła. Po przeciwnej stronie znajduje się czujnik, którego zadaniem jest detekcja światła odbijanego od rogówki. Wzrost ciśnienia podmuchu powietrza powoduje deformację rogówki, która zaczyna się ugiąć,

przechodząc do wklęsłości. W momencie osiągnięcia aplacji (wypłaszczenia) rogówka zachowuje się jak powierzchnia płaska, odbijając większość światła w kierunku detektora. Zaobserwowany sygnał na detektorze jest wtedy najsilniejszy. Podczas uginania rogówki obserwowane są dwa takie stany: podczas przechodzenia do maksymalnej wklęsłości oraz powrotu do jej stanu podstawowego (ryc. 5). Jednocześnie przyrząd rejestruje siłę powietrza potrzebną do uzyskania spłaszczenia rogówki. W rezultacie na podstawie informacji o ciśnieniu podmuchu oraz czasu pojawienia się aplacji szacowane jest ciśnienie wewnątrzgałkowe. Oprócz wartości IOP urządzenie to dostarcza informacji o rozkładzie grubości rogówki i szeregu parametrów opisujących dynamiczną odpowiedź wywołaną przez podmuch powietrza (tab. 1). Najbardziej kluczowymi parametrami są: biomechanicznie korygowane IOP (bIOP), sztywność podczas pierwszej aplacji (SP-A1), czas wystąpienia pierwszej i drugiej aplacji (A1, A2 Time) oraz wskaźnik naprężeniowo-odkształceniowy (SSI). Biomechanicznie korygowane IOP wyznacza się metodami numerycznymi, uwzględniając wpływ sztywności rogówki, jej grubości, krzywizny oraz parametrów biomechanicznych [4]. Sztywność podczas pierwszej aplacji (SP-A1) jest definiowana jako różnica bIOP i IOP podzielona przez maksymalną amplitudę deformacji [6].

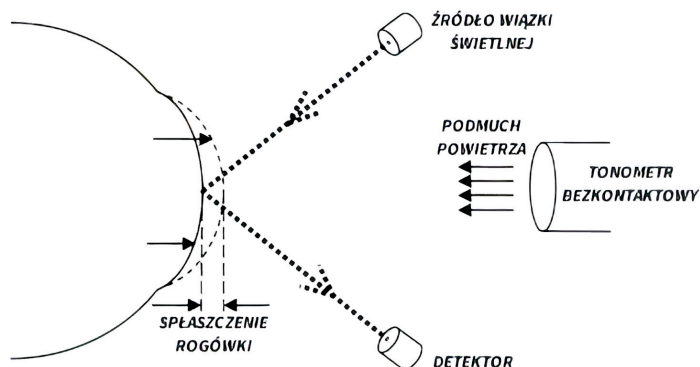
	Rozwinięcie skrótu	Tłumaczenie polskie	Opis parametru
IOP [mmHg]	Intraocular Pressure	Ciśnienie wewnątrzgałkowe	Miara określająca wpływ siły wywieranej przez ciecz wodnista na rogówkę i twardówkę
Pachy [µm]	Pachymetry	Osiowa grubość rogówki	Osiowa odległość od przedniej do tylnej powierzchni rogówki
bIOP [mmHg]	Biomechanical corrected IOP	Biomechanicznie korygowane IOP	Ciśnienie wewnątrzgałkowe, uwzględniające wpływ biomechaniki rogówki
Def. Amp. Max [mm]	Deformation Amplitude Maximum	Maksymalna amplituda deformacji	Odległość ruchu wierzchołka rogówki od pozycji początkowej do największej deformacji
Defl. Amp. Max [mm]	Deflection Amplitude Maximum	Maksymalna amplituda ugięcia	Odległość ruchu wierzchołka rogówki od pozycji początkowej do największego ugięcia, bez uwzględnienia ruchu oka
A1, A2 Time [ms]	First, second applanation time	Czas pierwszej, drugiej aplacji	Czas trwania od momentu wyzwolenia strumienia powietrza do pierwszej aplacji (gdy rogówka przemieszcza się do wewnątrz) lub drugiej aplacji (gdy rogówka przemieszcza się na zewnątrz)
A1, A2 Velocity [m/s]	First, second applanation velocity	Prędkość pierwszej, drugiej aplacji	Prędkość ruchu rogówki podczas pierwszej i drugiej aplacji
HC Time [ms]	Highest Concavity Time	Czas osiągnięcia największej wklęsłości	Czas trwania od początku deformacji do momentu, gdy rogówka osiąga największą wklęsłość
PD [mm]	Peak Distance	Odległość szczytowa	Odległość między dwoma wierzchołkami rogówki w największej wklęsłości
Radius [mm]	-	Promień krzywizny	Osiowy promień krzywizny w największej wklęsłości
SP-A1 [mmHg/mm]	Stiffness Parameter at First Applanation	Sztywność podczas pierwszej aplacji	Różnica bIOP i IOP podzielona przez maksymalną amplitudę deformacji
SP-HC [mmHg/mm]	Stiffness Parameter at Highest Concavity	Sztywność podczas największej wklęsłości	Różnica bIOP i IOP podzielona przez różnicę amplitudy ugięcia w największej wklęsłości i podczas pierwszej aplacji
SSI	Stress Strain Index	Wskaźnik naprężeniowo-odkształceniowy	Wskaźnik opisujący zachowanie się rogówki w odpowiedzi na naprężenia i odkształcenia

