

Terhi Veijanen

Mukautumiskykyiset keinomykiöt ja ikänäön korjaaminen

Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Elektroniikan laitos

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytteenä tarkastettavaksi
diplomi-insinöörin tutkintoa varten Espoossa 10.05.2010

Työn valvoja:

Prof. Mervi Paulasto-Kröckel

Työn ohjaaja:

TkT Markus Turunen



**Aalto-yliopisto
Teknillinen korkeakoulu**

AALTO-YLIOPISTO
TEKNILLINEN KORKEAKOULU

DIPLOMITYÖN
TIIVISTELMÄ

Tekijä: Terhi Veijanen		
Työn nimi: Mukautumiskykyiset keinomykiöt ja ikänäön korjaaminen		
Päivämäärä: 10.05.2010	Kieli: Suomi	Sivumäärä: 9 + 113
Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta		
Elektroniikan laitos		
Professori: Bioadaptiivinen tekniikka		Koodi: S-113
Valvoja: Prof. Mervi Paulasto-Kröckel		
Ohjaaja: TkT Markus Turunen		
<p>Hyvän toiminnallisen näkökyvyn palauttaminen ikänäöstä kärsiville ja kaihielikkauksen läpikäyneille potilaille on edelleen saavuttamatta. Tämän ongelman korjaamiseksi on esitetty useita erilaisia ratkaisumalleja. Yksi kaihi- ja taittovirhekirurgian alan keskeisimmistä kehityssuuntauksista nykypäivänä on mukautumiskykyisten keinomykiöiden kehittäminen. Jos tällainen keinomykiö saataisiin kehitettyä kaikin puolin toimivaksi, ratkaisisi se alan suurimman ongelman toiminnallisen näkökyvyn palauttajana ja sillä olisi myös suuri merkitys kansanterveydellisesti. Tässä kirjallisuustyönä laaditussa diplomityössä käsitellään näitä mukautumiskykyisiä keinomykiöitä. Työssä esitellään eri kehitysvaiheissa olevia kirjallisuudessa esiintyviä keinomykiömalleja sekä näiden potentiaalia kehittyä ikänäön korjaaviksi teknologioiksi. Lisäksi käsitellään kilpailevia ratkaisuja ikänäön korjaamiseksi sekä muita alalla esiintyviä vielä ratkaistavia ongelmia, jotka vaikuttavat myös mukautumiskykyisten keinomykiöiden kehitykseen. Näitä ongelmia ovat muunmuassa jälkikaihien muodostuminen sekä silmän ominaisuuksien mittausten menetelmissä olevat puutteet ja epätarkkuudet. Nykyiset markkinoilla olevat mukautumiskykyiset keinomykiöt ovat osoittautuneet pääsääntöisesti toimimattomiksi objektiivisissa mittauksissa. Subjektivisten mittaustulosten mukaan ne pystyvät kuitenkin tuottamaan potilaalle paremman lähinäön kyvyn kuin tavalliset keinomykiöt. Tulevaisuudessa keinomykiöiden painopiste siirtynee mukautumiskykyisten keinomykiöiden suuntaan sitä mukaa, kun teknologiat paranevat ja ongelmakohtia saadaan ratkaistua.</p>		
Avainsanat: IOL, mukautumiskykyinen keinomykiö, akkommodatiivinen intraokulaarilinssi, ikänäkö, ikänäön korjaaminen		

AALTO UNIVERSITY
SCHOOL OF SCIENCE AND TECHNOLOGY

ABSTRACT OF THE
MASTER'S THESIS

Author: Terhi Veijanen		
Title: Accommodating intraocular lenses and presbyopia correction		
Date: 10.05.2010	Language: Finnish	Number of Pages: 9 + 113
Faculty of Electronics, Communications and Automation		
Department of Electronics		
Professorship: Bioadaptive Technology		Code: S-113
Supervisor: Prof. Mervi Paulasto-Kröckel		
Instructor: Markus Turunen		
<p>The ultimate goal in the field of cataract and refractive surgery is to find a patient-satisfying solution to restore the accommodation of the eye. This solution would enable the correction of presbyopia and the restoration of accommodation after cataract surgery. Several approaches have been proposed to restore accommodation but so far the problem has not been solved well enough. One of the trends in the field is the development of an accommodating intraocular lens. If such a lens was functioning properly, the ultimate goal would be achieved. The solution would possibly have high impact on national health, too. This thesis deals with these accommodating intraocular lenses and their state of development. Their potential to develop into presbyopia-correcting intraocular lenses is also discussed. Furthermore, other problems in the field are discussed, since they have a remarkable effect on the development of accommodating intraocular lenses, too. These other problems include, for example, the formation of posterior capsule opacification and problems with the inaccuracies and methodologies of the eye measuring devices. Accommodating intraocular lenses on the market at present have proven to be mostly non-functional, when the accommodative response was measured objectively. Anyhow, when subjective measuring methods were used, the average near visual acuity of the patients was better compared to that measured from the patients with regular intraocular lenses. In the future the focus of the use of intraocular lenses seems to move toward the use of accommodating intraocular lenses as technologies grow better and above mentioned problems will be solved.</p>		
Keywords: IOL, accommodating intraocular lens, accommodative intraocular lens, presbyopia, presbyopia-correcting IOLs		

Sisältö

1.	Johdanto.....	1
2.	Keinomykiöiden historiaa	4
3.	Silmän anatomiaa ja fysiologiaa	6
3.1.	Sarveiskalvo ja kovakalvo.....	7
3.2.	Värikalvo, mustuainen, sädekehä ja suonikalvo.....	8
3.3.	Verkkokalvo	9
3.4.	Mykiö	10
3.5.	Lasiainen ja etummainen ontelo.....	11
3.6.	Näköjärjestelmä	12
3.6.1.	Valon taittuminen silmässä	12
3.6.2.	Silmän akkommodaatio	14
3.6.3.	Pseudoakkommodaatio	16
3.7.	Harmaakaihi.....	17
3.7.1.	Vanhuudenkaihi	17
3.7.2.	Harmaakaihen hoito ja leikkaustekniikat.....	19
3.7.3.	Jälkikaihi ja sen hoito	22
4.	Silmän taittovirheet	23
4.1.	Kaukotaittoisuus	23
4.2.	Likitaittoisuus.....	23
4.3.	Hajataittoisuus	24
4.4.	Ikänäkö	25
4.5.	Taittovirheiden korjaaminen.....	27
4.6.	Afaakkisen silmän taittovirhekorjaus.....	32
4.7.	Linssivirheet	33
4.8.	Yhteenvedo silmän taittovirheistä.....	36
5.	Silmän ominaisuuksien mittaaminen	38
5.1.	Näöntarkkuuden tutkiminen	39
5.2.	Kontrastiherkkyden tutkiminen.....	41
5.3.	Biometria	43
5.3.1.	Ultraäänitutkimus.....	44
5.3.2.	Optinen biometria	45
5.3.3.	Keratometria	46
5.3.4.	Keinomykiön taittovoimakkuuden laskeminen	47
5.4.	Potilaan soveltuvuus ikänäön korjaavaan leikkaukseen.....	51
6.	Keinomykiöiden rakenne ja materiaalit	52
6.1.	Jäykkä akryylipolymeeri.....	53
6.2.	Silikoni	54
6.3.	Hydrofobinen pehmeä akryylipolymeeri.....	54
6.4.	Hydrofiilinen pehmeä akryylipolymeeri.....	55
6.5.	Materiaalin muokkaus ja muotoilu.....	55
7.	Yksipolttopisteiset ja monipolttopisteiset keinomykiöt.....	57
7.1.	Yksipolttopisteiset keinomykiöt.....	57
7.2.	Monipolttopisteiset keinomykiöt	59
7.2.1.	AcrySof ReSTOR	61

