

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2019

**HELENA
KYLAROVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

Vliv dehydratace na parametry kontaktních čoček

The effect of dehydration on contact lenses parameters

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Helena Kylarová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Písařík, Ph.D

Konzultant bakalářské práce: Ing. Jan Mikšovský, Ph.D., Ing. Jiří Michálek, CSc.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kylarová** Jméno: **Helena** Osobní číslo: **465447**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Optika a optometrie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vliv dehydratace na parametry kontaktních čoček

Název bakalářské práce anglicky:

The effect of dehydration on contact lens parameters

Pokyny pro vypracování:

Student provede rešerši materiálů vhodných pro výrobu kontaktních čoček a jejich základní rozdělení. Popíše jejich základní vlastnosti a vnější vlivy, které je ovlivňují. Dále se zaměří na jev dehydratace a její předpokládaný vliv na vlastnosti kontaktní čočky. Student shrme měřitelné parametry kontaktních čoček a metody jejich měření. V experimentální části se bude zabývat měřením parametrů kontaktních čoček na analyzátoru kontaktních čoček při zbotnalém a suchém stavu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] EFRON, N., Contact lens practice, ed. 2, St. Louis, Mo.: Butterworth Heineman, 2010, 510 s., ISBN 978-070-2047-633
- [2] EFRON, N., Contact Lens Complications, ed. 3rd, Edinburgh: Elsevier-Saunders, 2012, ISBN 9780702042690
- [3] GARBASSI, F., MORRA, M., OCCHIELLO, E., Polymer surfaces: from physics to technology, ed. rev. and updated, New York: Wiley, 1998, ISBN 978-0471971009
- [4] SINHA, S.K., BRISCOE, B.J., Polymer Tribology, ed. 1, London: Imperial College Press, 2009, ISBN 978-1-84815-202-0

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Písařík, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Jan Mikšovský, Ph.D., Ing. Jiří Michálek, CSc.

Datum zadání bakalářské práce: **19.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**

doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

4.5. 2019

Datum převzetí zadání

Kylová!

Podpis studenta(ky)

Název bakalářské práce: Vliv dehydratace na parametry kontaktních čoček

Abstrakt:

Práce se zabývá změnou parametrů kontaktních čoček při dehydrataci. Rozdělením kontaktních čoček podle materiálu, porovnáním jejich výhod a nevýhod. Jsou popsány jejich základní vlastnosti a parametry. Práce je také zaměřena na vnější vlivy, které mohou mít vliv na vlastnosti kontaktních čoček. Závěrečná kapitola teoretické části je věnována dehydrataci kontaktních čoček, co jí způsobuje a jaký má vliv na parametry kontaktních čoček. K tomu jsou popsány metody a přístroje, kterými se parametry kontaktních čoček dají měřit.

Experiment byl proveden na speciálním přístroji- analyzátoru kontaktních čoček, kde byly měřeny parametry kontaktních čoček ve zbotnalém a suchém stavu. Byla sledována dehydratace čoček nošených i nenošených, pozorován obsah vody v čočce, změna průměru a zakřivení čoček.

Klíčová slova:

Materiály kontaktních čoček, vlastnosti kontaktních čoček, parametry kontaktních čoček, dehydratace kontaktních čoček, analyzátor kontaktních čoček

Bachelor's Thesis title: The effect of dehydration on contact lens parameters

Abstract:

The work deals with the change of contact lenses parameters during dehydration. By dividing contact lenses by material, comparing their advantages and disadvantages. Their basic properties and parameters are described. The work is also focused on external influences that may affect the properties of contact lenses. The final chapter of the theoretical part is devoted to dehydration of contact lenses, what causes it and how it affects the parameters of contact lenses. For this purpose, the methods and apparatus used to measure contact lens parameters are described.

The experiment was performed on a special contact lens analyzer where the contact lens parameters were measured in swollen and dry conditions. Dehydration of worn and unwanted lenses was observed, water content in the lens was observed, diameter change and curvature of the lens was observed.

Key words:

Contact lenses materials, properties of contact lenses, contact lenses parameters, dehydration of contact lenses, contact lenses analyzer

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Petrovi Písaříkovi Ph.D. za pomoc s vedením této práce a za poskytnutí odborných rad, které jsem využila ve své práci. A také Ing. Jiřímu Michálkovi CSc. za rady pro měření experimentální části.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Vliv dehydratace na parametry kontaktních čoček*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne

.....

podpis

Obsah

1	Úvod	1
2	Historie kontaktních čoček	3
3	Kontaktní čočky z hlediska materiálu	5
3.1	Tvrdé kontaktní čočky	5
3.1.1	Sklerální	5
3.1.2	Korneální	5
3.1.3	PMMA (Polymethylmetakrylát)	6
3.1.4	RGP (Rigid Gas Permeable)	6
3.2	Měkké kontaktní čočky	7
3.2.1	Hydrogelové	7
3.2.2	Silikonhydrogelové	9
4	Vlastnosti kontaktních čoček	11
4.1	Mechanické vlastnosti	11
4.1.1	Strukturní pevnost	11
4.1.2	Modul pružnosti	12
4.1.3	Elasticita čočky	12
4.2	Povrchové vlastnosti	12
4.2.1	Smáčivost	12
4.3	Materiálové vlastnosti	12
4.3.1	Botnavost	12
4.4	Optické vlastnosti	13
4.4.1	Index lomu	13
4.4.2	Propustnost pro kyslík	13
4.4.3	Permeabilita Dk	14
4.4.4	Transmisibilita (Dk/t nebo Dk/L)	15
4.4.5	EOP	15
4.4.6	Oxygen flux	16
5	Tvarové parametry	17
5.1	Zakřivení kontaktní čočky (BC = base curve)	17
5.2	Průměr kontaktní čočky (DIA – diametr)	17

5.3	Optická zóna	17
5.4	Středová tloušťka	17
5.5	Sagita	18
6	Měření a kontrola kontaktních čoček	19
6.1	Radiuskop	20
6.2	Tloušťkoměr	21
6.3	Mikroskop	21
6.4	Vrcholová lámavost	21
6.5	Průměr.....	22
6.6	Analyzátor kontaktních čoček	22
7	Dehydratace kontaktních čoček.....	24
7.1	Dehydratace	24
7.2	Vnější vlivy.....	25
7.2.1	Nepravidelné mrkání	25
7.2.2	Stáří kontaktní čočky	25
7.3	Následky dehydratace	25
8	Cíle práce.....	26
9	Experimentální část	27
9.1	Úvod.....	27
9.2	Použité vzorky	27
9.3	Použité přístroje	29
9.3.1	Laboratorní váha.....	29
9.3.2	Tloušťkoměr	29
9.3.3	Analyzátor kontaktních čoček	30
9.4	Postup měření	31
9.5	Výsledky měření	33
9.5.1	Měření zakřivení a průměru	33
9.5.2	Měření hmotnosti.....	37
9.5.3	Měření nošených čoček	40
10	Diskuse	42
11	Závěr.....	44
	Seznam použité literatury	45
	Seznam symbolů a zkratek	48

Seznam obrázků.....	49
Seznam tabulek.....	50

1 Úvod

Kontaktní čočka je optický systém, který se přikládá přímo na rohovku. Je to moderní optická pomůcka, která má své počátky v 19. století. Z historie pochází první poznatky od Leonarda da Vinci (1508), který popsal metodu přímé změny optické mohutnosti rohovky ponořením oka do mísy s vodou. Jako první materiál na kontaktní čočku bylo použito sklo. Roku 1936 firma Rohm & Haas přišla na trh s transparentním materiálem PMMA (polymethylmethakrylát). Díky chybě Kevina Tuohy byla patentována tvrdá korneální kontaktní čočka z PMMA výrobou soustružením. V roce 1960 Wichterle publikoval HEMA gel, ale až v roce 1972 firma Bausch & Lomb uvedla měkké hydrogelové kontaktní čočky na světový trh. Wichterle kromě patentu na HEMA gel (2-hydroxymethylmethakrylát), má patent i na dvojí možnou výrobu kontaktních čoček a to Rotační odlévání a Soustružení z xenogelového bločku. V dalších letech vývoj pokračoval představením čoček ze silikonových elastomerů, které nebylo možné dál používat, protože při snímání čočky z oka s sebou sundaly i část rohovky. Další vývoj pokračoval RGP čočkami, které jsou z tvrdého materiálu pro plyny propustné. Zatím poslední měkký materiál uvedený na trh byl silikon-hydrogel.

Kontaktní čočky korigují refrakční vady, jako jsou myopie, hypermetropie a astigmatismus. Tvrdé kontaktní čočky zajistí i korekci nepravidelného astigmatismu a keratokonu. Kromě korekce refrakčních vad, má kontaktní čočka i kosmetický účinek a to ve formě změny barvy nebo překrytí chybějící části duhovky například při aniridii. Další použití je terapeutické, při různých onemocněních oka, kdy čočka postupně uvolňuje léčiva do oka, dále může sloužit jako krytka po operacích, aby se při mrkání nepovolily stehy. Kontaktní čočku mohou nosit děti, dospělí i senioři, záleží pouze na motivaci a péči, kterou kontaktním čočkám budeme věnovat. Je na výběr mnoho druhů čoček a to díky materiálu, intervalu výměn (jednorázové, čtrnáctidenní nebo měsíční), překrytí předního segmentu oka a dle účelu použití (korekční, terapeutické, kosmetické).

Pro nositele kontaktních čoček je velmi důležité dodržovat interval výměn, péči o kontaktní čočky a chodit na pravidelné kontroly. Protože nedodržování správného nošení a péče, má vliv na komfort při nošení a může být příčinou očních onemocnění. Jedním faktorem ovlivňujícím komfort při nošení je dehydratace čočky, neboli nedostatečný obsah vody v určité látce. Tomuto jevu a jeho vlivu na parametry čočky se zabývám v experimentální části své práce. Kdy je mým cílem zjistit, zda má dehydratace na parametry kontaktní čočky vliv.

Vybrala jsem si toto téma, protože mě zajímalo, jak důležitý je obsah vody v čočce a na jaký materiál má dehydratace větší vliv, jestli na hydrogel nebo silikon-hydrogel.

2 Historie kontaktních čoček

Nyní se podíváme na počátky a celkovou historii kontaktních čoček. [1,2,3,4]

- r. 1508 *Leonardo da Vinci* - metoda přímé změny optické mohutnosti rohovky ponořením oka do mísy s vodou
- r. 1636 René *Descartes* – popsal skleněnou (sklem končenou) trubici naplněnou tekutinou (vodou) a umístěnou v přímém kontaktu s rohovkou
- r. 1801 *Thomas Young* - zkonstruoval zařízení - trubici o něco kratší, ale širší naplněnou kapalinou a zakončenou skleněnou čočkou (zařízení se „pohodlně“ přikládalo k orbitě – kvůli mrkání)
- r. 1845 *John Herschel* - kontaktní čočka umístěná na rohovku pomocí gelu živočišného původu
- konec 19.st. *A. E. Fick, E. Kalt, A. Müller* - skleněné sklerální čočky vyráběny nejdříve z foukaného skla, později broušené
- 1936 Firma Rohm and Haas uvedla na trh transparentní PMMA
- 1936 *William Feinbloom* - popsal sklerální čočku – centrální část ze skla a okrajová část z PMMA – brzy poté se čočky vyráběly soustružením pouze z PMMA
- 1948 Chyba *Kevina Tuohy* vedla k patentování tvrdé korneální čočky z PMMA - vysoustružení
- 1960 *Wichterle a Lím* – publikace PHEMA gelů
- 1961** První hydrogelové KČ připravené metodou spin-casting v poloprovozním měřítku na „čočkostroji“ ze stavebnice Merkur
- 1963 Wichterle patentuje výrobu měkké KČ soustružením z xenogelového bločku
- 1965 Čočky ze silikonových elastomerů – sundávaly sebou i část rohovky
- 1972 Měkké čočky (hydrogelové) uvedeny na světový trh (Bausch & Lomb)
- 1974 RGP čočky
- 1988 Čočky s plánovanou výměnou (Johnson & Johnson)
- 1994 Jednorázové čočky (plánovaná výměna po jednom dni)
- 1998 Silikon-hydrogely

2010 Silikon-hydrogely 3. generace

3 Kontaktní čočky z hlediska materiálu

Z původních skleněných čoček, které již ustoupily z výroby, se začaly kontaktní čočky vyrábět z plastů, makromolekulárních látek, polymerů. [5]

Podle materiálu dělíme kontaktní čočky na tvrdé, měkké a pro plyny propustné [6]. Pro běžnou praxi se využívají kontaktní čočky z materiálů RGP, hydrogelů a silikon-hydrogelů. [5]

Materiály KČ se liší: mechanickými vlastnostmi (PMMA, RGP), obsahem H₂O (hydrogely standardní, výšeboťnavé, hybridní), propustností pro kyslík (RGP, hydrogely, silikonhydrogely), propustností pro další nízkomolekulární látky. [7]

3.1 Tvrdé kontaktní čočky

Podle zakrytí předního segmentu:

- Sklerální
- Korneální

3.1.1 Sklerální

Sklerální kontaktní čočky zakrývají celý přední segment oka, mají průměr od 15 mm do 24-25 mm [7]. Tím že pokrývají celý přední segment oka, je velmi nízká propustnost pro kyslík a rohovka je vyživována pouze z cirkulace slz. Z tohoto důvodu se přešlo ke korneálním kontaktním čočkám [5]. V dnešní době se aplikují pacientům po úrazech, z kosmetických důvodů. Indikací použití sklerálních čoček je keratokonus, nepravidelné zakřivení rohovky a postižení povrchových sliznic, kterých nastává u poleptání oka a Stevens-Johnsonova syndromu [8].