Tab. 1. Lista skrótów parametrów wraz z tłumaczeniem i opisem

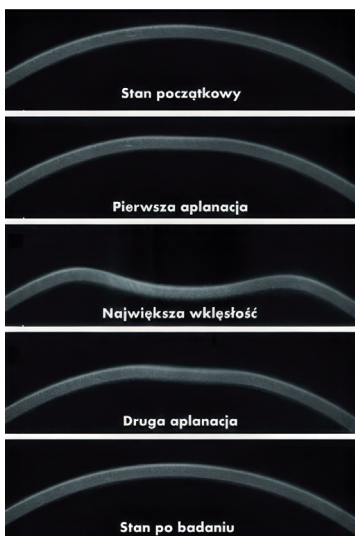
W teście picia wody w sposób kontrolowany sprawdza się reakcję gałki ocznej na wypicie określonej ilości wody. Zwykle test ten stosuje się do oceny przepływu cieczy wodnistej u osób z jaskrą otwartego kąta przesączania, jednak znalazł on również zastosowanie w eksperymentach, w których chce się osiągnąć naturalny wzrost ciśnienia. W literaturze spotyka się wyniki badań sprawdzających, w jaki sposób wpływa on na właściwości biomechaniczne rogówki, a także weryfikujących związek między zmianą IOP a zmianą poszczególnych parametrów opisujących sztywność rogówki. Zaobserwowano, że test picia wody powoduje zwiększenie ciśnienia u osób zdrowych średnio o około 2–4 mmHg [7,8], choć zaobserwowano również większe zmiany [9]. Odpowiada to wielkości oscylacji ciśnienia wewnątrzgałkowego podczas zmian dobowych oraz powstających w wyniku naturalnego pulsowania krwi, akomodacji czy przy obniżonym oświetleniu [10]. Zmiana ciśnienia wpływa na zachowanie rogówki podczas pomiaru. Obserwuje się, że wyższe ciśnienie związane jest z późniejszym wystąpieniem pierwszego spłaszczenia oraz wcześniejszym – drugiego. Ponadto zwiększenie ciśnienia wpływa na wielkość ugięcia rogówki. Im wyższe ciśnienie, tym amplituda deformacji jest mniejsza. Bardziej wyraźne zmiany są obserwowane u osób z jaskrą, chociaż są one poddawane leczeniu i wartości ciśnienia nie są pod-



Ryc. 3. Tonometr bezkontaktowy Corvis ST [12]



Ryc. 4. Schemat działania tonometru typu air-puff [13]



Ryc. 5. Zachowanie rogówki podczas pomiaru przez Corvis ST [14]

wyższe [11]. Wyznaczenie charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych rogówek nie jest na tę chwilę jednoznaczne. W literaturze spotyka się zarówno dodatnią [10], jak i ujemną [6] korelację pomiędzy tym parametrem a ciśnieniem wewnątrzgałkowym.