7.2.2.	Tecnis.....	62
8.	Mukautumiskykyisiä keinomykiömalleja	64
8.1.	Passiiviseen siirtymään perustuvat yhden optiikan mallit.....	65
8.1.1.	1CU akkommodatiivinen IOL	65
8.1.2.	Crystalens IOL	66
8.1.3.	BioComfold	68
8.1.4.	Tetraflex.....	69
8.2.	Passiiviseen siirtymiseen perustuvien mallien kliinisistä tuloksista.....	70
8.3.	Aktiiviseen siirtymiseen perustuvat yhden optiikan mallit.....	73
8.4.	Kahden optiikan mallit.....	75
8.4.1.	Visiogen Synchrony.....	76
8.4.2.	Sarfarazi EAIOL	78
8.5.	Kapselipussin täyttävät mallit	80
8.5.1.	SmartIOL	80
8.5.2.	Nishin kehittelemiä kapselipussin täyttäviä malleja.....	82
8.6.	NuLens	85
8.7.	FlexOptic.....	89
8.8.	FluidVision	89
8.9.	LiquiLens.....	90
9.	Keinomykiöiden säädettävyys postoperatiivisesti	91
9.1.	Invasiiviset menetelmät	92
9.2.	Valolla muokattava IOL	92
9.3.	Magneettisesti muokattava IOL	94
10.	Aivojen adaptiivisuus	96
11.	Yhteenveto ja tulevaisuuden näkymät	98
12.	Lähteet.....	106

Lyhenteet ja käsitteet

Lyhenteet

ACD	silmän etukammion syvyys (engl. anterior chamber depth)
ACO	kapselipussin etukalvon samentuma (engl. anterior capsule opacification)
AMD	vanhuuden silmänpohjan keskeinen rappeuma (engl. age-related macula degeneration)
BCDVA	paras korjattu kaukonäön tarkkuus (engl. best corrected distance visual acuity)
CNVA	korjattu lähinön tarkkuus (engl. corrected near visual acuity)
DCNVA	kaukonäkökorjattu lähinään tarkkuus (engl. distance-corrected near visual acuity)
FDA	Yhdysvaltain elintarvike- ja lääkevirasto, Food and Drug Administration
HEMA	hydroksietyylimetakrylaatti
ILO	linssienvälinen samentuma (engl. interlenticular opacification)
IOL	intraokulaarilinssi, keinomykiö
aIOL	akkommodatiivinen intraokulaarilinssi
mIOL	monipolttopisteinen intraokulaarilinssi
pIOL	faakkinen intraokulaarilinssi, silmänsisäinen piilolinssi
LAL	valolla säädettävä keinomykiö (engl. light adjustable lens)
LASEK	laser-assisted sub-epithelial keratomileusis, sarveiskalvon muodon muokkaamismenetelmä
LASIK	laser-assisted in-situ keratomileusis, sarveiskalvon muodon muokkausmenetelmä
LEC	mykiön epiteelisolut (engl. lens epithelial cells)
Nd:YAG	neodyymirikastettu yttrium-alumiini-granaatti-laser
PCO	kapselipussin takakalvon samentuminen (engl. posterior capsule opacification)
PMMA	polymetyylimetakrylaatti

PRK	fotorefraktiivinen keratektomia (engl. photorefractive keratectomy)
PTK	terapeuttinen fotoablaatio (engl. phototherapeutic keratectomy)
RCT	kontrolloitu satunnaistutkimus (engl. randomized controlled trial)
RK	radiaalinen keratotomia (engl. radial keratotomy)
SEM	scanning electron microscope
UNVA	korjaamaton lähinäön tarkkuus (engl. uncorrected near visual acuity)

Käsitteet

Adaptiivisuus	sopeutumiskyky
Afaakkinen	silmä, josta mykiö puuttuu
Apodisaatio	Linssin erikoishionta, jossa diffraktiivisten portaiden korkeus madaltuu asteittaisesti
Akkommodaatio	yleisesti mukautuminen, mukautus, silmän tapauksessa kyky tarkentaa katse eri etäisyyksille
Aniseikonia	potilaan aistima tila, jossa oikean ja vasemman silmän verkkokalvoille muodostuvat kuvat ovat erikokoiset
Anteriorinen	etupuolella oleva
Astenopia	silmien väsyminen tai rasittuminen, joka ilmaantuu liian pitkään lähityötä tehdessä
Astigmatismi	hajataitaisuus
Aberraatio	optinen vääristymä
Autonomiset refleksit	tahdosta riippumattomat heijasteet
Emmetropia	normaalitaitaisuus, silmän taittamat valonsäteet leikkaavat toisensa verkkokalvolla
Endoteeli	yhdestä solukerroksesta koostuva epiteeli
Epiteeli	kehon pintoja päällystävä verisuoneton kerros, joka muodostuu toisiinsa tiiviisti painautuneista epiteelisoluista
Faakkinen	luonnollisen mykiön sisältävä silmä
Fakoemulsifikaatio	kaihin poisto ultraäänitaajuudella värähtelevää neulaa käyttäen

Fibroblasti	sidekudoksessa esiintyvä solutyyppe, jonka tehtävänä on muodostaa sidekudoksen proteiineja
Fibroosi	tiivin sidekudoksen muotoutuminen muun kudoksen tilalle, arpeutuminen
Fotoinitiaattori	eräänlainen katalyytti, joka aloittaa reaktion absorboimalla UV-valoa ja jakautumalla radikaaleiksi. Radikaalit aloittavat polymerisaatioreaktion
Fotoreaktiivinen	valoherkkä
Haptiikka	keinomykiöissä käytetty uloke, joka kiinnittää keinomykiön esimerkiksi kapselipussiin tai sädekehään, ”käsi”, käytetään silmäkirurgian alalla tässä merkityksessä
Hyperopia	kaukotaittoisuus, silmän taittovoima on liian pieni silmän pituuteen verrattuna eli polttopiste on verkkokalvon takana
Kapsulorreksis	Mykiön kapselipussiin tehtävä pyöreä aukko, josta kaihi poistetaan ja IOL implantoidaan
Keratometria	sarveiskalvon kaarevuuden mittaus
Kliininen tutkimus	lääketieteellinen tutkimus, jossa tutkitaan lääketieteellisen laitteen tai lääkkeen turvallisuutta ja toimintaa koehenkilöitä käyttäen (clinical trial)
Kollageeni	tukikudoksessa suuressa määrin esiintyvä säiemäinen proteiini, jonka tehtävänä on antaa kudokselle kestävyyttä
Kromofori	valoa absorvoiva hiukkanen
Laserinterferometria	valon interferenssiin perustuva etäisyyden mittaus
Metabolia	aineenvaihdunta
Monofokaalinen	yksipolttopisteinen, esim. tavallinen linssi
Monovisio	tila, jossa toinen silmä on korjattu näkemään lähelle ja toinen kauas
Multifokaalinen	monipolttopisteinen, monta eri taittovoima-aluetta sisältävä
Myopia	likitaittoisuus, silmän taittovoima on liian suuri silmän pituuteen verrattuna eli polttopiste jää verkkokalvon etupuolelle
Neuroni	hermosolu