3.1.2 Korneální

Korneální kontaktní čočky mají průměr, který není větší než 12 mm. Výroba tvrdých korneálních čoček probíhá, buď soustružením, nebo lisováním. Vhodné ke korekci keratokonu. Lépe se snášejí oproti sklerálním čočkám. [8]

Podle materiálu, ze kterého se vyrábějí:

- PMMA (Polymethylmetakrylát)
- RGP (Rigid gas permeable)

3.1.3 PMMA (Polymethylmetakrylát)

PMMA u nás znám jako plexisklo je materiál pro tvrdé kontaktní čočky, který byl použit jako 1. materiál na kontaktní čočky v poválečném období [5]. Obsahují méně než 2 % vody [6]. T_g (teplota skelného přechodu) = 105 °C. Dk (permeabilita) = 0,1-0,3 barrer. Tento materiál nepropouští kyslík, cirkulace slz pod kontaktní čočkou je zajištěna mrkáním. [7] Díky korneální konstrukci kontaktní čočky a přiměřené pohyblivosti po rohovce je zajištěna výměna slzného filmu a tím zajištěn odvod zplodin metabolismu rohovky [5]. Mezi výhody patří odolnost proti poškrábání a rozbití díky vysokému indexu lomu $n = 1,49$. Dále je výhodou odolnost proti chemickým a fyzikálním vlivům. Materiál má vynikající propustnost pro kyslík (transmise 92 %). Tvorba usazenin na povrchu je minimalizována nepolárním charakterem. Čočky z tohoto materiálu se vyrábějí lisováním nebo třískovým obráběním. [7] Tento materiál byl posuzován jako biologicky nezávadný[9]. Pevnost materiálu umožňuje korekci rohovkového astigmatismu. Jistou nevýhodou je nutná a několikátýdenní postupná adaptace. [6] Dnes je jejich výroba už ukončena [5].

3.1.4 RGP (Rigid Gas Permeable)

RGP jsou tvrdé kontaktní čočky pro plyny propustné, ale nepropouštějí vodu a tak vážně odvod zplodin od rohovky. Velkou výhodou je individuální výroba a přizpůsobení čoček i ve velmi okrajových dioptrických hodnotách.[5] Devadesát procent potřebného kyslíku prochází čočkou a jen 10 % zbývá na výměnu slzného filmu. Tento typ čoček je vhodný pro prodloužené nošení. [6]

RGP čočky jsou z materiálu: [5]

- Acetobutyrát celulózy
- Silikonové pryskyřice
- Siloxanmet akryláty
- Fluorsloxanmetakrylát
- Kopolymery alkylstyrenu

Tyto materiály se liší permeabilitou pro kyslík, stabilitou, pružností, snášenlivostí a reaktivitou [8].

Tvrdé kontaktní čočky mají stálý tvar a nemění se jejich optické vlastnosti, jsou mechanicky velmi odolné, korigují vady způsobené nepravidelným tvarem rohovky, jako například astigmatismus a keratokonus, jsou vhodné pro alergiky. [10]

Podle klasifikace ACLM (Asociace výrobců kontaktních čoček) se dělí tvrdé kontaktní čočky do 5 skupin a značí se názvem Focon: [7]

- Skupina 1a- prakticky čistý PMMA (99%) $Dk = 0$
- Skupina 1b- kopolymery PMMA s maximálně 10 % jiných monomerů, které mohou měnit tvrdost botnavost a stabilitu původního materiálu. $Dk = 0$
- Skupina 2a- prakticky čistý acetobutyrát celulozy (CAB) (90 %). $Dk = 2-8$
- Skupina 2b- kopolymery nebo směsi homopolymerů CAB a jiných monomerů
- Skupina 3- kopolymery 1 nebo více alkylmethakrylátů s 1 nebo více siloxanymethakrylátů + jiné monomery (smáčivé) a síťovadlo. $Dk > 6$
- Skupina 4- polysiloxany [7]
- Skupina 5- kopolymery 1 nebo více alkylmethakrylátů a/nebo siloxanymethakrylátů + jiné monomery (smáčivé), síťovadlo a minimálně 5hmot. % fluoralkylmethakrylátů nebo jiných fluor obsahujících monomerů. $Dk = 20$ [7].

3.2 Měkké kontaktní čočky

Pro výrobu měkkých kontaktních čoček můžeme využít dvou materiálů.

- Hydrogelové
- Silikonhydrogelové

3.2.1 Hydrogelové

Vyrobené z hydrofilních polymerů, které pojmu přesně definované množství vody do své řídké síťované struktury. Zaručují propustnost pro nízkomolekulární látky a dobrou biokompatibilitu v závislosti na obsahu vody. Index lomu v rovnovážném zbotnalém stavu hydrogelové čočky je velmi podobný indexu lomu rohovky $n_{rohovky}=1,376$ a $n_{HEMA} = 1,438$ [5]

Měkkost materiálu a vysoký obsah vody umožňuje dobrou snášenlivost a rychlou adaptaci. Jemnost materiálu a tvarové přizpůsobení omezuje korekci astigmatismu na +1,0 D. Mírný pohyb správně aplikované čočky je nutný pro výměnu slzného filmu mezi čočkou a rohovkou. Propustnost kyslíku není 100 %, může být tedy doba, po kterou je čočka snášena v oku omezená. Mechanická komprese cév na limbu může přispět ke vzniku rohovkové vaskularizace. Měkké čočky s nižším obsahem vody umožňují každodenní použití po dobu 3-16 hodin, délka snášenlivosti čočky je dána typem čočky, správností aplikace, individuální snášenlivostí a kvalitou životního prostředí. Pro prodloužené nošení jsou vhodné měkké kontaktní čočky s vysokým obsahem vody (55-80 %). Prodloužené nošení není vhodné pro klienty se suchým okem, marginální blefaritidou, při rekurentních infekcích a lagofthalmu. Riziko vzniku ulcerózní keratitidy je 15x větší u klientů, kteří v čočkách přespávají, než u nositelů kontaktních čoček, kteří nosí čočky pouze přes den.[6] V neutrální formě živá tkáň hydrogelové čočky velmi dobře snáší, gel nevyvolává při aplikaci téměř žádné obranné reakce organismu a není toxický. [11]

Klasifikace materiálů pro hydrogelové kontaktní čočky:

FDA [12]

1. Neionogenní s botnavostí do 50 % (38-50 %) - náchylná k depozitům (bílkovinná-hydrogely, lipidová- silikonhydrogely)- je zapotřebí čočky čistit mnutím v dlani
2. Neionogenní s botnavostí nad 50 % (51-80 %) - afinita k lipofilním depozitům – lze odstranit pomocí detergentů – kopolymery vinylpyrrolidonu (botnavost 68-70 %)
3. Ionogenní s botnavostí do 50 % - na českém trhu se příliš nevyskytují, obtížně odstranitelná depozita (elektrostatické síly)
4. Ionogenní s botnavostí nad 50 % - kopolymery s methakrylovou kyselinou, depozita se neusazují [7,12]

ACLM

podle klasifikace ACLM se měkké kontaktní čočky dělí do 5 skupin a značí se názvem Filcon: [12]

- Skupina 1a – prakticky čistý poly HEMA, obsahující méně než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek (kyseliny methakrylové)
- Skupina 1b – prakticky čistý polyHEMA , obsahující více než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek

- Skupina 2a - kopolymer HEMA a/nebo jiných hydroxyalkylmethakrylátů, dihydroxyalkylmethakrylátů a alkylmethakrylátů, obsahující méně než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 2b - jako 2a, ale obsahující více než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 3a - kopolymer HEMA s N-vinylaktamen a/nebo alkylakrylamidem, obsahující méně než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 3b - jako 3a, ale obsahující více než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 4a - kopolymer alkylmethakrylátu a N-vinylaktamu a/nebo alkylakrylamidu, obsahující méně než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 4b - jako 4a, ale obsahující více než 0,2 hmotnostního % ionizovatelných složek
- Skupina 5 - polysiloxany

Pro praxi důležité, že materiály Filcon b vykazují botnací vlastnosti na pH. Tedy je nutné používat pouze pufrované prostředky pro čištění, desinfekci a konzervaci těchto kontaktních čoček. Při aplikaci takových čoček se může projevit i rozdílné pH slz jednotlivých klientů. [12]

3.2.2 Silikonhydrogelové

Nejmodernější kontaktní čočky. Jsou kombinací výšeboťnavých materiálů s materiály plynopropustnými. Kombinují se formou materiálových sendvičů, kompositů, povrchových úprav nebo konstrukcí s centrální a okrajovou částí z jiných materiálů. Mají vzájemně propojenou hydrofilní (hydrogel) a hydrofobní (silikon) strukturu [7]. Mají vysokou propustnost pro kyslík ($99-140 \cdot 10^{-11}$ barrer) [5] a tím jsou vhodné pro prodloužené nebo kontinuální nošení. Materiál je mechanicky tužší, a proto je snazší manipulovatelnost s kontaktní čočkou. Oproti hydrogelům mají horší smáčivost a mechanické vlastnosti, ale díky nezbytné povrchové úpravě jsou dokonale a stejnoměrně smáčivé [7]. Silikonhydrogelové kontaktní čočky dosáhly od svého počátku již 3. generaci.

Do první generace silikonhydrogelových čoček (1999) patří materiály Balaficon A (PureVision) a Lotrafilcon A (Air Optix Night & Day). Jejich společným znakem je, že mají oddělené silikonové a hydrogelové části materiálu a je za potřebí povrchových úprav. [13]

V druhé generaci (2004, 2005) se objevily materiály Lotrafilcon B (Air Optix), který využíval podobných vlastností jako Lotrafilcon A, akorát obsahoval vyšší obsah vody. Kontaktní čočka je jemnější, ale má nižší propustnost pro kyslík. Dalším materiálem je Galyfilcon A (Acuvue Advance Plus) a Senofilcon A (Acuvue Oasys), který mají vyšší podíl hydrogelu a obsahují vnitřní zvlhčující činidlo. [13]

Třetí generaci (2006) zastupuje materiál Comfilcon A. Propustnost kyslíku je zajištěna dlouhými silikonovými elastomery. Voda je pevně vázána uvnitř v materiálu a povrch nemusí být již dodatečně upravován a lubrikován. Další materiál je Innofilcon A, který poskytuje svému nositeli co největší pocit komfortu po celou dobu nošení a zároveň eliminuje vysušování, které může způsobit podráždění očí. [13] Mezi nejnovější materiály patří čočky ULTRA (Samfilcon A), které mají silikonové komponenty v samotném materiálu. Jsou kombinací tří typů odlišných silikonů. Díky této kombinaci je materiál schopný zajistit rovnoměrnou propustnost pro kyslík a zároveň má nízký modul pružnosti. Dalším významným vylepšením je způsob polymerace. V silikonhydrogelu je více polyvinylpyrrolidonu, což výrazně zlepšuje zvlhčující vlastnosti materiálu. [14]

Výhody kontaktních čoček

Z optického hlediska je největší výhodou neomezené zorné pole. Dále patří mezi výhody neexistence periferní distorze obrazu a minimální anizeikonie při anizometrii. [6]

Nevýhody kontaktních čoček

Mezi nevýhody patří snadné poškození čočky, nutná péče o čočky, pokud se nejedná o jednorázové, omezená doba nošení a nutná adaptace, zvláště u tvrdých kontaktních čoček. Největší nevýhodou je riziko infekčních a neinfekčních komplikací, jako například: změny rohovkového endotelu, mikrocysty a vakuoly, keratitis puncta, rohovkový edém, gigantopapilární konjunktivitida a vaskularizace rohovky. [6,15]

4 Vlastnosti kontaktních čoček

Kontaktní čočka musí splňovat jisté základní vlastnostmi, které musí zajistit, aby byla rohovka dostatečně okysličována, aby mechanicky nedráždila rohovku ani víčka. A musí být biologicky nezávadná.

Vlastnosti jsou:

- Mechanické - pevnost, strukturální pevnost, modul pružnosti, tažnost
- Povrchové - smáčivost
- Materiálové - botnací vlastnosti, transportní vlastnosti,
- Optické – index lomu, propustnost pro kyslík

4.1 Mechanické vlastnosti

Pro zjištění mechanických vlastností se deformuje materiál a zjišťuje se jeho napětí. [7]

Tažnost je deformace při přetržení

Pevnost je napětí při přetržení

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1)$$

σ =napětí [MPa]

ε =relativní prodloužení (deformace)

E =modul pružnosti [MPa]

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} \cdot 100 \quad (2)$$

ε =relativní prodloužení [%]

l =délka po prodloužení

l_0 =původní délka materiálu

4.1.1 Strukturální pevnost

Je vlastnost materiálu, která popisuje odolnost materiálu oproti rozšiřování z již vzniklé trhliny. Měříme tzv. kalhotkovým testem - nastříhne se materiál a táhne se od sebe a měří se progrese trhliny. Dále i tzv. testem (psí kost), kdy konce materiálu upneme do svěráků a oddalujeme od sebe a zkoumáme protažení (v procentech). [7]

4.1.2 Modul pružnosti

Definuje vlastní pružnost materiálu, u tvrdých kontaktních čoček je modul pružnosti nízký a pro měkké vysoký [16].