W ramach realizacji niniejszej pracy podjęto próbę określenia właściwości biomechanicznych rogówki podczas testu picia wody. Celem jest sprawdzenie, czy wypita woda wpływa na sztywność rogówki, a zatem – w jaki sposób może wpływać na pomiar IOP.

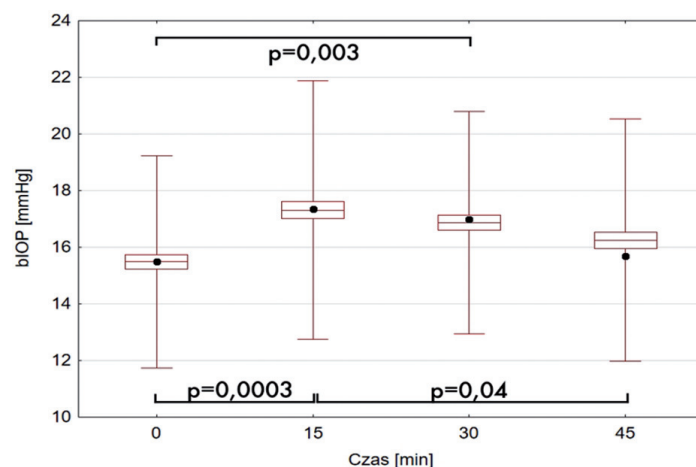
Metoda badawcza

W badaniu wzięło udział 28 osób (16 kobiet i 12 mężczyzn) w wieku od 20 do 36 lat. Analizie poddano wyniki pomiarów 56 oczu. Średni wiek grupy badawczej wyniósł 23 ± 5 lat, a mediana 22 lata. Badane osoby oprócz wady wzroku nie miały innych chorób oczu. Warunkiem zakwalifikowania osoby do badania było niespożywanie posiłków oraz napojów co najmniej do dwóch godzin przed badaniem. Pomiar ciśnienia wewnątrzgałkowego wykonano z wykorzystaniem tonometru Corvis ST przed wypiciem wody oraz po 15, 30 i 45 minutach od jej wypicia. Podczas eksperymentu należało wypić wodę w ciągu pięciu minut w zależności od możliwości w ilości 10–15 ml na każdy kilogram masy ciała. Z pomiarów wykluczano osoby powyżej 80 kg, aby wypicie dużej ilości płynu w tak krótkim czasie nie wpłynęło negatywnie na ich zdrowie. Wykluczane były również osoby, które w pomiarze odniesienia (przed picciem, pomiar 0) miały podwyższone ciśnienie wewnątrzgałkowe (> 20 mmHg). Badania zostały przeprowadzone zgodnie z procedurą badania, zatwierdzoną przez Komisję ds. Etyki Badań Naukowych Politechniki Wrocławskiej (Nr 0-22-27 z dnia 06.10.2022 roku). Wyniki badania poddano analizie statystycznej, w której porównano wyniki z czterech grup pomiarowych dla każdego z 19 analizowanych parametrów za pomocą testu Anova bądź Friedmana, a gdy wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami, to przeprowadzono analizę post-hoc z poprawką Bonferroni.