Oftalmologia	silmätautioppi
Pilokarpiini	lihassolujen muskariinireseptoreita stimuloiva lääkeaine, joka aiheuttaa silmään laitettuna sädekehän lihasten supistumisen
Plastisuus	muokkautuvuus
Posteriorinen	takapuolella oleva
Presbyopia	ikänäkö, silmä akkommodatiokyvyn heikentyminen ikääntymisen vaikutuksesta
Proteiinin denaturoituminen	proteiinin rakenteiden tuhoutuminen
Pseudoakkommodaatio	muusta kuin varsinaisesta akkommodaatiomekanismista johtuva kyky tarkentaa katse eri etäisyyksille
Pseudofaakkinen	silmä, jossa mykiö on korvattu keinomykiöllä
Reseptorisolu	aistinsolu
Satunnaistutkimus	kliininen tutkimus, jossa koehenkilöt jaetaan satunnaisesti testiryhmään ja kontrolliryhmään
Sokkotesti	testi, jossa koehenkilö ei tiedä kaikkea informaatiota, esim. annetaanko hänelle tutkittavaa lääkettä/plasedoa, tuplasokkotestissä tutkijalla ei potilaan lisäksi ole tätä informaatiota ennen tulosten analysointia
Toorinen linssi	linssi, joka on suunniteltu korjaamaan taittovirheen lisäksi silmän hajataittoa
Uveiitti	silmän keskikalvon tulehdus

1. Johdanto

Yksi nykypäivän haastavimmista tehtävistä silmäkirurgian alalla on hyvän toiminnallisen näkökyvyn palauttaminen potilaalle, jonka oma luonnollinen mykiö on poistettu. Yleisin syy mykiön poistamiseen on kaihileikkaus vanhuudenkaihen muodostumisen takia. Leikkauksen yhteydessä silmään asennetaan sen luonnollisen mykiön tilalle keinomykiö eli intraokulaarilinssi (lyhenne IOL), joka on polymeeristä valmistettu linssin sisältävä rakenne. Linssin on tarkoitus korvata poistetun mykiön taittovoimaosuus silmän kokonaistaittovoimasta. [1]

Mykiön toisena tehtävänä silmässä on muuttaa taittovoimaansa katseluetäisyyden mukaiseksi. Tätä kutsutaan akkommodaatioksi eli silmän mukautumiskyvyksi. Akkommodaatio mahdollistaa ihmisen toiminnallisen näkökyvyn. Esimerkiksi lehdenluku, TV:n katselu ja maiseman ihaileminen ovat mahdollisia emmetrooppisilla eli normaalisti valo taittavilla silmillä ilman ongelmia. Kaihileikkauksen yhteydessä luonnollinen akkommodaatiokyky menetetään. Nykypäivänä kaihileikkauksessa silmään implantoidaan lähes aina tavallinen keinomykiö, joka ei pääsääntöisesti mahdollista silmän toiminnallista näkökykyä. Myös ihmisen vanhetessa akkommodaatiokyky heikentyy vähitellen, minkä seurauksena lähinäkö huononee ja lehdenluku vaikeutuu. Ilmiötä kutsutaan presbyopiaksi eli ikänäköksi ja se alkaa ilmaantua vähitellen 40 ikävuoden jälkeen. [1]

Silmän toiminnallisen näkökyvyn palauttamiseksi on esitetty useita erilaisia ratkaisuja. Yksi moderneista kehitellyistä menetelmistä on mykiön luonnollisen akkommodaation jäljitteleminen eli silmän kokonaistaittovoimaa pyritään muuttamaan katseluetäisyyden mukaisesti. Tähän menetelmään perustuvia ratkaisuja kutsutaan mukautumiskykyisiksi tai akkommodatiivisiksi keinomykiöiksi. [2]

Väestön ikääntyessä sekä presbyooppisten että kaihea sairastavien ihmisten määrä kasvaa jatkuvasti, joten ikänäkö ja kaihi ovat kansanterveydellisesti yhä merkittävämpiä ongelmia. Kaihileikkausten määrä onkin jatkuvasti noususuunnassa [3]. Eläkeiän nous-

nessa ja töiden muuttuessa enenevässä määrin päätetyöskentelyksi ikänäkö on kasvava ongelma myös kansantaloudellisesti. Akkommodatiivisten keinomykiöiden kehittämällä pyritään vastaamaan laajassa mittakaavassa juuri näihin ongelmiin. Yksilötasolla niiden tarkoituksena on parantaa potilastyytyväisyyttä ja ennen kaikkea potilaan elämänlaatua ja toimintakykyä. [1]

Tämän kirjallisuustutkimuksena laaditun diplomityön päätavoitteena on luoda katsaus mukautumiskykyisten keinomykiöiden kehitykseen. Työhön on koottu kaihi- ja taittovirhekirurgian alan kirjallisuudessa esiintyviä erilaisia mukautumiskykyisiä keinomykiömalleja. Käytetty aineisto on kerätty pääasiassa yhdysvaltalaisista julkaisuista. Työssä esitellään markkinoilla olevia, eri kehitysvaiheissa olevia sekä vasta ideatasolla olevia mukautumiskykyisiä keinomykiöitä ja tarkastellaan kriittisesti näiden akkommodaationtuottamiskykyä sekä kehitysvaihetta ja potentiaalia kehittyä akkommodaatiokyvyn palauttavaksi teknologiaksi. Lisäksi työssä käsitellään kilpailevia ratkaisuja ikänäön korjaamiseksi sekä alan muita vielä ratkaistavia ongelmakohtia.

Toiminnallisen näkökyvyn palauttamisen lisäksi kaihi- ja taittovirhekirurgian alalla suurina ratkaistavina ongelmina ovat edelleen kaihen muodostuminen uudelleen leikkauksen jälkeen (jälkikaihi) sekä keinomykiön tarvittavan taittovoimakkuuden laskeminen tarkasti ennen leikkausta. Tässä työssä esitellään myös näitä seikkoja, sillä ne täytyy ratkaista ennen kuin akkommodatiivisesta keinomykiöstä voi tulla standardinomaisesti käytetty implantti. Jälkikaihen minimoimista on yritetty ratkaista materiaalivalinnoilla, materiaalin muotoilulla ja materiaalin pintarakenteen muokkauksella. Jos toimiva, potilaalle turvallinen, materiaaliominaisuuksiltaan pitkäikäinen, jälkikaihen muodostumista estävä ja ennen kaikkea helposti implantoitava ja valmistuskustannuksiltaan edullinen akkommodatiivinen keinomykiö saadaan kehitettyä, sillä lienee valtava merkitys ja potentiaali taloudellisesti.

Luvussa 2 käsitellään yleisesti keinomykiöiden historiaa. Luvussa 3 käsitellään silmän anatomiaa ja fysiologiaa. Ensin käydään läpi silmän rakenteita pohjatiedonomaaisesti. Tämän jälkeen syvennytään näköjärjestelmän niihin osiin, jotka ovat työn ymmärtämi-

sen kannalta keskeisiä. Luvun 3 lopussa käsitellään silmän sairauksista harmaakaihea ja sen hoitomuotoja, joihin keinomykiön implantointi kuuluu. Taittovirheitä ja niiden korjaamista käsitellään luvussa 4. Luvussa syvennyttään myös työn kannalta keskeiseen toiminnalliseen taittovirheeseen, ikänäköön.

Silmän ominaisuuksien mittaaminen ennen leikkausta on tärkeää leikkauksen onnistumisen kannalta, sillä implantoitavan keinomykiön taittovoimakkuus määritetään näiden ominaisuuksien perusteella. Keinomykiön taittovoimakkuuden laskemiseen tarvitaan myös hienostuneita uuden sukupolven laskentakaavoja, joissa otetaan huomioon useita eri muuttujia. Edellä mainittuja asioita käsitellään luvussa 5. Luvussa 6 käsitellään keinomykiöiden rakennetta ja käytettyjä materiaaleja. Luvussa käsitellään myös jälkikaihen minimoimiseen kehitettyjä ratkaisuja. Luvussa 7 esitellään muita kehitettyjä keinomykiötyyppejä, joista osa tarjoaa myös ratkaisuja toiminnallisen näkökyvyn palauttamiseen. Luvussa 8 esitellään erilaisia mukautumiskykyisiä keinomykiömalleja edellä kuvatun mukaisesti.