4.1.3 Elasticita čočky

Je dána přímým chemickým vztahem, který je spojen s množstvím akrylátu nebo methakrylátu v polymerním řetězci. Stupeň pružnosti je založen na polymerizačním procesu materiálu [16].

4.2 Povrchové vlastnosti

4.2.1 Smáčivost

Popsána kontaktním úhlem. Metoda je založena na nanášení kapek kapaliny na povrch materiálu kontaktní čočky. Kontaktní úhel svírá tečna k povrchu kapky vedená v bodě, ve kterém se stýká povrch kapky a materiálu. [7] Úhel smáčivosti definuje schopnost rovnoměrného rozložení vlhkosti na povrch čočky [16].

Dobrá smáčivost kontaktní čočky je pod úhlem 30° (kontaktní čočka je tak obtékána jemnou kompaktní vrstvou slzného filmu). Smáčivost je ovlivňována použitím různých produktů (roztoky, kapky). [7]

4.3 Materiálové vlastnosti

4.3.1 Botnavost

Molekuly rozpouštědla materiál obklopí, ale nerozpustí, zřed'ovadlo pouze vstupuje do materiálu. Pokud přidáme k polymeru rozpouštědlo, tak polymerní síť botná. Mezi polymer se rovnoměrně přidá určité procento roztoku. Při botnání se zvětšuje objem. HEMA botná asi 40 % Koeficient lineárního botnání je rozměr, který vznikne, ku přírodnímu rozměru. [7]

Rovnovážná botnavost:

Zvážení zbotnalého vzorku

$$\%H_2O = \frac{m_b - m_s}{m_b} \cdot 100 \quad (3)$$

m_b = hmotnost kontaktní čočky v hydratovaném stavu

m_s = hmotnost kontaktní čočky v suchém stavu

Tento vzorec nebude příliš platný, pokud se budeme přibližovat 100 % H₂O (superabsorbenty), potom počítáme ve vztahu se suchou hmotností. Zvýšený obsah rovnovážné botnavosti = vyšší propustnost a biokompatibilita, ale menší mechanické vlastnosti (čím více H₂O, tím menší elasticita a nižší index lomu). Botnavost se dá ovlivnit různými přísadami, např. do HEMY se přidává 3% kyselina metakrylová, což zvyšuje botnavost, nebo hydroxyethylmetakrylát botná lépe než jen kyselina metakrylová, protože hydroxyetylová skupina zvyšuje botnavost (CH₂-CH₂-OH). Celkově zavedení hydroxy skupiny (OH) zvyšují botnavost. [7]

4.4 Optické vlastnosti

4.4.1 Index lomu

Základní optická veličina, která charakterizuje libovolné optické prostředí. Poměr rychlosti světla ve vakuu k danému prostředí.

$$n = \frac{c}{v} \quad (4)$$

c = rychlost světla ve vakuu, $c = 3,8 \cdot 10^{11}$

v = rychlost světla prostředí

Aby docházelo k co možná nejmenšímu lomu a tím i odchýlení paprsků vstupujících do oka, měl by se index lomu pohybovat v rozmezí od 1,3 do 1,5. S rostoucím obsahem vody klesá index lomu. Menší index lomu způsobuje větší rozdíl v zakřiveních kontaktní čočky. Index lomu měříme pomocí refraktometru (Abbeho refraktometr). Čočka, která obsahuje 60 % vody má $n=1,378$ HEMA: $n=1,438$ PMMA: $n= 1,49$. [7]

4.4.2 Propustnost pro kyslík

Propustnost pro kyslík, neboli difuze přes čočku je zajištěna slznou pumpou uplatňující se při pohybu čočky při mrkání, cévami ve spojivce a na limbu. Kyslík do rohovky vstupuje z atmosféry přes slzný film, dále přes kontaktní čočku a opět přes slzný film, který je mezi kontaktní čočkou a rohovkou.[7]

4.4.3 Permeabilita Dk

Kvantitativní veličinou popisující schopnost materiálu propouštět kyslík je difuzní koeficient, ten je obecně definován 1. a 2. Fickovým zákonem difuze [7].

1. Fickův zákon difuze:

$$J = -D \frac{\delta C_A}{\delta x} \quad (5)$$

výraz ve zlomku = gradient koncentrace v bodě „x“,

J – difuzní tok molekul,

D – difuzní koeficient

2. Fickův zákon difuze:

$$\frac{\delta C_A}{\delta t} = D \left(\frac{\delta^2 C_A}{\delta x^2} \right) \quad (6)$$

Časová změna koncentrace je úměrná druhé derivaci koncentračního gradientu. Při jednosměrné difuzi existuje úměrnost mezi množstvím přenášené složky a jejím koncentračním spádem. [7]

$$\frac{m}{At} = D \frac{\Delta c}{L} \quad (7)$$

L- tloušťka čočky

Permeabilita (P) – vyjadřuje konstantu úměrnosti mezi množstvím hmoty převedeným jednotkou plochy za jednotku času a koncentračním spádem (vzorec podle 1. Fickova zákonu jen s (P)) (Dk – v oboru biomedicínálních aplikací) - materiállová konstanta, nezávislá na tloušťce; charakterizuje schopnost materiálů propouštět plyny. [7]

$$Dk = 10^9 * k_1 * k_2 * D [m^2/s] \quad (8)$$

Násobný faktor 10^{11} se zpravidla zahrnuje do definice Dk proto, aby výsledná číselná hodnota

byla pro běžné materiály 10 až 100 [3]. Pro biokompatibilní materiály by se měla porovnávat jejich permeabilita pro kyslík s permeabilitou vody. Čočka s nízkým obsahem vody má i nízkou hodnotu Dk , čočky s vysokým obsahem vody mají vysoké Dk . Nízká hodnota Dk je menší než 20, střední hodnota Dk mezi 20-49, vysoká hodnota Dk 49-99 a nad 100 velmi vysoká. Materiál se střední hodnotou permeability má optimální vlastnosti. [8] Standardní teplota měření Dk je 35°C. Tato teplota odpovídá teplotě rohovky. [7]

Tabulka 4.1 Rozmezí hodnot Dk pro jednotlivé skupiny materiálu

Materiál	Permeabilita Dk
Hydrogel standardní čočky (40 % vody)	8 - 12
Hydrogel výšebotnavé čočky (obsah vody uveden v závorce)	20 (55 %), 30 (70 %), 40 (80 %)
Tvrde plynopropustné čočky (RGP)	8 - 120
Silikonové čočky	100 - 200
Silikonhydrogely	60 (99) - 140

4.4.4 Transmisibilita (Dk/t nebo Dk/L)

Dává schopnost kontaktní čočky o dané středové tloušťce [cm] propouštět plyny. [7]

$$Dk/L = \frac{Dk * 10^{-11}}{L [cm]} \quad (9)$$

pokud má čočka nízké hodnoty Dk/L a ponechá se na rohovce delší dobu, může mít za následek hypoxii. Hodnoty Dk/L 15-30 jsou u čoček pro denní nošení, hodnoty 50-100 pro nošení i přes noc. [8]

Dk i Dk/L jsou závislé na teplotě, jejich hodnota s rostoucí teplotou roste.

4.4.5 Ekvivalentní procentuální množství kyslíku

Popisuje množství propouštěného kyslíku kontaktní čočkou odpovídající procentuální hodnotě množství kyslíku v atmosféře. Zohledňuje individualitu klienta, měřena přímo v souvislosti s rohovkou (zahrnuje většinu faktorů ovlivňujících odezvy rohovky). Druhá metoda určující kolik kyslíku se dostává do rohovky. [8]

4.4.6 Oxygen flux

Tok kyslíku k rohovce, který stačí pro její zásobení. Závisí na materiálu čočky, propustnosti pro kyslík (Dk/L), celkovému designu, okolním prostředím a používáním (přespávání). Úzce souvisí s Dk , hydrogely musí mít vyšší Dk/L , silikonhydrogely mají dostatečné Dk/L , proto jeho hodnota roste pomalu. [7]

5 Tvarové parametry

Do tvarových parametrů patří zakřivení, průměr, optická zóna, středová tloušťka, sagita.

5.1 Zakřivení kontaktní čočky (BC = base curve)

Vypovídá o tom, jak je zakřivena zadní plocha čočky, přibližně tomuto zakřivení odpovídá BCOR (back corneal optical radius), rádius na zadní ploše. Soustružené kontaktní čočky měly dříve zakřivení: 7,8; 8,1; 8,4; 8,7; 9,0; 9,3. Kontaktní čočky mají dnes pouze tyto zakřivení: 8,3 – 8,8. [7] Většinou se vybírá kontaktní čočka se zakřivením o jeden milimetr větší než zakřivení rohovky [8]. Čím více H₂O, tím nižší index lomu. Čím nižší index lomu, tím větší rozdíl zakřivení [7].

5.2 Průměr kontaktní čočky (DIA – diametr)

Jedná se o míru největší vzdálenosti na vnější straně čočky. Hydrofilní čočka má průměr o 1-1,5 mm větší než je průměr viditelné duhovky, průměr těchto čoček je větší než u tvrdých kontaktních čoček, je v rozmezí od 12,5 do 16 mm. Nejčastější provedení hydrofilních čoček je o průměru 13,8-14,5. Řadí se svým průměrem mezi semisklerální (středního průměru) [7]. Zatímco tvrdé čočky jsou v průměru o 1,0-1,5 mm menší než je průměr viditelné duhovky a nejčastější průměr těchto čoček je od 8,5 do 10,0 mm [16]. Díky menšímu průměru se snáze odměřuje slzný film [7].

5.3 Optická zóna

Průměr optické zóny nesmí být menší než 8 mm, jinak by mohlo dojít k narušení pupilárního okraje [16]. Čím větší průměr optické zóny, tím tlustší má čočka okraje. Čím vyšší dioptrie, tím menší průměr optické zóny. [7]

5.4 Středová tloušťka

Jedná se o tloušťku geometrického středu kontaktní čočky. Tloušťka čočky určuje propustnost pro kyslík a její stabilitu. Čočka by měla být co nejtenčí, aby se udržovala optimální propustnost pro kyslík, protože čím je čočka tenčí, tím je lepší výměna slz a snižuje se tím edém rohovky a čočka je pro nositele pohodlnější. Ultratenké čočky mají tloušťku 0,04-0,11 mm. Tvrdé čočky pro korekci myopie mají tloušťku 0,09 mm a jsou tenčí v centru a silnější v periferii. Tvrdé čočky pro korekci hypermetropie mají tloušťku 0,5 mm a jsou

silnější v centru a tenčí v periférii. Čím menší je průměr čočky, tím tenčí čočku lze vyrobit. [16]

5.5 Sagita

Je vzdálenost od zadního povrchu čočky, která protíná střed tětiny. Čím vyšší je míra zakřivení, tím větší je poloměr a sagita. [16]

6 Měření a kontrola kontaktních čoček

Všechny čočky vyrobené automaticky nejsou dokonalé. Jejich některé vady lze odstranit, jiné čočky musí být vyřazeny. Pro zabezpečení kvality čoček byl vyvinut jistý způsob kontroly. Čočky zbavené rozpouštědla a polymerizačních zbytků procházejí po rovnovážném zhotovení první vzhledovou kontrolou. Dobré čočky přecházejí na broušení okrajů a po odstranění brusného média se znovu kontrolují. Dále se měří vrcholová lámavost, průměr a další parametry. Před balením a sterilizací je třetí vzhledová kontrola. [11]

Zkoušky jsou zaměřeny do několika oblastí:

- Zkoušky totožnosti vstupních materiálů
 - Metody chemické analýzy
- Zkoušky materiálové totožnosti výsledných čoček
 - Test rovnovážného obsahu vody a indexu lomu materiálu
- Šaržové zkoušky
 - Musí být doloženy pro každou vyrobenou šarži, jinak nemůže jít do prodeje
- Zkoušky kvality a měření výsledných parametrů
 - Kontrola defektů v okrajích i hmotě čočky, prachová koncentrace, měření průměru a zakřivení, měření optické mohutnosti, středové tloušťky a sagity [7]

Podrobně písemně zpracované výrobní postupy, sanitační plány, organizace výroby, uspořádání výrobních prostor, jejich zařízení a vybavení, stejně jako veškerá evidence tvoří soubor dokumentů, které jsou součástí správné výrobní praxe a systému řízení jakosti, jež jsou nezbytné pro garanci kvality výsledných čoček. Díky kompletní dokumentaci může dojít ke schválení výrobku s příslušnou ISO normou – výrobce může poskytnout odběrateli potvrzení o shodě. [7]

6.1 Radiuskop

Radiuskop neboli optický mikrosférometr, je přístroj především používaný pro měření poloměru křivosti vnitřních optických ploch. Může se využívat také ke zjištění tloušťky čočky a indexu lomu materiálu, ze kterého je čočka vyrobena. Radiuskop se dá využít i ke kontrole kvality kontaktní čočky z hlediska poškrábání, vyleštění a dalších možných kazů. Poloměr křivosti je důležitý při aplikaci kontaktních čoček, a proto je tento přístroj důležitý, jak při kontrole výroby, tak i pro praxi kontaktologa. [17,18]