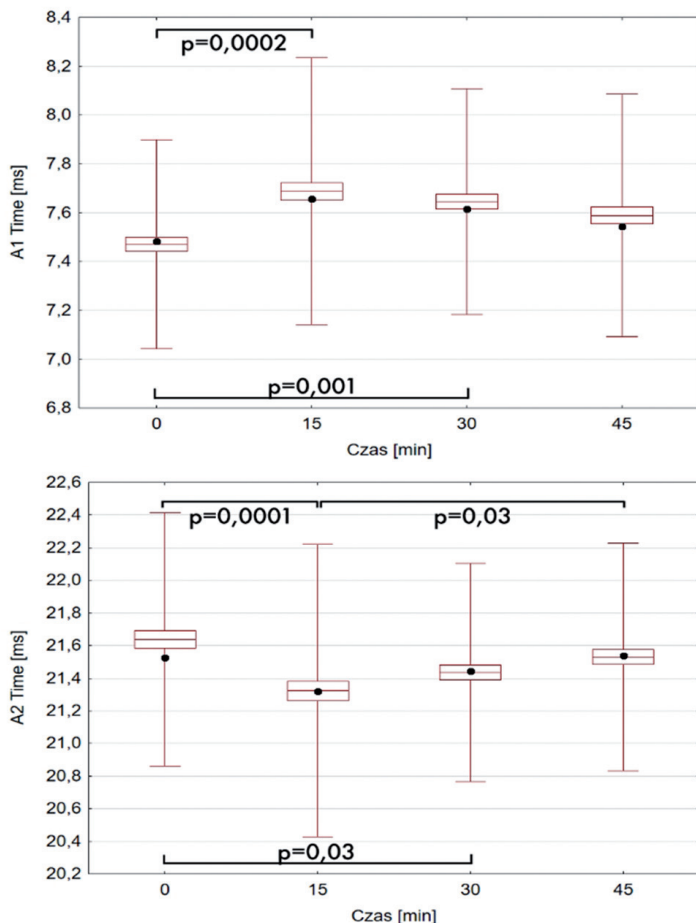
Wyniki i dyskusja

Odkryto, że spożycie wody wpływa na 11 parametrów z 19 poddanych analizie. W tabeli 2 przedstawiono średnie wartości parametrów wraz z odchyleniem standardowym oraz wynik analizy statystycznej w postaci informacji, czy test picia wody wywołał istotne statystycznie zmiany w wartościach mierzonych parametrów (parametr $p < 0,05$). W dalszej części artykułu zaprezentowano najważniejsze z nich.

Wyniki pomiaru ciśnienia skorygowanego biomechanicznie bIOP zostały zaprezentowane na rycinie 6. Wystąpiły zmiany istotne statystycznie między pomiarami 0 a 15 minutą badania, 0 i 30 (zmiana o 1,4 mmHg) oraz 15 i 45 po wypiciu wody (zmiana o 1 mmHg). Największą zmianę wartości odnotowano po 15 minutach od zakończenia picia wody. Następował wtedy wzrost średnio o 2 mmHg. Wartościowo zgadza się to z fizjologicznymi zmianami, jakim jest poddawana gałka oczna np. w wyniku pulsowania krwi. Następnie ciśnienie wewnątrz oka zaczęło się zmniejszać, wracając do wartości odniesienia w 45 minucie pomiarowej. Jest to zgodne z wcześniejszymi badaniami Vervy i in. [7] oraz Sharifipoura et al. [9].

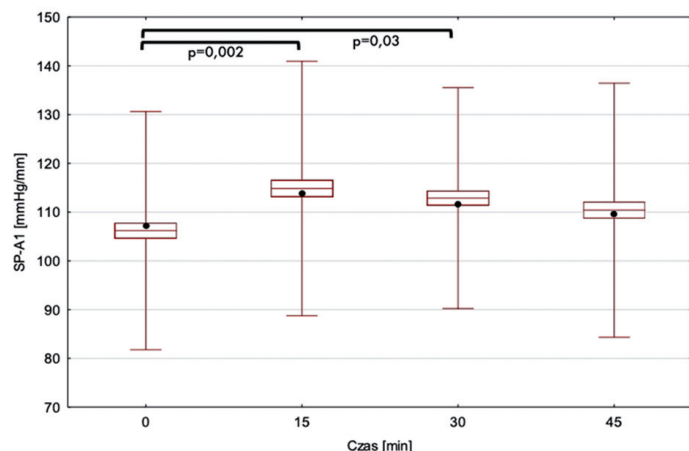


Ryc. 6. Wyniki pomiaru parametru bIOP na różnych etapach badania po wykonaniu testu picia wody



Ryc. 7. Wyniki pomiaru parametru A1 i A2 Time na różnych etapach badania po wykonaniu testu picia wody