Työn loppupuolella käsitellään koko kaihi- ja taittovirhekirurgian alan nykypäivän kehityssuuntia, jotka vaikuttavat myös mukautumiskykyisten keinomykiöiden kehitykseen. Luvussa 9 käsitellään keinomykiöiden taittovoiman säädettävyyttä postoperatiivisesti ja luvussa 10 aivojen adaptiivisuutta näköjärjestelmän osalta. Lopuksi luvussa 11 pohditaan kaihi- ja taittovirhekirurgian alan tulevaisuuden näkymiä ja kehityskohteita.

2. Keinomykiöiden historiaa

Sir Harold Ridley asensi ensimmäisen keinomykiön ihmissilmään vuonna 1949. Tarkoituksena oli parantaa kaihileikkauksen jälkeistä näkökykyä. Leikkaus raportoitiin onnistuneeksi, vaikka silmässä olikin 20 diopteria taittovirhettä leikkauksen jälkeen. Ridleyn asentama keinomykiö jäljitteli silmän luonnollisen mykiön muotoa oftalmologian alan uranuurtajan Alvar Gullstrandin kehittämän silmän skemaattisen mallin mukaisesti. Materiaalin taitekertoimen eroa alkuperäisen mykiön taitekertoimeen ei ollut kuitenkaan otettu huomioon. Aiemmin kaihileikkauksissa poistettiin potilaan luonnollinen mykiö, mutta tilalle ei laitettu minkäänlaista korvaavaa linssiä. Näin ollen linssin asentaminen silmään poistetun mykiön tilalle oli huomattava parannus. Mykiön poisto vähensi näkökykyä heikentäviä samentumia, mutta potilaan täytyi leikkauksen jälkeen käyttää jatkuvasti paksuja kaihilaseja nähdäkseen. Ilman laseja potilas oli käytännössä sokea. Keinomykiön asennus oli ensimmäinen merkittävä saavutus näkökyvyn palauttamisen kannalta. Seuraava suuri saavutus oli excimer-laserin käyttöönotto sarveiskalvon paksuuden ja kaarevuuden muokkaukseen 1980-luvulla. Nykyajan haasteena on kehittää ratkaisu ikänäön korjaamiseksi. [4][5][6]

Yleisimmin nykyaikaisen kaihileikkauksen yhteydessä silmään asennetaan keinomykiö, jonka avulla potilas näkee selvästi kauas, mutta tarvitsee silmälasit sekä lähi- että keskietäisyydelle katsottaessa. Silmän mukautumiskyky siis menetetään leikkauksen yhteydessä. Leikkauksen jälkeistä näkökykyä on yritetty monipuolistaa muun muassa asentamalla potilaan toiseen silmään keinomykiö, jonka avulla näkee lähelle, ja toiseen silmään keinomykiö kaukonäköä varten. Tässä ratkaisussa kuitenkin lähinäkö saavutetaan kaukonäön kustannuksella. Ongelmia tuottavat myös erot eri silmien taittokyvissä. Sopeutuminen vie viikoista kuukausiin ja jotkut potilaat eivät pysty sopeutumaan tilanteeseen lainkaan.[4]

Edellistä hienostuneempi ratkaisu on monipolttopisteisten eli multifokaalisten keinomykiöiden käyttö. Tämän tyyppiset linssit keksittiin pari vuosikymmentä sitten. Mallin op-

tiikka sisältää erillisiä alueita, joiden polttopisteet ovat eri etäisyyksillä. Näin potilas pystyy teoriassa tarkentamaan katseensa lähelle, keskietäisyydelle sekä kauas. Suurimpana ongelmana mallissa on kuitenkin valon jakautuminen eri polttopisteille, mikä aiheuttaa kontrastiherkkyuden alenemista. Multifokaalisia keinomykiöitä käsitellään tarkemmin luvussa 7.2. [4][7]

Lääkäri J. Stuart Cumming huomasi 1980-luvun lopulla, että jotkut potilaat, joille oli asennettu silikonisilla kiinnitysmekanismeilla varustetut keinomykiöt, pystyivät lukemaan hyvin ilman silmälaseja. Osittain tämä voitiin selittää pseudoakkommodaatiolla eli silmän sekundäärisillä keinoilla mukautua katseluetäisyyden vaihteluun. Ilmiötä tutkiessaan Cumming kuitenkin huomasi, että keinomykiö siirtyi lähelle katsottaessa aksiaalisuunnassa keskimäärin 0,7 millimetriä. Tästä lähti liikkeelle ajatus siitä, että myös keinomykiöllä pystyttäisiin saamaan aikaan silmän akkommodoituvuutta eli potilaan ikänäköä pystyttäisiin hoitamaan. 1990-luvun alusta eteenpäin Cumming kehitteli useita erilaisia linssimalleja, joiden ominaisuuksia tutkittiin Saksassa tarkasti. Nykyään erilaisia mukautumiskykyisiä keinomykiömalleja kehitellään aktiivisesti useassa eri yhtiössä ja yliopistossa. [4][8]

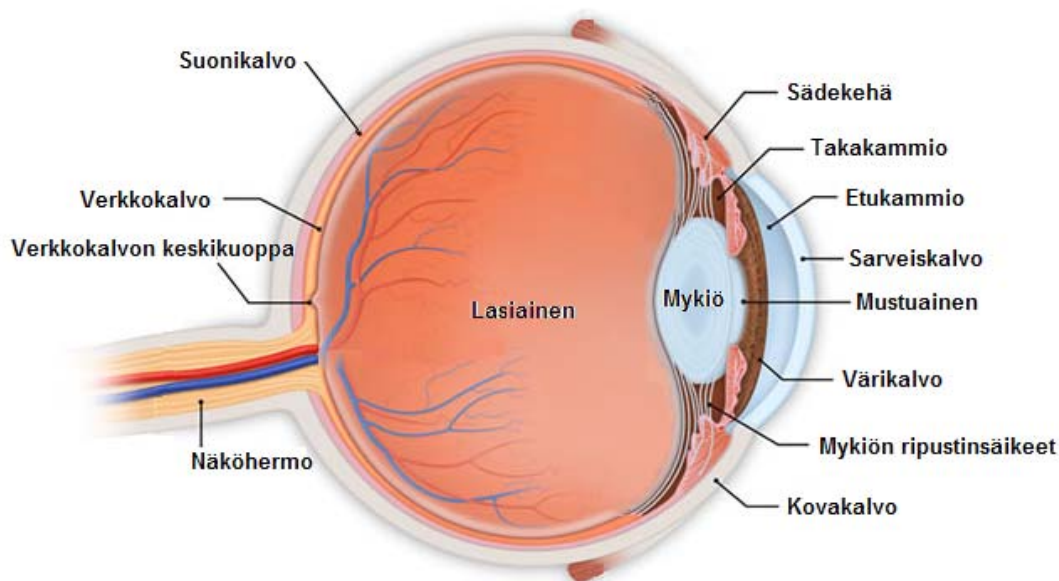
Monissa asioissa on edistytty paljon viimeisten vuosikymmenten aikana. Nykyaikaisessa leikkauksessa käytetään pienen viillon menetelmää leikkauksesta toipumisen nopeuttamiseksi. Pienen viillon leikkauksesta potilas voi toipua tunneissa verrattuna entiseen päivien tai viikkojen toipumisaikaan. Pieni viilto vaatii asennettavalta keinomykiöltä rullautuvuutta tai taitettavuutta. Melkein kaikki nykyään implantoidut keinomykiöt ovat tällaisia. Tarjolla on myös hajataitaisuuden korjaavia sekä ultraviolettisäteilyä suodattavia keinomykiöitä. [9]

3. Silmän anatomiaa ja fysiologiaa

Näköaistia pidetään yleisesti ihmisen tärkeimpänä aistina ja suurin osa ympäristön informaatiosta välittyy näköaistin kautta. Tässä luvussa käsitellään silmän anatomiaa ja fysiologiaa sekä näköjärjestelmää. Silmän sairauksista käsitellään harmaakaihea, koska se on yleisin syy keinomykiöiden implantointiin.