Postup měření

Kontaktní čočka se uloží konkávní plochou nahoru na měřicí stolek. Při pohledu okulárem je vidět testovací značku, která má podobu paprskové hvězdice. Objektiv radiuskopu se otáčecím kolečkem mikroskopu přiblíží ke kontaktní čočce. Tímto způsobem se zaostří na reálnou paprskovou hvězdicí. Nyní se vynuluje měřidlo radiuskopu. Následně se přeostří na virtuální paprskovou hvězdicí oddálením soustavy mikroskopu od měřené plochy. Po zaostření virtuálního obrazu lze odečíst z měřidla hodnotu poloměru křivosti. [18]

Měření měkkých kontaktních čoček

Radiuskop se u měkkých kontaktních čoček převážně nepoužívá. Existují tři možnosti jak měřit poloměr křivosti s jeho pomocí. První je umístění měkké kontaktní čočky do kyvety s roztokem. Tyto kyvety jsou přizpůsobené, není v nich žádný vzduch. Komplikací u této metody je přepočítání poloměru křivosti v roztoku na reálný poloměr křivosti s ohledem na index lomu imerzního prostředí, ve kterém se čočka nachází. Další problém způsobují reflexy od obou ploch kontaktní čočky. Rozlišení správné značky vnitřní plochy čočky je velmi komplikované a je zapotřebí jisté zkušenosti získanou měřením. [18,19]

Druhá možnost se podobá měření tvrdých kontaktních čoček. Přední plocha se nachází položena na roztoku. Vnitřní plocha musí být velmi opatrně osušena. Takto zamezíme odrazům od přední plochy, ale vzniká tak vysoké riziko poškození kontaktní čočky. Metoda měření je náročná na čas, ale zároveň musí probíhat velmi rychle kvůli rychlému osychání kontaktní čočky. Třetí a nejlepší metodou je, že při kontrolním měření právě vysoustružené vnitřní plochy se změří daný poloměr křivosti, ještě v suchém stavu hydrogelové čočky. Roztok se nemusí užívat v případě, že je přední plocha kontaktní čočky ještě neopracovaná, tím nevznikají žádné reflexy od přední plochy. [7,18]

Po zaostření mikroskopem radiuskopu můžeme na čočce pozorovat i výrobní nedostatky. Vidět lze škrábance, bubliny v materiálu, špatné vyleštění, výstěpky na okrajích nebo nalepené špony ze soustružení.[18]

Druhy radiuskopu

Radiuskop může být v digitálním, nebo analogovém provedení. U analogového se zjistí hodnota poloměru křivosti z ručičkového ciferníku, kdežto u digitálního radiuskopu se na displeji zobrazí rovnou měřená hodnota.[20,21]

6.2 Tloušťkoměr

Tloušťkoměr se převážně používá pro měření tloušťky tvrdých kontaktních čoček. Měkké kontaktní čočky lze měřit během výroby za suchého stavu, odpovídající tloušťku přečteme z budníku. Při měření za zbotnalého stavu se z přístroje musí odebrat pružinka, aby neponičila měkkou kontaktní čočku. Modifikovaný tloušťkoměr, který funguje na principu elektrické vodivosti, může být použit pro měření měkkých kontaktních čoček. [18,19]

Elektrický tloušťkoměr

Tento druh tloušťkoměru se užívá pro měření měkkých kontaktních čoček. Funguje na principu elektrické vodivosti a nemůže se použít u tvrdých čoček, které nevykazují vodivost materiálu. Kontaktní čočka se vyjme z roztoku a uloží se na elektrodu. Druhá elektroda je pohyblivá. Při dotyku vznikne elektrický impulz, který spustí měření tloušťky. Elektroda se ihned odtáhne od plochy čočky a na displeji vidíme hledanou hodnotu.[18]

6.3 Mikroskop

Pro zjištění kvality soustružené plochy čočky. Měření mikroskopem se provádělo pouze za suchého stavu čočky.

6.4 Vrcholová lámavost

Měření vrcholové lámavosti měkkých kontaktních čoček můžeme měřit dvěma způsoby. Měření lze provést na fokometru stejně jako u tvrdých čoček na vzduchu. Kontaktní čočka se opatrně zbaví přebytečného roztoku. Testovací značka se zobrazuje rozostřeně, proto se provede více měření, které se zprůměrují. Problém vzniká dehydratací kontaktní čočky na vzduchu. Dehydrataci ještě zvyšuje náročnost měření na čas. Po vyjmutí čočky z fyziologického roztoku musí být měření provedeno co nejrychleji. Další možností je měření

kontaktní čočky v kyvetě s fyziologickým roztokem. Zabraní se tak dehydrataci.[18,19]Musí se však brát ohled na roztok, ve kterém se kontaktní čočka nachází. Vrcholová lámavost kontaktní čočky naměřená fokometrem v imerzním prostředí se znatelně liší od celkové optické mohutnosti na vzduchu. Celkovou optickou mohutnost kontaktní čočky vypočítáme dle Gullstrandovy rovnice.[20]

6.5 Průměr

Průměr čočky je dán typem formy a chemickým složením monomerní směsi, která ovlivňuje stupeň zbotnění. K měření průměru byly vyvinuty dvě metody. [11]

Měření v kónické kyvetě

Čočka se vloží do kónické kyvety kalibrované na obvodu po 0,1 mm. Kyveta je naplněna vodou a čočka klesá vždy vrcholem napřed v relaxovaném stavu. Ryska, na které se klesání zastaví, označuje průměr čočky ve zbotnalém stavu. [11]

Měření na dokumátoru

Čočka se umístí do kyvety přesných rozměrů naplněné vodou tak, aby směřovala dolů vrcholem. Zvětšený obraz čočky se promítne na matnici do dokumátoru. Přiložením přepočteného měřítka se měří průměr čočky. Výhodou této metody je, že lze měřit čočku libovolným průměrem a tak zjistit její odchylky od kruhového tvaru. [11]

6.6 Analyzátor kontaktních čoček

Analyzátor slouží ke komplexnímu měření měkkých kontaktních čoček. Lze pomocí něho zjistit několik parametrů, jako poloměr křivosti, tloušťku centrální zóny, celkový průměr, průměr optické zóny a šířku okraje kontaktní čočky. Při měření lze kontrolovat i kvalitu povrchu a zejména kvalitu okraje kontaktní čočky. [18,22,23]

Analyzátor se nemusí využívat pouze k měření parametrů kontaktních čoček, ale lze pomocí něj také edukovat uživatele kontaktních čoček. Při vložení čočky do kyvety jsou vidět na obrazovce veškeré nečistoty usazené na čočce a depozita. Pacientovi tak můžeme vysvětlit a názorně ukázat, co ovlivňuje kvalitu jeho vidění a co by mu mohlo způsobit zdravotní potíže, když nebude dodržovat zásady hygieny a čištění kontaktních čoček. [18,22,23]

Příkladem Analyzátorů kontaktních čoček od firmy Optimec jsou.

OPTIMEC JCM

Nástroj pro kontrolu měkkých kontaktních čoček JCM byl navržen především proto, aby pomáhal laboratořím vyrábět tvarované čočky. Vysoká míra výroby vyžaduje, aby odběr vzorků čoček byl rychlý a přesný. To znamená minimální dobu manipulace a usazování v mokré buňce. Tyto cíle jsme s JCM dosáhli. V měniči je umístěna měkká kontaktní čočka a přepínáním mezi oběma světelnými zdroji se promítá obraz kontaktní čočky na obrazovku tak, aby zobrazoval buď boční elevaci (s celkovým měřením výšky čočky a prohlídkou okraje) nebo měřením průměru a povrchem inspekce. Obě tato měření jsou prováděna bez pohybu čočky v mokré buňce. Celková výška je 3,5 mm - 4,5 mm, avšak tato stupnice může být rozšířena do libovolného rozsahu, který nejlépe odpovídá individuálním požadavkům.

[24]

Tento analyzátor umožňuje: [24]

- Kontrolovat kvalitu čočky
- Měřit průměr
- Sagitu

OPTIMEC JCF

Model JTF Optimec byl navržen pro použití v laboratořích a zajišťování kvality. Konstrukčním úkolem je výroba extrémně přesného přístroje pro měření BCOR a DIAMETER s povrchovou a okrajovou kontrolou. Vynikající ostrost projekčních čoček poskytuje velmi jasné zobrazení okraje a povrchů zkoušené kontaktní čočky. Když je přístroj JCF používán k měření BCOR, je lokátor objektivu nezbytný pro rychlé lokalizování kontaktních čoček na měřícím válci. Měření průměru a kontrola povrchů čoček je také rychlá při použití, protože čočka je umístěna v sestavě "V", kde přední sklon umožňuje rychle se usadit čočku pod vlivem gravitace. [25]

Analyzátořem JCF můžeme: [25]

- Měřit průměr
- Měřit BCOR
- Kontrolovat tloušťku středu
- Kontrolovat povrch a hrany

7 Dehydratace kontaktních čoček

7.1 Dehydratace

Dehydrataci obecně rozumíme nedostatečný obsah vody v určité látce, nebo materiálu. Dostatečná hydratace čočky má velký význam pro zachování její správné funkčnosti. [26]

Jakýkoli materiál určený pro výrobu kontaktních čoček musí poskytnout jistotu fyzikálně chemických vlastností, aby byla zajištěna jejich biologická kompatibilita. Dehydratace nastane okamžitě po umístění čočky na oko v důsledku odpařování slzného filmu a pokračuje, dokud nedosáhne rovnováhy. Rozsah dehydratace může být odlišný v závislosti na vlastnostech materiálu, tloušťce čočky, okolních podmínkách, roztržení osmolarity atd. [27]

Materiály pro měkké kontaktní čočky lze rozdělit do dvou skupin: konvenční hydrogely a silikonové hydrogely. Obecně jsou hydrogely schopné vázat molekuly vody bez rozpouštění. Připomínají ve fyzických vlastnostech živé tkáně, zejména ty s vysokým obsahem vody a měkkou gumovou konzistencí, které minimalizují mechanické podráždění okolí. Rozšířená povaha struktury hydrogelu dovoluje malým molekulám pronikat přes materiál. To dělá hydrogely vhodné v mnoha biomedicínských aplikacích, zejména v oftalmologii. K udržení přiměřeného zásobování kyslíkem by měl mít vysoký obsah vody, který negativně ovlivňuje pevnost materiálu. Silikon-hydrogely na druhé straně jsou materiály, které nepotřebují vysokou hydrataci pro udržení požadované propustnosti pro kyslík. Toho bylo dosaženo kombinací hydrofóbního siloxanu s hydrogely. Bohužel, silikonové hydrogely mají mnohem vyšší Youngův modul než konvenční hydrogely a horší smáčivost, což je důležité pro stabilní vidění a komfort nošení. Jednou z nejdůležitějších vlastností čoček je jeho obsah vody. Voda v polymeru může být rozdělena do tří termodynamických odlišných tříd: volnou (sympkou) vodu, volně a pevně spojenou s materiálem. Volná frakce vody rozhoduje o transportních vlastnostech polymeru. To ovlivní difuzi a dehydratační chování.[27] Hydratace materiálu se může během nošení lišit v důsledku odpařování vody. To může vyvolat změny v přinášení kyslíku, smáčivosti povrchu nebo jiných parametrech čočky. Když jsou plně hydratovány, čočka by měla mít přiměřenou smáčivost. Pokles tohoto parametru může vést k nadměrnému mechanickému tření víček, zvýšené dehydrataci a zvýšené složky slzného filmu. Dehydratovaný povrch čočky může rozptýlit procházející světlo. Mnoho pacientů si stěžuje na přetrvávající suchost a nepohodlí, které mohou vést k vypadávání kontaktních čoček. [27]

7.2 Vnější vlivy

Mezi vnější vlivy, které přispívají k dehydrataci, jsou: vyšší teplota, vyšší suchost vzduchu, nepravidelné mrkání a stáří kontaktní čočky. [26]

7.2.1 Nepravidelné mrkání

V dnešní moderní době, kdy téměř každý používá mobilní zařízení, tablety a notebooky nebo stolní počítače je častým problémem při používání těchto zařízení, že mrkáme velmi nepravidelně. To má za následek pro nositele kontaktních čoček, že je čočka dehydratovaná, není omývaná slzným filmem a pro nositele je pak velmi dráždivým elementem v oku. Může se stát, že nositelům kontaktní čočky vypadnou.

7.2.2 Stáří kontaktní čočky

Tím, že existují kontaktní čočky pro prodloužené a kontinuální nošení (14 dnů, 30 dnů), se často stává, že nositelé přenášejí kontaktní čočky. Tím že je čočka neustále na oku, ukládají se na ni usazeniny, snižuje se obsah vody, tudíž je dehydratovaná a na oka může být méně snesitelná.

7.3 Následky dehydratace

Mění se geometrické parametry, čočka se ztenčuje, zmenšuje se poloměr křivosti a průměr. Ztenčuje se slzný film, plochá aplikace se stává strmější a okraj čočky může dráždit povrch oka. Snižuje se elasticita čočky, stává se tvrdší a křehčí.[28] Se sníženým obsahem vody se snižuje propustnost pro kyslík, smáčivost povrchu a zvyšuje se index lomu [26,28]. U hydrogelových čoček stárnutí čočky zavinuje snižování obsahu vodu a to ovlivňuje propustnost pro světlo. Tato změna je pozorovatelná na nepřibarvovaných čočkách jako žlutý nebo šedý nádech. Dojde-li k celkovému vysušení čočky a čočka již nereaguje na roztok, nesmí být znovu použita[26].