W przypadku czasu wystąpienia pierwszej aplanaacji A1 Time największy wzrost wystąpił po 15 minutach od wykonania testu picia wody, przy czym dla A2 Time (ryc. 7) odnotowano największy spadek po 15 minutach. W przypadku A1 Time zaobserwowano opóźnienie aplanaacji średnio o 0,22 ms, jednocześnie druga aplanaacja występowała szybciej średnio o 0,32 ms. Podobny wynik zaobserwowali Vera et al. [7]. Odkryto również zmiany w prędkości osiągania aplanaacji. Podczas pierwszej aplanaacji nastąpił największy spadek prędkości, a podczas drugiej – największy wzrost. W obu przypadkach różnica ta wyniosła średnio około 0,017 m/s. Następnie zmierzone wartości wracały do poziomu sprzed picia wody. Maksymalna amplituda deformacji zmniejszyła się istotnie statystycznie tylko w 15 minucie badania – średnio o 0,06 mm. Dodatkowo na żadnym z etapów po-



Ryc. 8. Wyniki pomiaru parametru SP-A1 na różnych etapach badania po wykonaniu testu picia wody

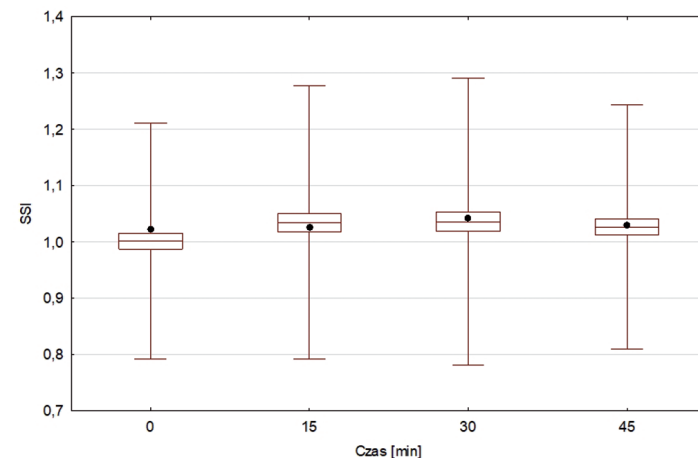
	Przed	15 min.	30 min.	45 min.	Istotny statystycznie wpływ spożycia wody
IOP[mmHg]	15,9 ± 2,1	17,9 ± 2,7	17,5 ± 2,3	16,9 ± 2,4	TAK
Pachy [µm]	558 ± 31	559 ± 32	560 ± 30	562 ± 31	TAK
bIOP [mmHg]	15,5 ± 1,9	17,3 ± 2,3	16,9 ± 2,0	16,3 ± 2,2	NIE
Def. Amp. Max [mm]	1,09 ± 0,08	1,0 ± 0,1	1,05 ± 0,08	1,1 ± 0,1	TAK
Defl. Amp. Max [mm]	0,90 ± 0,07	0,84 ± 0,07	0,86 ± 0,08	0,88 ± 0,08	TAK
A1 Time [ms]	7,47 ± 0,22	7,7 ± 0,3	7,6 ± 0,2	7,6 ± 0,3	TAK
A1 Velocity [m/s]	0,15 ± 0,02	0,13 ± 0,02	0,14 ± 0,02	0,14 ± 0,02	TAK
A1 Def. Amp. [mm]	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	NIE
A1 Defl. Amp. [mm]	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	NIE
A2 Time [ms]	21,6 ± 0,4	21,3 ± 0,5	21,4 ± 0,3	21,5 ± 0,4	TAK
A2 Velocity [m/s]	-0,28 ± 0,03	-0,25 ± 0,03	-0,26 ± 0,03	-0,26 ± 0,02	TAK
A2 Def. Amp. [mm]	0,42 ± 0,06	0,43 ± 0,08	0,42 ± 0,07	0,43 ± 0,06	NIE
A2 Defl. Amp. [mm]	0,11 ± 0,01	0,12 ± 0,08	0,11 ± 0,01	0,11 ± 0,02	NIE
HC Time [ms]	17,1 ± 0,4	17,0 ± 0,4	17,0 ± 0,5	17,1 ± 0,4	NIE
Peak Distance [mm]	5,0 ± 0,2	4,8 ± 0,2	4,9 ± 0,2	4,9 ± 0,3	TAK
Radius [mm]	7,3 ± 0,6	7,4 ± 0,7	7,3 ± 0,8	7,3 ± 0,9	NIE
SP-A1 [mmHg/mm]	106 ± 13	115 ± 14	113 ± 12	110 ± 14	TAK
SP-HC [mmHg/mm]	13,4 ± 2,8	15,8 ± 3,5	15,4 ± 3,2	14,7 ± 3,3	TAK
SSI	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	NIE