Silmämuna sijaitsee kallon luusta muodostuvassa silmäkuopassa. Takana silmämunaa suojaa pehmeä sidekudos ja etupuolella silmäluomet. Silmäluomien sidekalvo suojaa puolestaan luomien sisäpintaa sekä osaa silmämunan etuosasta. Näköhermo, joka lähtee silmämunan takaosasta, yhdistää silmän aivojen näköalueelle. Normaalisti valoa taittavan silmämunan halkaisija on 22-27 mm. Ulospäin silmämunasta näkyy vain noin kuudesosa; muu osa on silmäkuopassa suojassa. [10][11]

Silmämunaa ympäröi kolme pääasiallista kalvokerrosta. Uloin kerros koostuu läpinäkyvästä sarveiskalvosta silmämunan etuosassa sekä siihen kiinnittyvästä kovakalvosta, joka ympäröi silmän sivu- ja takaosia. Keskimmäinen kerros koostuu suonikalvosta silmämunan taka- ja sivuosissa. Suonikalvoon kiinnittyy silmämunan pinnalla eteenpäin mentäessä sädekehä ja sädekehään värikalvo. Värikalvon keskellä on avoin kohta, mustuainen. Sisin kerros silmämunan posteriorisella pinnalla muodostuu verkkokalvosta. Värikalvon takana on mykiö eli linssi. Suurimman osan silmämunan tilavuudesta täyttää lasiainen. Kuvassa 1 on esitetty silmämunan rakenne. [11]



Kuva 1. Silmämunan rakenne [12] (tekstit suomennettu)

3.1. Sarveiskalvo ja kovakalvo

Sarveiskalvo eli kornea ja kovakalvo muodostavat silmän uloimman kerroksen. Sarveiskalvo on kaareva läpinäkyvä pinta silmän etuosassa ja se on halkaisijaltaan noin 11 millimetriä korkeussuunnassa ja 12 millimetriä leveysuunnassa. Reunoilta se on paksuudeltaan noin 1,0 millimetriä, mutta ohenee keskelle päin mentäessä $0,52 \pm 0,02$ millimetrin paksuiseksi. Sarveiskalvo on näkökyvyn kannalta yksi silmän keskeisimmistä osista. Se taittaa silmään tulevaa valoa eniten, noin 43 diopteria. Silmän taittovirheitä korjataan usein sarveiskalvoon kohdistuvilla leikkauksilla, joissa sarveiskalvon kaarevuutta muutetaan. [11]

Sarveiskalvon sisäpinta muodostuu yhden solukerroksen paksuisesta endoteelistä ja ulkopinta noin viiden solukerroksen paksuisesta epiteelistä. Nämä kerrokset suojaavat niiden väliin jäävää kollageenisäikeistä sekä fibroblasteista muodostuvaa sidekudoskerrosta. Sarveiskalvon läpinäkyvyys perustuu kollageenisäikeiden hyvin järjestäytyneeseen rakenteeseen. Endoteeli- ja epiteelikerrokset toimivatkin esteenä nesteen pääsyyllle tähän kerrokseen. Ylimääräinen neste tuhoaisi kollageenisäikeiden tarkan järjestyksen

työntämällä niitä kauemmaksi toisistaan. Lisäksi endoteelikerros poistaa aktiivisesti pumppaamalla ylimääräistä nestettä keskimmäisestä kerroksesta sarveiskalvon takana sijaitsevaan etukammioon. Sarveiskalvo saa ravintonsa ympäröivistä kudoksista diffuusion avulla, sillä siinä ei ole lainkaan verisuonia. [11][13]

Kovakalvo on läpinäkymätön väriltään valkoinen kalvo, joka muodostaa loput silmän uloimmasta kerroksesta. Se koostuu tiiviistä sidekudoksesta, jossa kollageenisäikeet risteilevät moniin suuntiin toisin kuin sarveiskalvossa. Kovakalvo on noin 1,0 millimetrin paksuinen. Kovakalvon tehtävänä on pitää silmämuna muodossaan ja suojata sen sisempiä osia. [11][13]

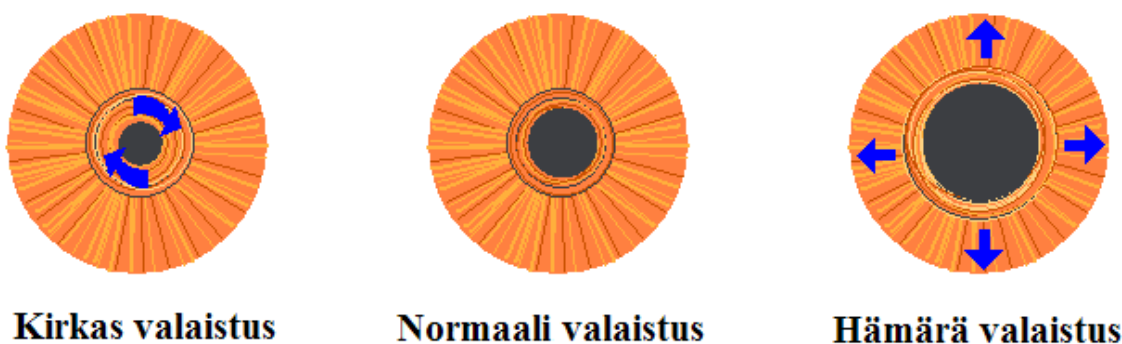
3.2. Värikalvo, mustuainen, sädekehä ja suonikalvo

Suonikalvo on runsaasti verisuonia sisältävä kalvo silmämunan pintarakenteen keskimäisessä kerroksessa. Se peittää kovakalvon sisäpuolen lähes kokonaan. Sen tehtävänä on tuoda ravinteita verkkokalvon takaosalle. Suonikalvossa on myös paljon melaniinipigmenttiä tuottavia melanosyytti-soluja. Melaniini antaa suonikalvolle sen tumman värin. Ylimääräinen valo absorboituu tähän kerrokseen kuljettuaan verkkokalvon läpi eikä pääse enää heijastumaan ja siroamaan silmämunan sisällä. Valon heijastuminen silmämunan sisällä huonontaisi näöntarkkuutta. [13]

Sädekehä kiinnittyy suonikalvoon silmän etureunassa. Sädekehässä sijaitsevat silmän mukautumisessa eli akkommodaatiossa keskeiset sädelihakset sekä sädelisäkkeistä mykiöön kiinnittyvät mykiön ripustinsäikeet. Sädekehän muina tehtävinä on ylläpitää silmänsisäistä painetta sekä silmän pyöreää muotoa. Se myös erittää kammiovettä, jonka mukana sekä mykiö että verkkokalvo saavat ravinteita. [1][13]