8 Cíle práce

Z teoretické části práce vyplívá, že dehydratace má vliv na změnu parametrů kontaktních čoček. Dehydratace má za následek změnu geometrických parametrů, povrchových vlastností, ale má vliv i na samostatný komfort při nošení čoček.

Cílem práce je dokázat, že změna parametrů kontaktních čoček nastává a má vliv na vlastnosti samotné čočky a na komfort při nošení. K dosažení cíle budou měřeny čočky nošené i nenošené. Bude ověřeno, zda dochází ke změně u vybraných parametrů: zakřivení, průměru a hmotnosti (ztráta vody).

9 Experimentální část

9.1 Úvod

Cílem mé bakalářské práce bylo zjistit jaký má dehydratace vliv na parametry kontaktních čoček. Podle zadání bylo mým úkolem změřit parametry čoček za zbotnalého a dehydratovaného stavu. Vliv dehydratace jsem zkoumala na sterilních čočkách i na čočkách nošených.

Měření jsem prováděla na Fakultě biomedicínského inženýrství, náměstí Sítná 3105, Kladno, Kročehlavy.

9.2 Použité vzorky

Ve své praktické části jsem zkoumala kontaktní čočky od firem Alcon, Bausch and Lomb, Johnson and Johnson a Cooper Vision. Mezi zkoumané vzorky jsem zařadila kontaktní čočky měsíční, jednorázové a čtrnáctidenní. Podle materiálu hydrogelové a silikon-hydrogelové. V následujících tabulkách 9.1, 9.2, 9.3, jsou uvedené zkoumané vzorky rozdělené podle výrobce. V tabulce je uveden typ čočky, materiál, optická mohutnost, zakřivení (BC), průměr (DIA) a obsah vody (H₂O).

Tabulka 9.1 Kontaktní čočky od firmy Johnson and Johnson

Johnson and Johnson					
Typ čočky	Materiál	Optická mohutnost (D)	BC (mm)	DIA (mm)	H ₂ O (%)
1Day Acuvue Moist	Etafilcon A	+2,00	9,0	14,2	58
		-1,00	9,0	14,2	58
Acuvue Oasys	Senofilcon A	+2,00	8,5	14,3	38
		-1,00	9,0	14,3	38
1Day Acuvue True Eye	Narafilcon A	-3,25	8,5	14,2	46

Tabulka 9.2 Kontaktní čočky od firmy Bausch and Lomb

Bausch and Lomb					
Typ čočky	Materiál	Optická mohutnost (D)	BC (mm)	DIA (mm)	H ₂ O (%)
Soflens 59	Hilafilcon B	+3,00	8,6	14,2	59
		-3,00	8,6	14,2	59
BioTrue One Day	Nesofilcon	+2,00	8,6	14,2	78
		-3,00	8,6	14,2	78
PureVision	Balafilcon A	-1,00	8,6	14,0	36

Tabulka 9.3 Kontaktní čočky od firmy Alcon

Alcon					
Typ čočky	Materiál	Optická mohutnost (D)	BC (mm)	DIA (mm)	H ₂ O (%)
Dailies Aqua Comfort Plus	Nelfilcon A	+1,00	8,7	14,0	69
		-1,00	8,7	14,0	69
Air Optix	Lotrafilcon B	-1,00	8,6	14,2	33

Po měření na analyzátoru kontaktních čoček se některé naměřené hodnoty lišily od hodnot výrobce. Ve zpracování dat, jsem počítala se svými naměřenými hodnotami.

9.3 Použité přístroje

9.3.1 Laboratorní váha

Laboratorní váhu jsem využila pro měření hmotnosti (obsahu vody) v čočce. Přesně se jednalo o laboratorní váhu od firmy Radwag, model PS 1000. R2. Maximální váživost 1000g



Obrázek 9.1 Laboratorní váha [foto autor]

9.3.2 Tloušťkoměr

Tloušťkoměrem jsem měřila tloušťku kontaktních čoček. Tento přístroj je speciálně upraven pro měření tloušťky měkkých kontaktních čoček. Jeho specializace spočívá v odpruženém zařízení, které při měření nedoformuje čočku.

Čočka je vložena mezi dva trny, kdy horní je pohyblivý a při dotyku s čočkou následně odečteme tloušťku v mm z budníku.



Obrázek 9.2 Tloušťkoměr [foto autor]

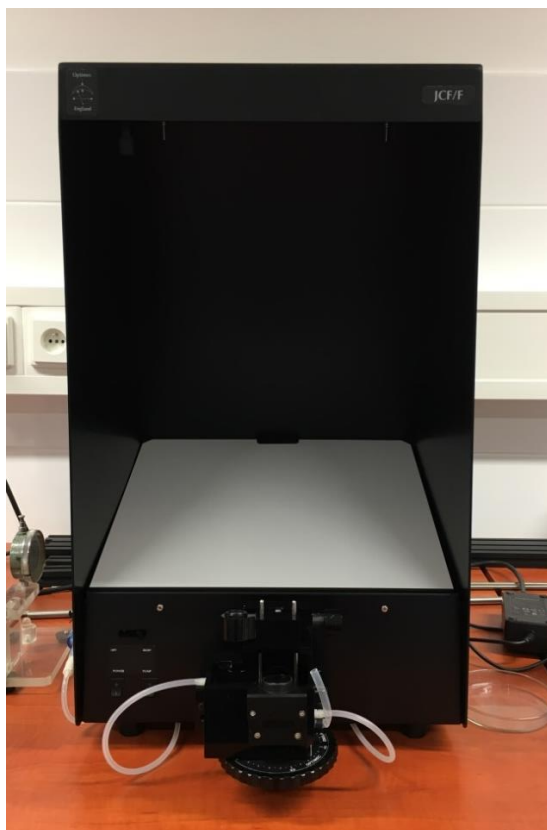
9.3.3 Analyzátor kontaktních čoček

Analyzátor kontaktních čoček se využila pro měření celkového průměru a poloměru zakřivení kontaktní čočky.

Obraz je promítán pomocí osvětlovací soustavy a zrcadla, kdy je vše stranově převráceno. Na přístroji je umístěno přepínací tlačítko Left a Right, které umožňuje zobrazení levé nebo pravé části kyvety na promítacím plátně. V levé části se měří průměr čočky, kdy je čočka vložena do kónické výseče. Díky tomuto tvaru je čočka dobře usazená. Hodnoty zjistíme odečtením ze stupnice, která je promítána pod čočkou a každý dílek představuje 0,1 mm. Zároveň můžeme provést inspekci každé čočky z hlediska jejího povrchu.[29,30,31] Při svém měření jsem na žádnou defektní čočku nenarazila.

V pravé kyvetě se měří vnitřní zakřivení čočky. Ta je umístěna a vycentrována na podložním válci. Otáčením kolečka vysouváme měřicí trn až do dotyku s čočkou. Hodnotu zakřivení přečteme v mm ze stupnice na kolečku. [29,30,31]

V obou případech čočku usazujeme čočku konvexní stranou nahoru.



Obrázek 9.3 Analyzátor kontaktních čoček [foto autor]

9.4 Postup měření

Jako první jsem měřila na analyzátoru kontaktní čoček. Po vyjmutí čočky z blistru jsem ji vložila do výseče pro měření průměru, zkontrolovala jsem její povrch a průměr jsem odečetla ze stupnice pod čočkou.



Obrázek 9.4 Měření průměru kontaktní čočky [foto autor]

Dále jsem čočku pinzetou přendala do pravé kyvety, vycentrovala a pomocí výsuvného trnu změřila její zakřivení poté, co se výsuvný trn dotkl čočky a odečetla ho ze stupnice na kolečku.



Obrázek 9.5 Měření zakřivení kontaktní čočky [foto autor]

Následně jsem pomocí velmi citlivé váhy změřila hmotnost. Jako poslední jsem měřila tloušťku čočky.

Všechny hodnoty jsem řádně zapsala a následně nechala čočku 10 minut dehydratovat. Její parametry jsem měřila po pěti a deseti minutách.

Hodnoty jsem měřila u sterilních čoček, ale i u nošených, abych zjistila, jak se čočka dehydratuje v průběhu nošení.

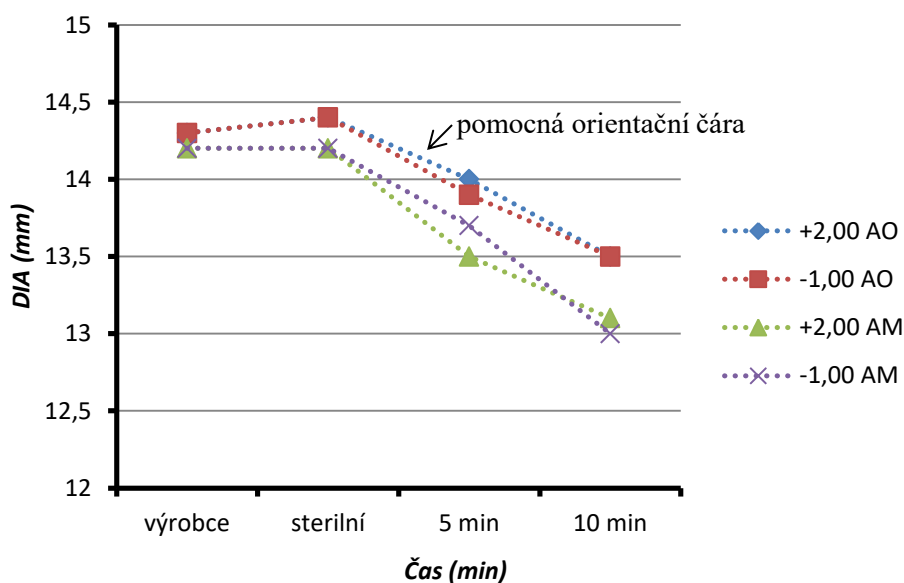
Některé čočky nebylo možné proměřit kvůli výrazné deformaci po dehydrataci.

9.5 Výsledky měření

V této kapitule budu popisovat své výsledky měření.

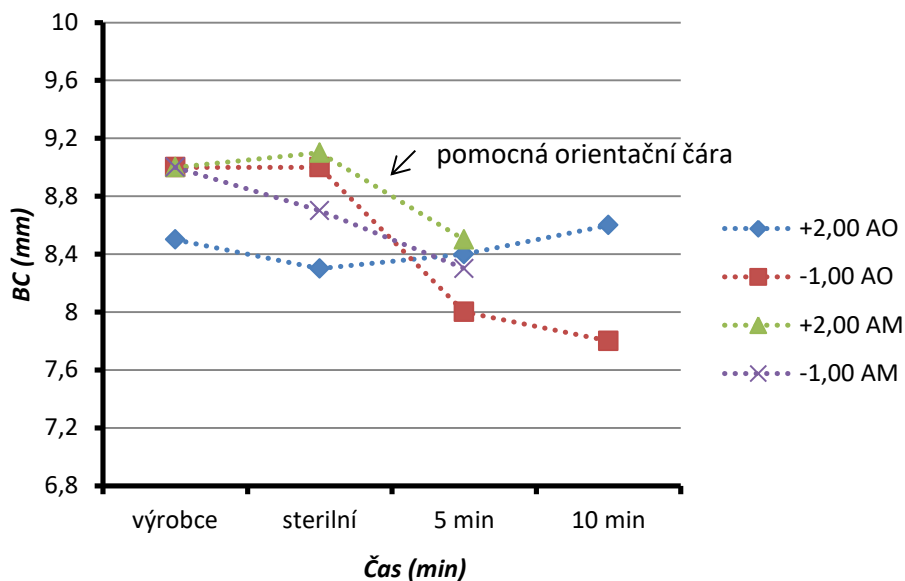
9.5.1 Měření zakřivení a průměru

Obrázek 9.6 porovnává změnu průměru hydrogelových a silikon-hydrogelových čoček od firmy Johnson and Johnson. K měření jsem použila 4 vzorky. Kontaktní čočky 1 Day Acuvue Moist (hydrogel) a Acuvue Oasys (silikon-hydrogel).



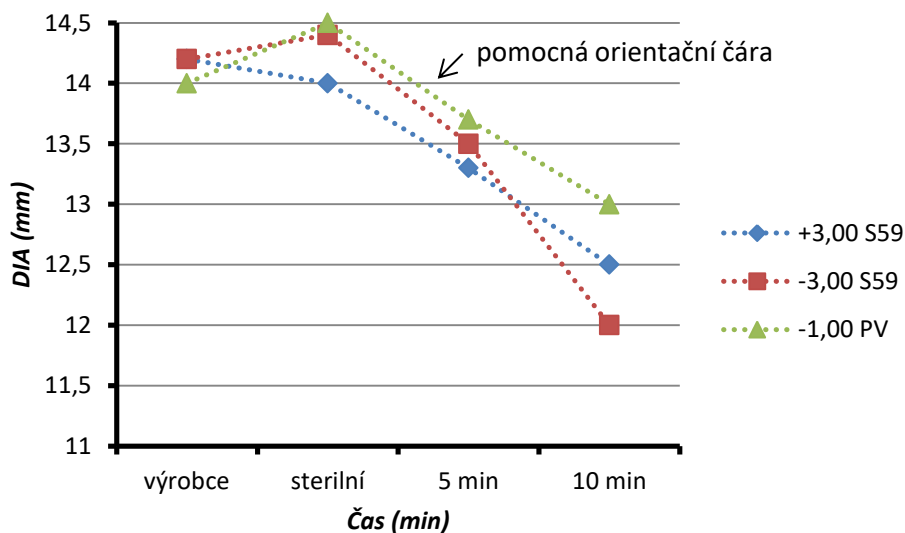
Obrázek 9.6 Změny průměru hydrogelových čoček 1 Day Acuvue Moist a silikon-hydrogelových čoček Acuvue Oasys.