IOP – ciśnienie wewnątrzgałkowe; Pachy – osiowa grubość rogówki; bIOP – biomechanicznie korygowane ciśnienie wewnątrzgałkowe; Def. Amp. Max – maksymalna amplituda deformacji; Defl. Amp. Max – maksymalna amplituda ugięcia; A1/A2 Time – czas trwania pierwszej/drugiej aplanaacji; A1/A2 Velocity – prędkość pierwszej/drugiej aplanaacji; A1/A2 Def. Amp. – amplituda deformacji podczas pierwszej/drugiej aplanaacji; A1/A2 Defl. Amp. – amplituda ugięcia podczas pierwszej/drugiej aplanaacji; HC Time – czas trwania uzyskania największej wklęsłości; Peak Distance – odległość między wierzchołkami rogówki podczas największej wklęsłości; Radius – osiowy promień krzywizny rogówki podczas największej wklęsłości; SP-A1 – sztywność podczas pierwszej aplanaacji; SP-HC – sztywność podczas uzyskania największej wklęsłości; SSI – wskaźnik naprężeniowo-odkształceniowy

Tab. 2. Średnie wartości parametrów wraz z odchyleniem standardowym i wpływem spożycia wody

miaru grubość rogówki nie zmieniła się istotnie statystycznie. Jest to zgodne z badaniami Very et al. [7] oraz Sharifipoura et al. [9].

Sztywność podczas pierwszej aplanaacji SP-A1 (ryc. 8) wzrosła najbardziej po 15 minutach (o 9 mmHg/mm), następnie zmniejszyła się do wielkości referencyjnej. Oprócz pomiarów 0 i 15 wy-

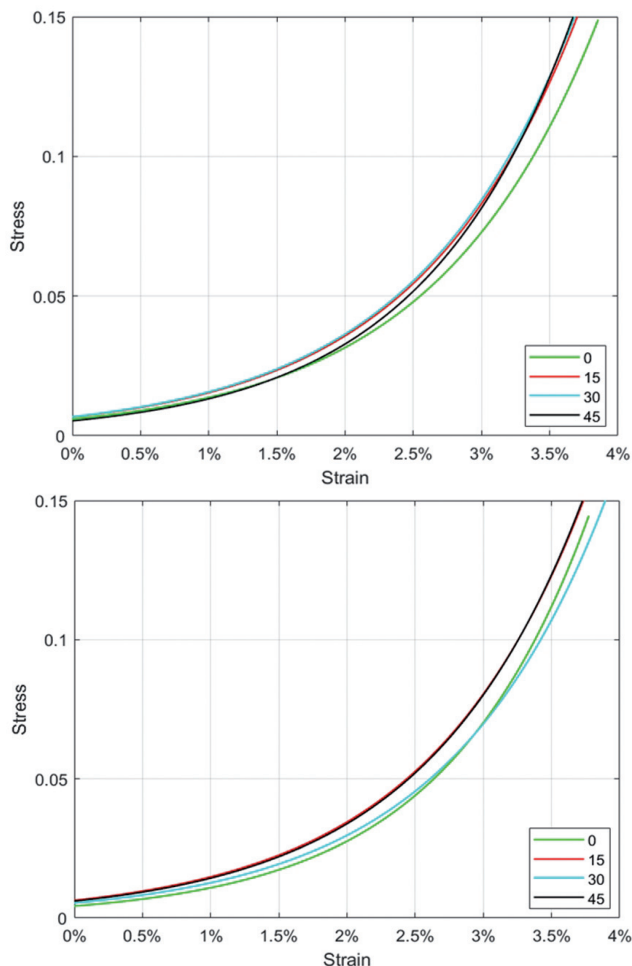


Ryc. 9. Wyniki pomiaru parametru SSI na różnych etapach badania po wykonaniu testu picia wody

stępuje również statystycznie istotna różnica między pomiarem odniesienia a tym wykonanym po 30 minutach od wypicia wody – wzrost o 7 mmHg/mm.