Värikalvo eli iiris on kehämäinen rakenne, joka on kiinnittynyt sädekehän sädelisäkkeisiin. Se erottaa silmämunan etukammion ja takakammion toisistaan. Melaniinin määrä värikalvossa määrittelee ihmisen silmän värin tummuuden. Melanosyyttien lisäksi värikalvo koostuu kehämäisistä sekä säteittäisistä sileistä lihassyistä. Värikalvon keskellä on aukko, mustuainen eli pupilli. Värikalvon pääasiallisena tehtävänä on säädellä mus-

tuaisen kokoa riippuen silmään tulevan valon kirkkaudesta ja näin vaikuttaa silmän sisälle pääsevän valon määrään. Mustuaisen kokoa säätelevät edellä mainitut värikalvon kehämäiset kurojalihakset sekä säteittäiset laajentajalihakset, joiden toimintaa puolestaan säätelevät autonomiset refleksit. Kirkkaassa valaistuksessa kurojalihakset supistuvat ja mustuaisen koko pienenee. Verkkokalvolle pääsee tällöin vain pieni osa valon määrästä verrattuna tilanteeseen, jossa mustuainen on laajentuneena. Hämärässä valaistuksessa mustuaisen laajentajalihakset supistuvat ja mustuaisen koko kasvaa. Tätä on havainnollistettu kuvassa 2. Mustuaisen koolla on suuri merkitys monipolttopisteisiä keinomykiöitä käytettäessä. [10][13]



Kuva 2. Mustuaisen koon vaihtelu valon voimakkuuden suhteen. Kirkkaassa valossa kurojalihakset supistuvat ja mustuaisen koko pienenee. Hämärässä laajentajalihakset supistuvat ja mustuaisen koko suurenee.

3.3. Verkkokalvo

Verkkokalvo eli retina on silmämunan kalvoista sisin. Se on näköradan ensimmäinen osa ja rakenteeltaan se muistuttaakin aivokudosta. Verkkokalvo koostuu reseptorisoluista sekä hermo- ja tukisoluista. Reseptorisolut ovat valoherkkiä soluja, joissa valo aiheuttaa fotokemiallisen reaktion ja joista näköaistimus alkaa. Reseptorisoluja on kahdenlaisia: tappisoluja ja sauvasoluja. Sauvasolut ovat erikoistuneet hämääriin olosuhteisiin kun taas tappisolut eivät toimi huonoissa valaistusolosuhteissa, mutta ne erottavat eri värejä valoisassa ympäristössä. [10]

Tappisoluja on kolmentyyppisiä: siniherkkiä, viherherkkiä sekä punaherkkiä. Silmästä löytyy yli 100 miljoonaa sauvasolua sekä yli 5 miljoonaa tappisolua. Reseptorisolut si-

jaitsevat verkkokalvolla melkein pohjimmaisina tumman pigmenttiepiteelin päällä ja lisäksi niiden valoherkät tappi- ja sauvapäät osoittavat epiteelikerrosta kohti. Reseptorisolujen päällä on vielä kaksi neuronikerrosta, joten valon täytyy kulkea usean solukeroksen läpi päästäkseen valoherkkiin osiin asti. Verkkokalvon takaosasta löytyy kuitenkin halkaisijaltaan 1,5 millimetrin kokoinen verkkokalvon keskikuoppa eli fovea. Tällä alueella reseptorisolujen päällä oleva neuronikerrokset ovat siirtyneet sivuille eivätkä näin häiritse valon perille pääsyä lainkaan. Tämä alue on tarkan näkemisen alue eli valonsäteet siitä pisteestä, johon katse on tarkentunut, saapuvat tähän pisteeseen ja sen ympäristöön, keltatäplään eli makulaan. Verkkokalvon takaosassa on myös kohta, jossa näköhermo kiinnittyy verkkokalvoon. Tätä kutsutaan näköhermon nystyksi. Siinä ei ole lainkaan reseptorisoluja eli siihen osuvista valonsäteistä ei myöskään pääse syntymään näköaistimusta. Tätä kohtaa kutsutaan sokeaksi pisteeksi. Molempia silmiä käytettäessä näkökenttään ei kuitenkaan muodostu sokeaa pistettä, sillä eri silmien sokeat pisteet sijaitsevat näkökentän eri kohdissa. [10]

3.4. Mykiö

Mykiö eli linssi on sarveiskalvon ohella toinen silmän valoa taittavista osista. Se taittaa valoa kuitenkin vähemmän kuin sarveiskalvo, noin neljäsosan koko silmän 60 diopterin taittovoimasta eli noin 16 diopteria nuorella iällä. Tämä kaksoiskupera läpinäkyvä linssi sijaitsee värikalvon ja mustuaisen takana silmämunan ontelossa. Se on kiinnittynyt sädekehään mykiön ripustinsäikeiden avulla. Mykiön takapinnan kaarevuussäde on pienempi kuin sen etupinnan. Kun mykiö on normaalitilassaan, eli kun silmä ei ole mukautunut katsomaan lähelle, kaarevuussäteet ovat vastaavasti 6,0 mm ja 10,0 mm. Mykiö on halkaisijaltaan noin 9,0 mm ja keskiosastaan 3,5 - 4,0 mm paksu nuorilla, mutta 80-90 -vuotiailla jo noin 5,0 mm paksu. Paksuus vaihtelee katseluetäisyyden mukaan eli linssin taittovoima vaihtelee. Tätä silmän akkommodaatiota käsitellään tarkemmin alaluvussa 3.6.2. Ihmisen vanhetessa mykiön väri muuttuu kellertäväksi ja edelleen kaihni vaikutuksesta harmahtavaksi. [1][10][11]

Mykiö koostuu neljästä erilaisesta kerroksesta. Mykiötä ympäröi läpinäkyvästä tukikudoksesta muodostunut joustava kotelo, kapselipussi. Se on paksuudeltaan 3-10 mikro-

metriä. Ohuimmillaan kapselipussi on mykiön takaosassa. Kapselipussin etu- ja sivuseinämien alla on kerros mykiön epiteelisoluja (LEC, engl. lens epithelial cell), joita ei löydy mykiön takaosasta lainkaan. Etukalvon epiteelisoluja kutsutaan A-epiteelisoluiksi (engl. anterior) ja sivuseinämien soluja E-epiteelisoluiksi (engl. equatorial). E-epiteelisolujen jakaantuessa mykiön sisälle muodostuu jatkuvasti uusia mykiösäikeitä. Mykiö siis kasvaa kokoa läpi elämän syntymähetken 65 milligrammasta 90-vuotiaan 250 milligrammaan. Uusien mykiösäikeiden muodostuminen aiheuttaa mykiön tiivistymistä ja kovettumista sekä paksuuntumista, mikä aiheuttaa vähitellen ikänäköä. Epiteelin sisäpuolelta löytyy kuorikerros, joka koostuu nuorimmista mykiösäikeistä ja tämän sisäpuolelta taas löytyy vanhemmista mykiösäikeistä koostuva mykiön tuma eli ydin. Mykiösäikeet koostuvat pääosin proteiineista, alfa-, beta- ja gammakristalliineista, jotka ovat järjestäytyneet tarkasti solukalvon sisällä. Mykiö on läpinäkyvä mykiösäikeiden ja niiden kristalliini-proteiinien tarkan järjestäytymisen ansiosta. [1][14]

Kuten sarveiskalvo, myös mykiö on verisuoneton, jotta valo voisi kulkea sen läpi ilman häiriöitä. Mykiön ravinteiden ja hapen saanti kammionesteestä ja lasiaisesta on täysin diffuusion varassa. Mykiön kapselipussi onkin diffuusio-ominaisuuksiltaan puoliläpäisevä. Tarkka aineenvaihdunta ja nestetasapaino ovat tärkeitä myös mykiön läpinäkyvyyden kannalta. Liiallinen neste kerääntyy mykiösäikeiden väliin ja vaikuttaa niiden yhdensuuntaisuuteen ja siten mykiön läpinäkyvyyteen. [1][11]