U hydrogelových čoček je změna naměřených hodnot vyšší, což je dané vlastnostmi materiálu. Vyšší změny nastaly i u měření zakřivení. Pro velkou deformaci však nebylo možné změřit zakřivení po 10 minutové dehydrataci u čoček 1 Day Acuvue Moist. Změnu zakřivení můžeme pozorovat na obrázku 9.7.



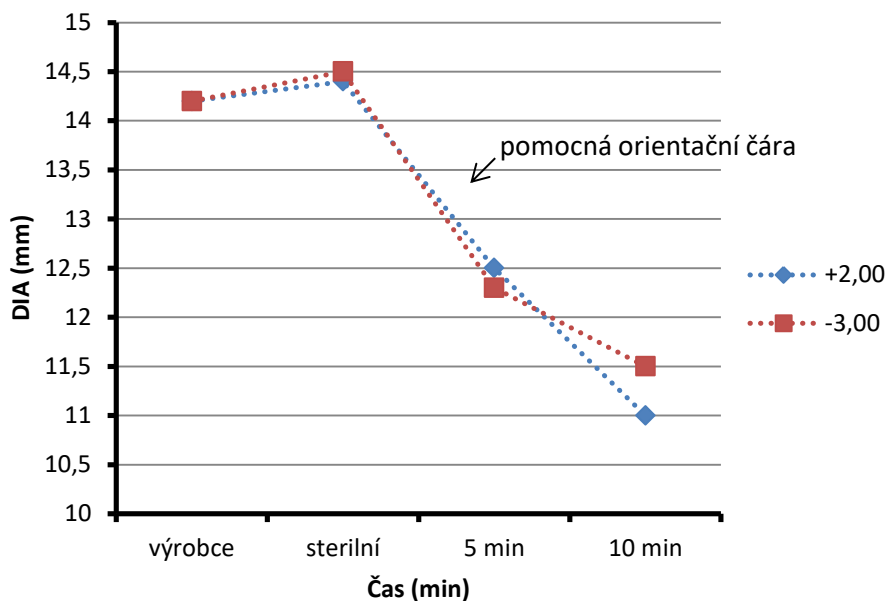
Obrázek 9.7 Změna zakřivení čoček Acuvue Oasys a 1 Day Acuvue Moist

Dalšími zkoumanými vzorky byly čočky od firmy Bausch and Lomb. Jednalo se o čočky Soflens 59 (hydrogel) a PureVision (silikon-hydrogel). Změna průměru je vidět na obrázku 9.8. Větších změn opět dosáhly čočky s hydrogelového materiálu.



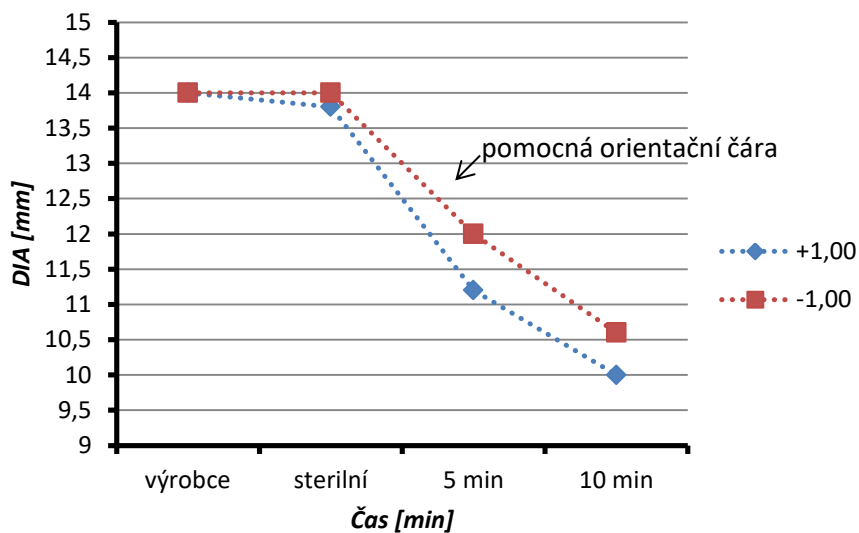
Obrázek 9.8 Změna průměru čoček Soflens 59 a PureVision

Velké zmenšení průměru nastalo u hydrogelové kontaktní čočky Bio True One Day, kdy se průměr zmenšil o necelé 3mm. Tuhle změnu můžeme pozorovat v obrázku 9.9.



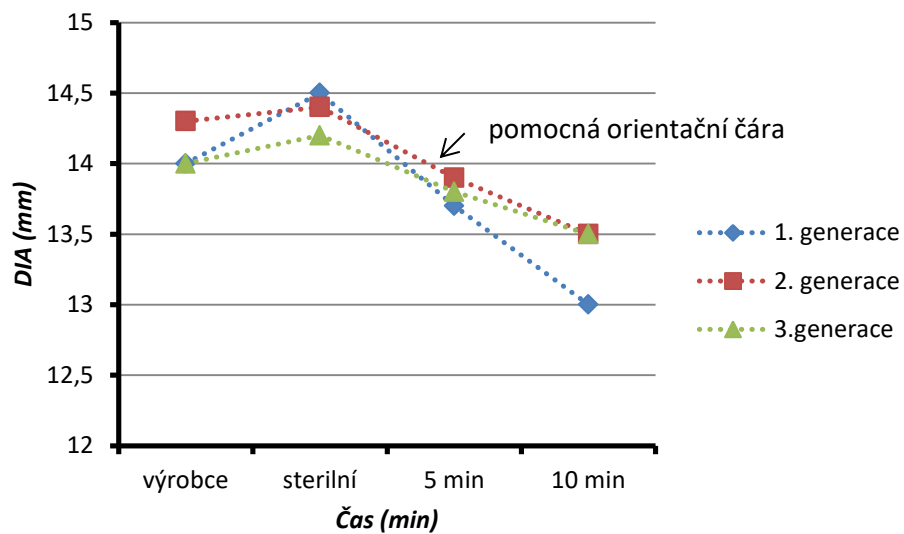
Obrázek 9.9 Změna průměru čočky BioTrue One Day

Největší změna v průměru však nastala u kontaktních čoček Dailies Aqua Comfort Plus od firmy Alcon, kdy se průměr zmenšil až o 4 mm. Změna je zaznamenána v obrázku 9.10



Obrázek 9.10 Změna průměru čočky Dailies Aqua Comfort Plus

Dále jsem porovnávala změnu zakřivení a průměru u silikon-hydrogelových čoček 1., 2. a 3. generace. 1. generaci představuje čočka PureVision, 2. generaci kontaktní čočka Acuvue Oasys a 3. generaci zastupuje čočka Biofinity. Porovnání je zaznamenáno na obrázku 9.11.



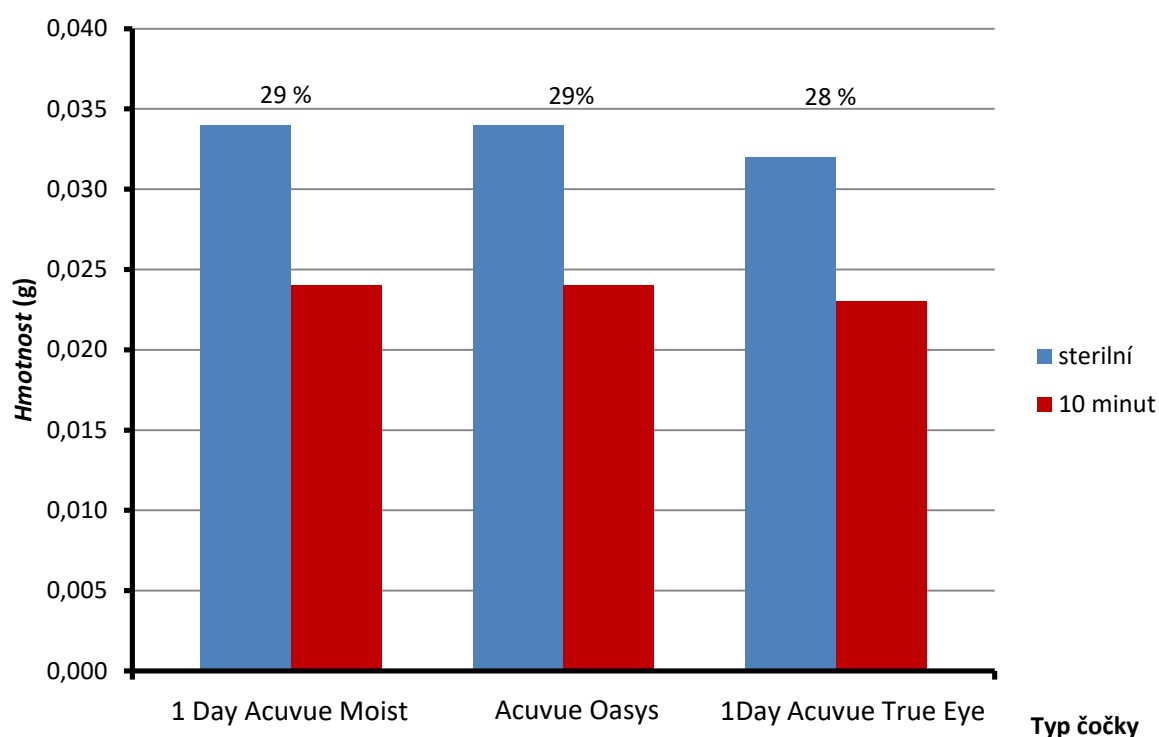
Obrázek 9.11 Porovnání změn průměru siliko-hydrogelových čoček všech generací

Z grafu je možné vidět, že největší změna nastala u čoček první generace.

9.5.2 Měření hmotnosti

Mým dalším úkolem bylo měření hmotnosti čoček, neboli změna obsahu vody v čočkách po dehydrataci. Opět jsem měřila čočky od firem Johnson and Johnson, Alcon, Bausch and Lomb a Cooper Vision. Porovnávala jsem čočky od jednotlivých firem mezi sebou, zařadila jsem hydrogelové i silikon-hydrogelové vzorky. Nejprve jsem naměřila čočky ve sterilní stavu a pak po deseti minutové dehydrataci.

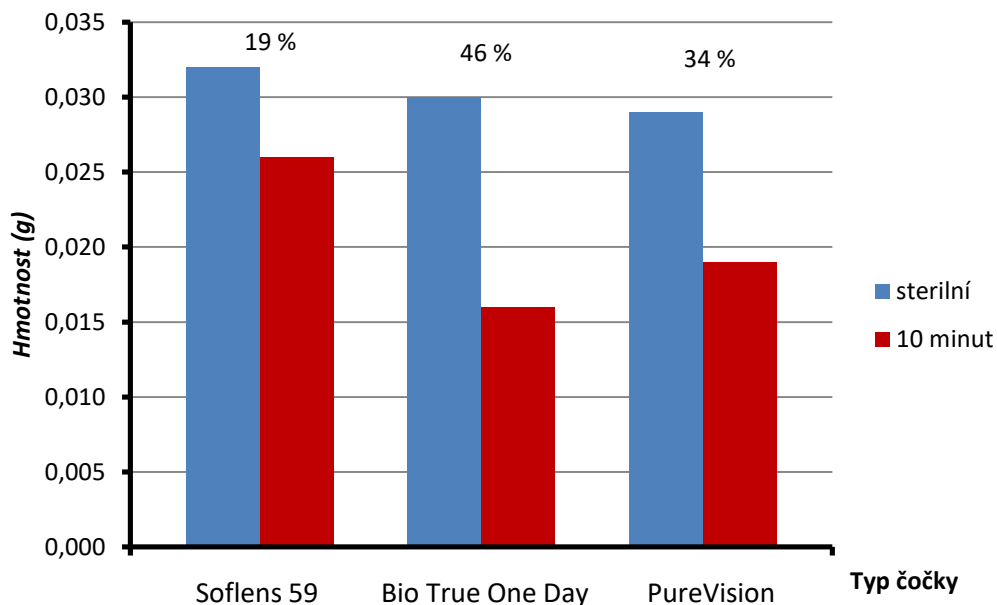
Jako první jsem měřila vzorky od firmy Johnson and Johnson, k dispozici jsem měla 3 vzorky. Jednalo se o čočky 1 Day Acuvue Moist (hydrogel), Acuvue Oasys (silikonhydrogel) a 1 Day Acuvue True Eye (silikonhydrogel). Na obrázku 9.12 jsou změny zaznamenány.



Obrázek 9.12 Změna hmotnosti čoček od firmy J a J

U čoček od firmy J a J, nastala podobná změna snížení hmotnosti u všech zkoumaných vzorků.