Między wynikami parametru SSI (ryc. 9) nie występują istotne statystycznie różnice w czterech mierzonych grupach. Podobny rezultat pojawił się również w artykule Eliasy et al. [9]. W przeprowadzonych badaniach przed testem picia wody uzyskano wartość $1,00 \pm 0,11$, odpowiadającą wartości normalnej, a następnie zaobserwowano nieznaczny wzrost (po 15 minutach $1,03 \pm 0,13$, po 30 minutach $1,04 \pm 0,13$, po 45 minutach $1,03 \pm 0,11$), świadczący o większej sztywności. Jednak była to bardzo mała zmiana i nieistotna statystycznie.

Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe dla 22-letniej kobiety dla oka prawego i lewego zaprezentowano na wykresach na rycinie 10. Na każdym wykresie umieszczono krzywe SSI dla pomiarów 0, 15, 30 oraz 45. Wszystkie krzywe są do siebie bardzo zbliżone, a ich przebieg jest dość losowy. Potwierdza to wcześniejszy brak różnic statystycznie istotnych w pomiarach SSI.



Ryc. 10. Charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe u 22-letniej kobiety; od lewej: OP, OL

Podsumowanie

Głównym celem pracy była analiza zachowania rogówki podczas pomiaru tonometrycznego, aby sprawdzić, jak picie wody wpływa na właściwości biomechaniczne rogówki. Picie wody w sposób statystycznie istotny zmienia ciśnienie wewnątrzgałkowe, zarówno w podstawowej mierze (IOP), jak również z uwzględnieniem skompensowania biomechanicznego (bIOP). W efekcie tego rogówka inaczej zachowywała się podczas pomiaru. Jeśli zmiany występowały, to największe pojawiały się po 15 minu-

tach od wypicia wody. Zaobserwowano zmniejszenie ugięcia rogówki (Def. Amp. Max, Defl. Amp. Max) czy zmniejszenie odstepu międzyszczytowego między aplanacjami (PD). Zmienił się czas wystąpienia (A1/A2 Time), jak i prędkość, z jaką zachodziła aplanaacja (A1/A2 Velocity). Przy podwyższonym ciśnieniu wewnątrzgałkowym obserwuje się późniejsze wystąpienie pierwszego, jak i wcześniejsze wystąpienie drugiego spłaszczenia. Łatwo zaobserwować korelacje między wymienionymi wyżej parametrami a ciśnieniem wewnątrzgałkowym. Oznacza to, że picie wody zwiększa odporność rogówki na deformację. W przypadku ujemnej korelacji – jak np. w przypadku czasu drugiej aplanaacji czy maksymalnej amplitudy deformacji – spadek wartości w każdym punkcie pomiarowym świadczy o tym, że twardówka i inne tkanki spełniające funkcję podtrzymywania gałki ocznej stają się sztywniejsze, co sprawia, że rogówka nie może ulec większemu ugięciu [15]. W ramach niniejszej pracy udowodniono, że nawet niewielkie zmiany ciśnienia wewnątrzgałkowego mogą wpływać na niektóre parametry związane z biomechaniką rogówki, jak sztywność podczas pierwszej aplanaacji czy podczas największej wklęsłości. Może to oznaczać, że zmienia się nie tylko sztywność rogówki, ale również całego układu, ponieważ wraz ze wzrostem ciśnienia wartości tych parametrów również rosną. Naukowcy z Bedford [16] wykazali, że wyższa sztywność rogówki odzwierciedla większą sztywność twardówki okołobrodawkowej, a tym samym większą podatność tarczy nerwu wzrokowego. Znajomość wpływu powyższych parametrów na zachowanie rogówki jest istotna zarówno w diagnozie, jak i podczas skutecznego leczenia stożka rogówki oraz w przypadku rozpoznania jaskry i kontroli jej progresji. Przedstawione w pracy wyniki pomiarów mogą stanowić podstawę do opracowania nowych metod pomiarowych lub poprawy istniejących, co może przyczynić się do skuteczniejszej diagnostyki i leczenia różnych chorób oczu czy patologii rogówki.