3.5. Lasiainen ja etummainen ontelo

Mykiö jakaa silmän sisäosan etummaiseen onteloon ja lasiaiskammioon. Etummainen ontelo koostuu sarveiskalvon ja värikanalon väliin jäävästä etukammioista sekä värikanalon ja ripustinsäikeiden sekä mykiön väliin jäävästä takakammioista. Etu- ja takakammio ovat yhteydessä toisiinsa. Nämä molemmat kammiot sisältävät kammionestettä, jonka kautta sekä sarveiskalvo että mykiö saavat ravinteensa ja niiden metaboliatuotteet poistuvat. Kammionestettä erittyy jatkuvasti sädekehän kapillaarisuonista ja sitä poistuu Schlemmin kanavaan. Normaalissa silmässä kammioneste vaihtuukin kokonaan noin 90 minuutin välein. Kammionesteen tehtävänä on ravinteiden kuljettamisen lisäksi pitää silmänsisäistä painetta yllä ja pitää silmämuna muodossaan. [13]

Suurin osa silmämunan tilavuudesta koostuu lasiaisesta. Se sijaitsee mykiön ja verkkokalvon välissä. Lasiainen on läpinäkyvää hyytelömäistä ainetta ja se koostuu suurimmaksi osaksi vedestä. Hyytelömäisenä lasiaisen pitää kollageenifibrilleistä muodostuva kehikko sekä hyaluronihappo. Lasiainen sisältää myös fagosyyttejä eli syöjäsoluja, jotka poistavat jätettä ja pitävät lasiaisen läpinäkyvänä. Lasiaisen pääasiallisena tehtävänä on pitää silmämuna muodossaan ja verkkokalvo tasaisesti painautuneena suonikalvoa vasten. Päinvastoin kuin kammioneste, lasiainen ei uusiudu lainkaan.

[11][13]

3.6. Näköjärjestelmä

Pelkkä silmä ei riitä yksinään tuottamaan ihmiselle kykyä nähdä ympäristöään. Silmien lisäksi aivoilla on suuri merkitys näköaistimuksen tuottamisessa. Kuvaa muodostettaessa valon täytyy kulkea silmässä monen eri osan läpi päästäkseen verkkokalvon reseptorisoluihin asti. Se kulkee sarveiskalvon läpi etukammion kammionesteen läpi mykiöön ja sieltä vielä lasiaisen läpi tarkentuen verkkokalvolle ja lopulta vielä päällimmäisten neuronikerrosten läpi. Silmän reseptorisolujen havaitsema sähkömagneettinen säteily eli näkyvä valo on aallonpituudeltaan 397-723 nanometriä. Verkkokalvon reseptorisoluissa tapahtuu fotokemiallisia reaktioita, joista seuraa hermoimpulsseja. Nämä impulssit kulkeutuvat edelleen näkörataa pitkin aivojen näköaivokuorelle takaraivolohkoon. Näköaistimus muodostuu näköaivokuoren useilla eri tasoilla ja sen tarkkaa muodostumismekanismia ei tunneta. Aivojen merkitystä ja erityisesti niiden plastisuutta sekä adaptiivisuutta uusiin olosuhteisiin näön ja keinomykiöiden kannalta on käsitelty luvussa 10. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään näköjärjestelmän toimintaa niiltä osin kuin se on olennaista työn kannalta. [1][10]

3.6.1. Valon taittuminen silmässä

Valo taittuu, kun se kulkee läpinäkyvästä aineesta toiseen aineeseen, jonka optinen tiheys eroaa ensimmäisen aineen optisesta tiheydestä. Näin tapahtuu, kun valo kulkee esimerkiksi ilmasta sarveiskalvoon. Valon kulkiessa optisesti harvemmasta aineesta tiheämpään päin sen suunta kääntyy pinnan normaaliin päin ja vastaavasti pinnan

normaalista poispäin valon kulkiessa optisesti tiheämmästä aineesta harvempaan. Valon kulkusuunnan muuttuminen johtuu siitä, että valon aaltorintamat kulkevat hitaammin tiheämmässä aineessa. Mitä suurempi aineiden optinen tiheysero on, sitä enemmän valo taittuu. Aineen taitekerroin määritellään valon nopeuksien suhteena tyhjiön ja aineen välillä. Taulukossa 1 on listattu työn kannalta keskeisiä taitekertoimia. [11]

Taulukko 1. Taitekertoimia [1]

Aine	Taitekerroin
Sarveiskalvo	1,37
Etukammioneste	1,34
Mykiö	1,40
Lasiainen	1,33

Silmä on monimutkainen useamman linssin systeemi. Valo taittuu silmässä pääasiallisesti sarveiskalvon etupinnalla sekä mykiön etu- ja takapinnalla. Suurin osa valon taitumisesta, noin 75 prosenttia, tapahtuu sarveiskalvon etupinnalla ja loput 25 prosenttia mykiön pinnoilla. Sarveiskalvon huomattavasti suurempi taittovoima johtuu sen ja ilman välisestä suuresta taitekerroinerosta. Sarveiskalvon takapinnalla taas ei tapahdu juurikaan valon taittumista, sillä sarveiskalvon ja etukammion nesteen välinen optinen tiheysero on pieni taulukon 1 mukaisesti. Sarveiskalvolla on taittovoimaa noin 43 diopterin verran. Silmän mykiön taittovoima on huomattavasti pienempi, mutta mykiön erikoisominaisuutena on sen mukautumiskyky katseluetäisyyden mukaisesti. Mykiön taittovoima lepotilassa on normaalissa silmässä 16-18 diopteria ja nuorella henkilöllä täysin akkommodoituneena 33 diopteria. [1]

Linssin kykyä taittaa valoa mitataan dioptereina (lyhenne D). Linssin taittovoimakkuus lasketaan kaavalla

$$D = \frac{1}{f} , \tag{1}$$

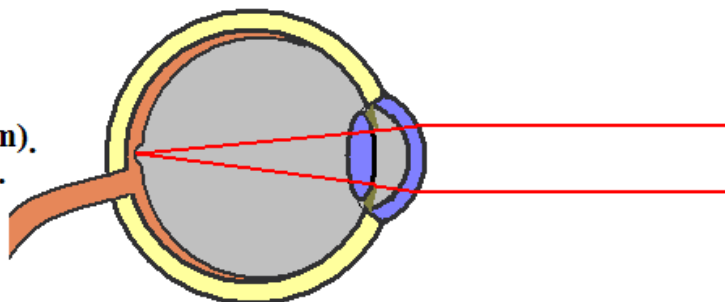
jossa f on linssin polttoväli. Esimerkiksi 2 diopterin linssin polttoväli on 50 senttimetriä ja sarveiskalvon 43 diopteria tarkoittaa noin 2,3 senttimetrin polttoväliä. [10][15]

Verkkokalvolle tarkentunut kuva on silmän optisten ominaisuuksien vuoksi kääntynyt ylösalaisin sekä vastaavasti sivusuunnassa oikea ja vasen puoli ovat vaihtaneet puolia. Ihmisen todellinen näköaistimus on kuitenkin samoin päin kuin todellinen katseltava esine, koska aivot kääntävät kuvan oikein päin. [13]