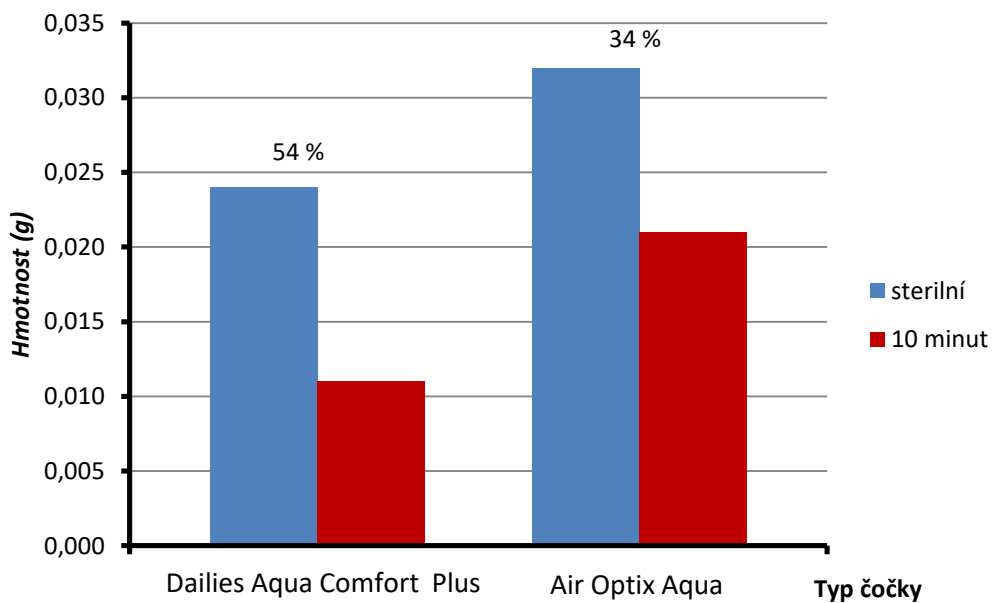
Na obrázku 9.13 jsou vidět změny čoček od firmy Bausch and Lomb. Od této společnosti jsem zkoumala vzorky Soflens 59 (hydrogel) BioTrue One Day (hydrogel) a PureVision (silikonhydrogel)



Obrázek 9.13 Změna hmotnosti čoček od firmy B a L

Největší rozdíl nastal u čočky BioTRue One Day, u které se snížila hmotnost čočky o 46 %.

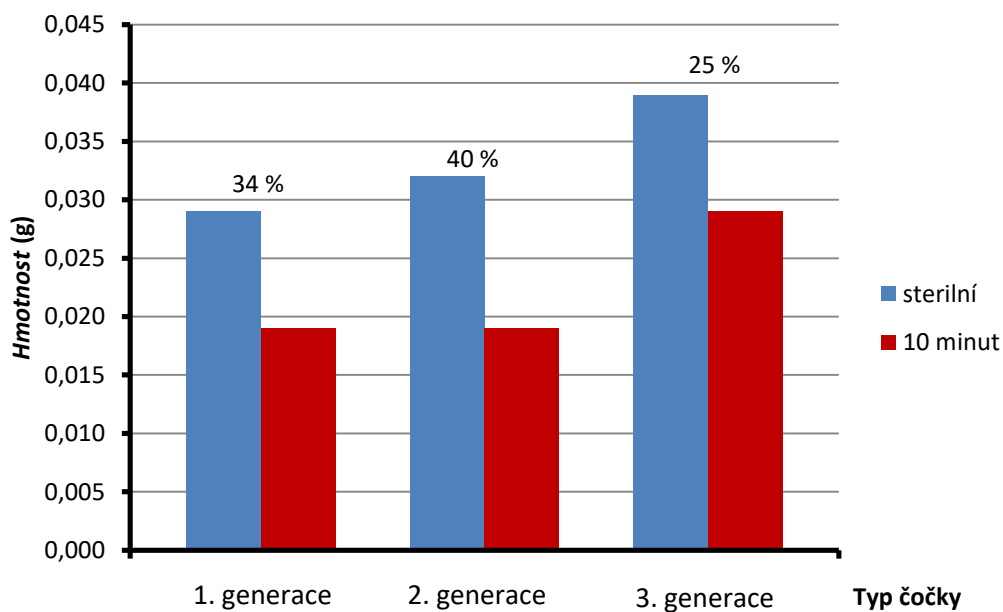
Dalšími zkoumanými vzorky byly čočky od firmy Alcon. Jednalo se o čočky Dailies Aqua Comfort Plus (hydrogel) a Air Optix Aqua (silikon-hydrogel). Zaznamenáno na obrázku 9.14



Obrázek 9.14 Změna hmotnosti čoček od firmy Alcon

U čočky Dailies Aqua Comfort Plus byl největší pokles ze všech zkoumaných vzorků. Hmotnost čočky se snížila o 54 %.

Jako poslední jsem zkoumala pokles hmotnosti u silikon-hydrogelových čoček všech generací. 1. generaci zastupovaly čočky PureVision, 2. generaci Acuvue Oasys a 3. generaci Biofinity. Hodnoty jsou zaznamenány v obrázku 9.15



Obrázek 9.15 Změna hmotnosti silikon-hydrogelových čoček všech generací

Největší změna nastala u čoček 2. generace Acuvue Oasys, hmotnost se snížila o 40 %.

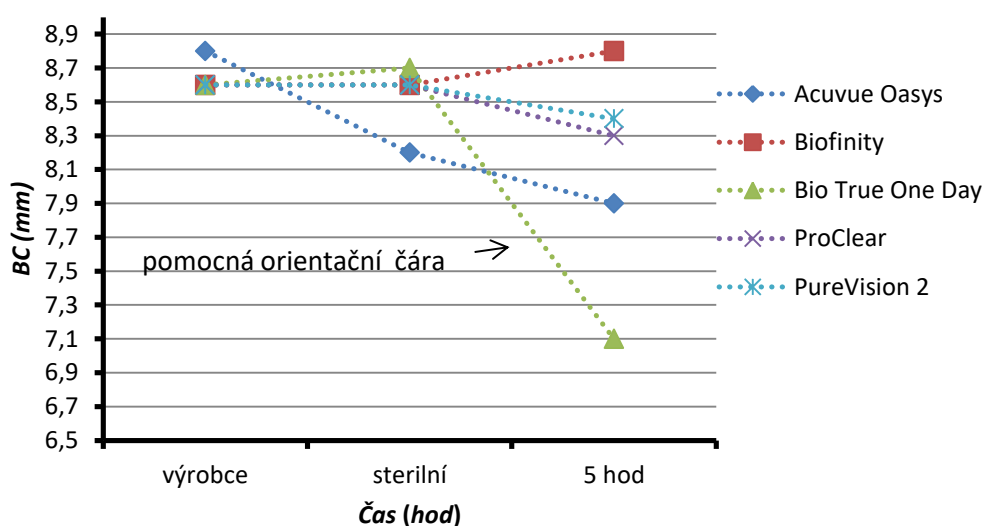
V 2. generaci silikon-hydrogelových čoček je ve struktuře větší podíl hydrogelové složky, což mohlo vést k tomu, že čočka dosáhla největšího poklesu.

9.5.3 Měření nošených čoček

V poslední části své experimentální části jsem se zabývala změnám parametrů kontaktních čoček při dehydrataci na nošených vzorcích. V tabulce č. 9.4 jsou sepsány použité vzorky. Tyto čočky jsem vyzkoušela sama na sobě. Parametry kontaktních čoček jsem změřila po vyndání z blistru a následně jsem čočky nosila po dobu 5 hodin a hodnoty znovu přeměřila. Měřila jsem změny průměru, zakřivení a hmotnost (ztrátu vody). Změny jsou vyobrazeny na obrázcích 9.16, 9.17 a 9.18.

Tabulka 9.4 Nošené kontaktní čočky

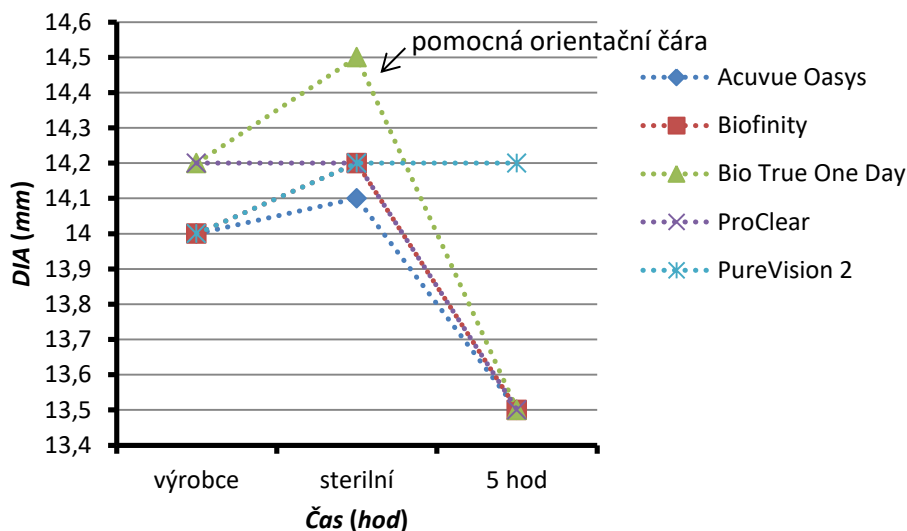
Typ čočky	Materiál	Optická mohutnost (D)	BC (mm)	DIA (mm)	H ₂ O (%)
Acuvue Oasys	Senofilcon A	-0,50	8,8	14,0	38
Biofinity	Comfilcon A	-0,50	8,6	14,0	48
BioTrue One day	Nesofilcon	-0,50	8,6	14,2	78
ProClear	Omafilcon B	-0,50	8,6	14,2	62
PureVision 2	Balafilcon A	-0,50	8,6	14,0	36



Obrázek 9.16 :Změna zakřivení nošených čoček

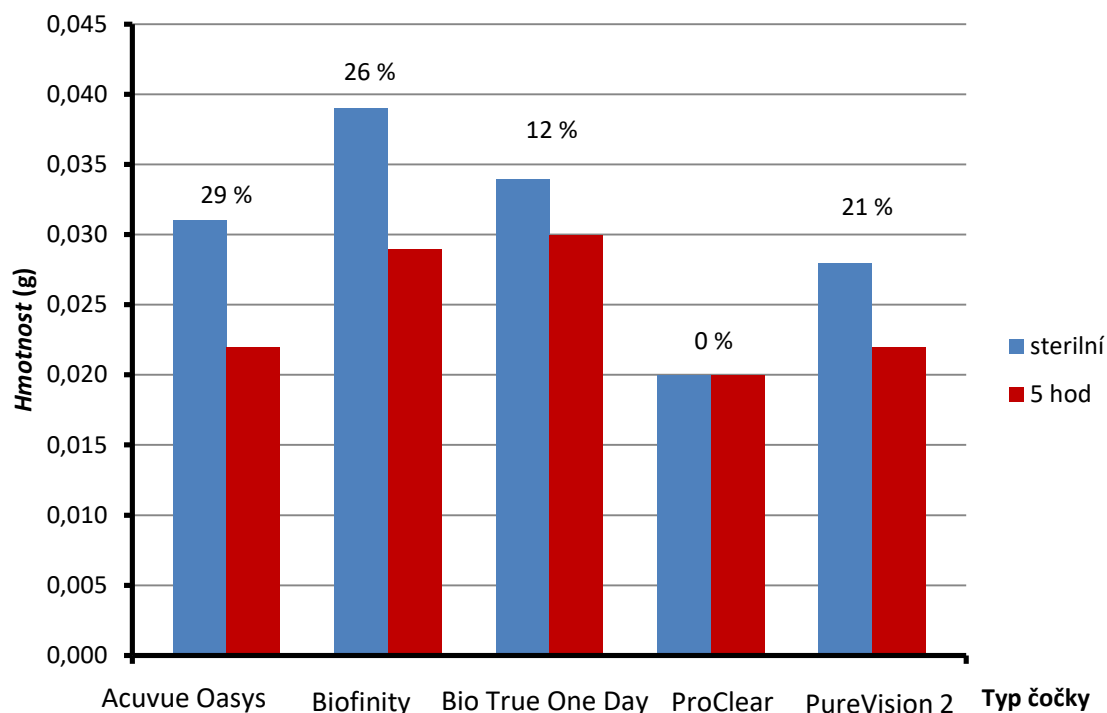
Největší změny po pěti hodinovém nošení dosáhla čočka Bio True One Day, u které byla zaznamenána změna zakřivení z 8,7 na 7,1 po následku dehydratace.

Na obrázku 9.17 je vyobrazena změna průměru kontaktních čoček nošených po dobu pěti hodin. Největší změnu je opět možné pozorovat u čoček Bio True One Day. Zatímco u čočky Acuvue Oasys se průměr v rámci pěti hodinového nošení nezměnil.



Obrázek 9.17 Změna průměru nošených čoček

Jako poslední jsem měřila ztrátu vody v čočkách. Hodnoty jsou zobrazeny na obrázku 9.18. Ohledně hmotnosti je největší pokles zaznamenan u čoček Acuvue Oasys, kdy se hmotnost čočky snížila o 29 %, ale u čoček ProClear zůstala hodnota hmotnosti nezměněná.



Obrázek 9.18 Změna hmotnosti nošených čoček

10 Diskuse

Ve své práci jsem sledovala změnu parametrů kontaktních čoček při dehydrataci jak u nošených, tak i nenošených čoček. Pro měření mě zajímaly parametry: průměr, zakřivení, tloušťka a hmotnost (obsah vody).

Jako s výchozími hodnotami jsem brala v úvahu své naměřené hodnoty, protože se ne vždy shodovaly s hodnotami udávaným výrobcem.