Piśmiennictwo

1. S. Al-Taan. Characterisations of Pre-Desemet's (Dua's) Layer for its Clinical Application in Keratoplasty. The University of Nottingham, 2018
2. D. Rajchel. Biomechaniczne właściwości rogówki. *OPTYKA* 2015; 3(34): 62–66
3. N. Garcia-Porta, P. Fernandes, A. Queiros et al. Corneal Biomechanical Properties in Different Ocular Conditions and New Measurement Techniques. *ISRN Ophthalmol* 2014, 724546, <https://doi.org/10.1155/2014/724546>
4. M. Mulak, D. Szumny. Nowoczesna tonometria – więcej niż pomiar ciśnienia. *Medical Education* 2016, 3, 4(12): 250–253
5. A. Boszczyk, H. Kasprzak, J. Przeździecka-Dotyłk. Novel Method of Measuring Corneal Viscoelasticity Using the Corvis ST Tonometer. *J Clin Med*. 2022; Jan, 11(1): 261. doi: 10.3390/jcm11010261
6. B. Lopes, F. Bao, J. Wang et al. Review of in-vivo characterisation of corneal biomechanics. *Science Direct* 2021; 11, 100073. <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2021.100073>
7. J. Vera, B. Redondo, R. Molina, R. Jimenez. Effects of water drinking on corneal biomechanics: The association with intraocular pressure changes. *Indian J Ophthalmol* 2022; 70(4): 1222–1228. https://doi.org/10.4103/ijoo.IJO_1845_21
8. W. Chen, L. Chen, Z. Chen et al. Influence of the water-drinking test on intraocular pressure, Schlemm's canal, and autonomic nervous system activity. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2018
9. F. Sharifpour, M. Malekhamadi, M. Azimi, B. Cheraghian. Intraocular Pressure and Corneal Biomechanical Changes after Water-Drinking Test in Glaucoma Patients. *J Curr Ophthalmol* 2021; 33(4): 394–399. https://doi.org/10.4103/joco.joco_19_21
10. A. Ha, Y.K. Kim, Y.J. Park et al. Intraocular pressure change during reading or writing on smartphone. 25.10.2018
11. G. Liu, H. Rong, R. Pei et al. Age distribution and associated factors of cornea biomechanical parameter stress-strain index in Chinese healthy population. *BMC Ophthalmology* 2020; 20, 436. <https://doi.org/10.1186/s12886-020-01704-6>
12. OCULUS. Corvis ST. <https://oculus.pl/oferta/corvis-st/> (dostęp 14.11.2022)
13. T. Lim, S. Chattioadhyay, U. Acharya. A survey and comparative study on the instruments for glaucoma detection. *Medical Engineering & Physics* 2012; 34(2): 129–139. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.07.030>
14. M. Matsuura et al. The usefulness of CorvisST Tonometry and the Ocular Response Analyzer to assess the progression of glaucoma. *Scientific Reports* 2017; 40798. <https://doi.org/10.1038/srep40798>
15. A. Miki, N. Maeda, Y. Ikuno et al. Factors Associated With Corneal Deformation Responses Measured With a Dynamic Scheimpflug Analyzer. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2017; 58(1): 538–544. <https://doi.org/10.1167/iovs.16-21045>
16. A. Qassim, S. Mullany, F. Abedi et al. Corneal stiffness parameters are predictive of structural and functional progression in glaucoma suspect eyes. *Ophthalmology* 2021; 128(7): 993–1004. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2020.11.021>