Jako první jsem pozorovala změnu parametrů při dehydrataci na vzduchu, kdy jsem čočky proměřovala po pěti a deseti minutách. Ve změně průměru nastala největší změna u hydrogelových čoček Dailies Aqua Comfort plus, kdy změna byla o 3,8 mm po deseti minutové dehydrataci. Jako další čočku s největší změnou můžu uvést hydrogelovou čočku Bio True One Day, které se změnil průměr o 3,4 mm. Tyto čočky měly ze všech zkoumaných vzorků největší obsah vody, tudíž by se dalo říct, že změna parametrů po dehydrataci závisí na obsahu vody v čočce. U ostatních čoček byla změna o 1-2 mm. Větší změny jsou pozorovatelné u hydrogelových čoček. Nejméně se změnil průměr u silikon-hydrogelových čoček Acuvue Oasys. U silikon-hydrogelových čoček se výrazný posun neukázal, čočky z tohoto materiálu nejsou tolik ovlivněny obsahem vody a některé čočky obsahují povrchovou vrstvu zabraňující odpařování vody.

U nošených čoček, u kterých jsem hodnoty měřila před aplikací a po aplikaci, po pěti hodinách, k výrazným změnám nedošlo. Hodnoty průměru po pětihodinové dehydrataci průměrně klesly o 1 mm, jen u čoček PureVision 2 nenastala žádná změna.

U měření hmotnosti po deseti minutách bylo naměřeno největší snížení hmotnosti u čoček Bio True One Day, u které nastalo snížení o 46 % a u čoček Dailies Aqua Comfort Plus, kde byla naměřena ztráta o 54 %. Oba vzorky obsahovaly vysoký obsah vody. Z toho se dá vyvodit, že čím větší obsah vody, tím větší osychání čočky. U ostatních čoček byl pokles hmotnosti průměrně o 29 %

Nošené čočky tak výrazné změny neprokázaly. U čočky Acuvue Oasys nastalo snížení po pěti hodinovém nošení o 29 %. U čoček ProClear dokonce žádná změna nenastala. Všechny ostatní čočky měly snížení hmotnosti v průměru o 19 %. Jelikož jsem všechny vzorky zkoumala na sobě, tak z hlediska komfortu mi nejméně vyhovovaly čočky Acuvue Oasys a

nejvíce ProClear, což i podle měření mohl mít za následek právě obsah vody a její odpařování během doby nošení.

11 Závěr

Úkolem mé práce bylo zjistit jaký má vliv dehydratace kontaktních čoček na jejich parametry. Podle studií a literatur, které jsem prostudovala, má dehydratace vliv na geometrické parametry. To znamená, čočka se ztenčuje, má menší průměr a poloměr křivosti. Snižuje se elasticita čočky, propustnost pro kyslík, smáčivost a zvyšuje se index lomu. Změnu některých těchto parametrů jsem zkoumala v experimentální části práce.

Z úvodu jsem se zabývala materiály, které se využívají pro výrobu kontaktních čoček, rozdělila je a popsala jejich výhody a nevýhody. V dalších kapitolách jsem se zabývala vlastnostmi čoček a jejich parametry. Rozepsala jsem metody, kterými se tyto parametry dají měřit. Na závěr jsem se věnovala jevu dehydratace a jejímu následnému vlivu na parametry kontaktních čoček.

Vliv dehydratace na vlastnosti kontaktních čoček se prokázal. Z výsledků měření je možné vidět, že během deseti minutové dehydratace na vzduchu, jsou čočky schopné ztratit až 54 % hmotnosti, což má za následek změnu průměru, poloměru zakřivení a dalších parametrů. Zatímco u čoček nošených, u kterých byl obměňován slzný film, docházelo k menšímu úbytku vody. Z hlediska materiálu se větší změny ukázaly u hydrogelových čoček. Změny mají samozřejmě vliv na komfort při samotném nošení čoček, a proto je důležité se o čočky správně starat a dodržovat interval výměn udávaným výrobcem.

Seznam použité literatury

- [1] MICHÁLEK, J., HOBZOVÁ, R., PŘÁDNÝ, M., DUŠKOVÁ, M. Hydrogels contact lenses In: *Biomedical Applications of Hydrogels Handbook*. New York: Springer, 2010. s. 303-315. ISBN 978-1-4419-5918-8.
- [2] WICHTERLE, O. *Způsob výroby kontaktních čoček z botnavých hydrogelů*. Vynálezce: Wichterle O. Přihl. 07.09.1963. MPT: B29d. Čís. patentu 132141. 15.04.1969. Úřad pro patenty a vynálezy ČSSR
- [3] WICHTERLE, O. *zpomínky*. Vyd. 3. (v Akademii 1.) Praha: Academia, 2005. 206 s. ISBN 80-200-1345-8.
- [4] TIMOTHY J. BOWDEN. *Contact lenses: the story : a history of the development of contact lenses*. Gravesend, Kent: Bower House, 2009. ISBN 9780955898105.
- [5] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [6] KRAUS, Hanuš. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-079-1.
- [7] EFRON, N., *Contact lens practice*, ed. 2, St. Louis, Mo.: Butterworth Heineman, 2010, 510 s., ISBN 978-070-2047-633
- [8] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Kontaktní čočky*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. ISBN 80-7013-387-2.
- [9] PMMA | Slovník pojmů | VašeČočky.cz. *Levné kontaktní čočky - 99 % variant produktů do 24 hodin u vás | VašeČočky.cz* [online]. Copyright © 2008 [cit. 06.01.2019]. Dostupné z: <https://www.vasecocky.cz/slovník-pojmu/pmma.html>
- [10] Kontaktní čočky – WikiSkripta. [online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Kontakt%C3%AD_%C4%8Do%C4%8Dky
- [11] POLÁŠEK, Jaroslav, ed. *Technický sborník oční optiky*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1974.
- [12] EFRON, Nathan, ed. *Contact lens practice*. Third edition. Edinburgh: Elsevier, 2018. ISBN 9780702066603.
- [13] Silikon-hydrogel versus hydrogel . *Kontaktní čočky - 99 % zboží skladem, 1800 výdejních míst* [online]. Copyright © 2019 Čočky [cit. 04.05.2019]. Dostupné z: <https://www.cocky-kontaktni.cz/informace/silikon-hydrogel-versus-hydrogel.html>

- [14] http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2018_01.pdf
- [15] N. EFRON: *Contact Lens Complications*. Ed. 2, Butterworth Heinemann, 2004, 256 s. ISBN: 0750655348.
- [16] DANIELS, Ken. *Contact lenses*. Thorofare, NJ: Slack, c1999. ISBN 1-55642-345-4.
- [17] DOUTHWAITE, W. *Contact lens optics and lens design*. 3rd ed. New York: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2006, x, 420 p., [11] p. of plates. ISBN 978-075-0688-796.
- [18] MORAVCOVÁ, Veronika. *Přístroje na měření a kontrolu kvality kontaktních čoček*. Brno, 2015. Bakalářská. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Mgr. Sylvie Petrová
- [19] BARON, Heinz. *Kontaktlinsen: Lehrbuch und Leitfaden*. Heidelberg: Optische Fachveroeffentlichung GmbH, 1991, 985 s. ISBN 39-222-6905-2.
- [20] PETROVÁ, Sylvie, Zdeňka MAŠKOVÁ a Tomáš JUREČKA. *Základy aplikace kontaktních čoček*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2008. ISBN 978-80-7013-470-2.
- [21] POCHYLÁ, Ivana. *Přístroje na měření poloměru křivosti optických ploch, brýlových skel a kontaktních čoček*. Brno, 2014. Bakalářská. Masarykova univerzita. Vedoucí práce doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.
- [22] OPTIMEC LIMITED. *Soft contact lens dimension analyser model JCF:operating instructions*. England
- [23] OPTIMEC LIMITED. *The New JCM: soft contact lens measurement and inspection*. England.
- [24] JCM | Optimec | Soft Contact Lens Inspection Instruments. *Optimec / Soft Contact Lens Inspection Instruments* [online]. Copyright © 2016 Optimec Limited [cit. 06.01.2019]. Dostupné z: <http://www.optimec.com/products/jcm/>
- [25] JCF | Optimec | Soft Contact Lens Inspection Instruments. *Optimec / Soft Contact Lens Inspection Instruments* [online]. Copyright © 2016 Optimec Limited [cit. 06.01.2019]. Dostupné z: <http://www.optimec.com/products/jcf/>
- [26] Dehydratace kontaktních čoček | Čočky-kontaktní.cz . *Kontaktní čočky - 99 % zboží skladem, 1800 výdejních míst* [online]. Copyright © 2019 Čočky [cit. 06.01.2019]. Dostupné z: <https://www.cocky-kontaktni.cz/slovník/dehydratace-kontaktnich-cocek.html>
- [27] K. KRYSZTOFIAK, A. SZYCZEWSKI: Study of dehydration and water states in new and worn soft contact lens materials. *OPTICA APPLICATA*, 2014, vol. 44, no. 2, ss. 237-250. ISSN: 0078-5466.

[28]Dehydratace kontaktních čoček | Slovník pojmů | VašeČočky.cz. *Levné kontaktní čočky - 99 % variant produktů do 24 hodin u vás | VašeČočky.cz* [online]. Copyright © 2008 [cit. 10.01.2019]. Dostupné z: <https://www.vasecocky.cz/slovník-pojmu/dehydratace-kontaktnich-cocek.html>

[29]MÜLLER-TREIBER, Hrsg. A. Hydrogele Kontaktlinsen – Anpassung und Qualitätskontrolle. In: MÜLLER-TREIBER, Hrsg. A. *Kontaktlinsen Know-How*. 3. Aufl. Heidelberg: DOZ, 2006. s. 267-275. ISBN 978-394-2873-178.

[30]MANDELL, Robert B. *Contact lens practice: hard and flexible lenses*. 2d ed. Springfield, Ill.: Thomas, xv, 819 p. ISBN 03-980-3059-6.

[31]FILDERMAN, IRVING P. a PAUL F. WHITE. *Contact Lens Practice and Patient Management*. first edition. Chilton book company, 1969. ISBN 10.1097/00006324-196909000-00016.

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
D_K	barrer	Permeabilita, propustnost pro kyslík
D_K/L	barrer	Transmisibilita, propustnost pro kyslík vtažená k tloušťce čočky
T_g	°C	Teplota skelného přechodu
n	-	Index lomu
σ	MPa	Napětí
ε	%	Relativní prodloužení
E	MPa	Modul pružnosti
l	mm	Délka po prodloužení
l_0	mm	Původní délka materiálu
m_b	kg	Hmotnost kontaktní čočky v hydratovaném stavu
m_s	kg	Hmotnost kontaktní čočky v suchém stavu
c	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla ve vakuu
v	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla prostředí
BC	mm	Base Curve (zakřivení)
DIA	mm	Diametr (průměr)

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
PMMA	Polymethylmethakrylát
HEMA	2-hydroxymethylmethakrylát
RGP	Rigid gas permeable (čočky pro plyny propustné)
KČ	Kontaktní čočka
ACLM	Americká asociace výrobců kontaktních čoček
CAB	Acetobutyrát celulozy
FDA	Food and Drug Administration
FILCON	Měkké materiály pro kontaktní čočky dle ACLM
FOCON	Tvrdé materiály pro kontaktní čočky dle ACLM
BCOR	Back corneal optical radius

Seznam obrázků

Obrázek 9.1 Laboratorní váha [vlastní fotoarchiv]	29
Obrázek 9.2 Tloušťkoměr [vlastní fotoarchiv]	29
Obrázek 9.3 Analyzátor kontaktních čoček [vlastní fotoarchiv]	30
Obrázek 9.4 Měření průměru kontaktní čočky [vlastní fotoarchiv]	31
Obrázek 9.5 Měření zakřivení kontaktní čočky [vlastní fotoarchiv]	31
Obrázek 9.6 Změny průměru hydrogelových čoček 1 Day Acuvue Moist a silikonhydrogelových čoček Acuvue Oasys	33
Obrázek 9.7 Změna zakřivení čoček Acuvue Oasys a 1 Day Acuvue Moist	34
Obrázek 9.8 Změna průměru čoček Soflens 59 a PureVision	34
Obrázek 9.9 Změna průměru čočky BioTrue One Day	35
Obrázek 9.10 Změna průměru čočky Dailies Aqua Comfort Plus	35
Obrázek 9.11 Porovnání změn průměru silikonhydrogelových čoček všech generací	36
Obrázek 9.12 Změna hmotnosti čoček od firmy J a J	37
Obrázek 9.13 Změna hmotnosti čoček od firmy B a L	38
Obrázek 9.14 Změna hmotnosti čoček od firmy Alcon	38
Obrázek 9.15 Změna hmotnosti silikonhydrogelových čoček všech generací	39
Obrázek 9.16 Změna zakřivení nošených čoček	40
Obrázek 9.17 Změna průměru nošených čoček	41
Obrázek 9.18 Změna hmotnosti nošených čoček	41

Seznam tabulek

Tabulka 4.1 Rozmezí hodnot D_k pro jednotlivé skupiny materiálu.....	15
Tabulka 9.1 Kontaktní čočky od firmy Johnson and Johnson.....	27
Tabulka 9.2 Kontaktní čočky od firmy Bausch and Lomb.....	28
Tabulka 9.3 Kontaktní čočky od firmy Alcon.....	28
Tabulka 9.4 Nošené kontaktní čočky	40