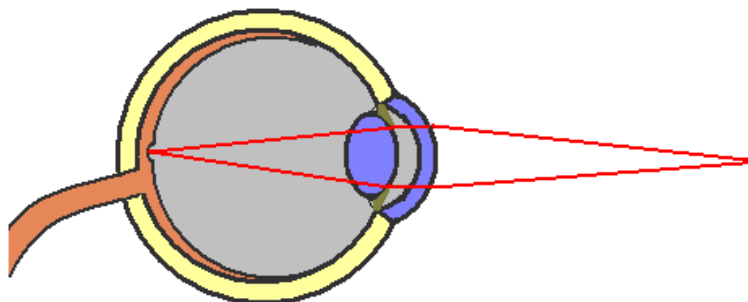
3.6.2. Silmän akkommodaatio

Normaalitaittoinen eli emmetrooppinen silmä pystyy luomaan terävän näköaistimuksen kaikilla minimietäisyyden ylittävillä katseluetäisyyksillä. Nuorilla tämä minimietäisyys on vain muutamia senttimetrejä. Terävän näköaistimuksen aikaansaamiseksi samasta pisteestä tulevien valonsäteiden täytyy leikata toisensa verkkokalvolla. Silmän linssisysteemin täytyy siis taittaa valonsäteitä juuri oikean verran. Kun katseltava kohde on noin kuuden metrin päässä tai kauempana, silmään saapuvat valonsäteet ovat lähes yhdensuuntaisia. Kun taas kohde on kuutta metriä lähempänä, se on keskinäön tai lähinäön alueella ja säteet ovat voimakkaasti erisuuntaisia. Tätä on havainnollistettu kuvassa 3. Lähinäön alueelle katsetta tarkennettaessa silmän linssisysteemin pitää siis pystyä taittamaan säteitä enemmän kuin kaukaisiin kohteisiin katsottaessa. Linssisysteemin muuttamista katseluetäisyyden vaihtelun mukaisesti kutsutaan silmän akkommodaatioksi eli mukautumiskyvyksi.

Silmään saapuvat valonsäteet ovat lähes yhdensuuntaisia kauas katsottaessa (yli 6 m). Mykiö on normaalitilassa.



Silmään saapuvat valonsäteet ovat erisuuntaisia lähelle katsottaessa. Mykiö on akkommoitunut.



Kuva 3. Kaavakuva valon säteiden kulusta katsottaessa kauas sekä lähelle. Silmän linsisysteemin täytyy taistaa valoa enemmän lähelle katsottaessa kuin kauas katsottaessa. Näin tapahtuu mykiön akkommoituessa.

Silmän akkommoituessa silmän mykiö muuttaa muotoaan ja sijaintiaan. Mykiön tai minkä tahansa linssin taittokyky kasvaa, mitä kuperampi se on. Mykiö muuttaa muotoaan sädekehässä olevan sädelihaksen supistuessa ja laajentuessa. Sädelihaksen supistuessa se vetää sädekehää ja suonikalvoa lähemmäs mykiötä. Mykiössä kiinni olevat ripustinsäikeet pääsevät löystymään ja elastisen mykiön jännitystila vähenee. Tällöin se muuttuu muodoltaan kuperammaksi lähinnä etuseinämästään ja sen taittokyky kasvaa vastaavasti. Mykiö siirtyy myös eteenpäin. Samalla silmämunia liikuttavat lihakset kääntävät silmämunia sisäänpäin, jotta valonsäteet pääsevät kulkemaan molempien silmien verkkokalvojen keskikuoppiin. Sädelihasten veltostuessa ripustinsäikeet kiristyvät silmän suonikalvon ja sädekehän palautuessa kimmoisuutensa ansiosta takaisin paikoilleen ja näin vetävät mykiötä mukanaan vähemmän kuperaan tilaan. Samalla silmämunat kääntyvät taas samansuuntaisiksi. Mykiö pystyy akkommoitumaan nuorella iällä noin 16 diopterin verran, mutta akkommodaatiokyky vähenee iän myötä ja 43 vuoden iässä pientä tekstiä ei pysty enää lukemaan vaan tarvitaan jokin näkemisen apuväline. Silmän

mukautumiskyvyn alenemista iän myötä kutsutaan ikänäöksi eli presbyopiaksi ja sitä on käsitelty tarkemmin luvussa 4.4. [1][2][13][15]

3.6.3. Pseudoakkommodaatio

Pseudoakkommodaatiolla tarkoitetaan silmän kykyä saada aikaan terävä lähinäkö ilman, että käytetään silmän varsinaista akkommodatiivista kykyä. Se muodostuu silmässä tapahtuvista sekundaarisista muutoksista, jotka yhdessä toimien saavat aikaan paremman lähinäön kyvyn. Pseudoakkommodaatiota hyväksi käyttäen esimerkiksi ikänäöstä kärsivä ihminen pystyykin yllättäen lukemaan pienempää tekstiä kuin mitä mitattu näkökyky antaa ymmärtää. Pseudoakkommodaation fysiologiaa ja kaikkia mekanismeja ei tunneta tarkasti. Mahdollisia mekanismeja on kuitenkin monta. Silmien siristely, riippuluomet ja mustuaisen koko muuttavat näön syväterävyysaluetta. Sarveiskalvon monipolttopisteisyys, jäännöshajataittoaisuus, pallo- ja kromaattinen aberraatio sekä kuvausvirheet saattavat myös olla pseudoakkommodaation toimintamekanismeja. Katselukohteen kontrasteilla ja valaistuksella on merkitystä kohteen näkemisessä. Aivojen toiminnalla on todennäköisesti myös merkitystä neuraalisen adaptiivisuuden muodossa sekä epätarkan kuvan tulkinnassa. [16][17]

Silmän pseudoakkommodatiivisista ominaisuuksista on pääasiassa vain hyötyä ellei liiallinen silmien siristely aiheuta päänsärkyä. Nämä samat silmän ominaisuudet saattavat myös edelleen parantaa lähinäköä potilailla, joille on asennettu mukautumiskykyiset tai monipolttopisteiset keinomykiöt tai molemmat. Silmän pseudoakkommodatiiviset ominaisuudet vaikeuttavat silmän taittovoiman mittausta. Erityisesti ongelmia on tullut, kun on yritetty mitata mukautumiskykyisen keinomykiön aiheuttamaa taittovoiman kasvua silmässä. Varsinkin vain vähän taittovoimaa lisäävillä keinomykiöillä pseudoakkommodaatio voi vaikuttaa tulokseen merkittävästi. [16][17][18]

Keinomykiö itsessään voi aiheuttaa tai lisätä myös pseudoakkommodatiivisia ominaisuuksia. Se saattaa saada aikaan palloaberraatiota tai korkeamman asteen aberraatioita. [18]

3.7. Harmaakaihi

Harmaakaihella tarkoitetaan mykiön samentumaa. Sen keskeisin oire on näöntarkkuuden aleneminen, joka tavallisimmin tapahtuu molemmissa silmissä suurin piirtein samaan aikaan. Kaihipotilaan kontrastiherkkyys vähenee sekä häikäistyminen lisääntyy, mikä johtuu valon hajonnasta mykiössä. Tavallinen potilas on vanhempi keski-ikäinen tai vanhus. Yleisimmin yli 50-vuotiaiden sokeus johtuu juuri harmaakaihesta ja vanhuudenkaihen takia suoritetaankin eniten silmäleikkauksia maailmassa. Harmaakaihi jaotellaan alkamisiän perusteella eri ryhmiin, joista vanhuudenkaihi on selvästi merkittävin. Vanhetessa mykiön läpinäkyvyys vähenee luonnollisista syistä johtuen ja yli 80-vuotiailla lähes kaikilla esiintyykin mykiönsamentumista. Kuvassa 4 on havainnollistettu kaihin vaikutusta näkökykyyn.[1]



Kuva 4. Paljaalla silmällä nähtävissä oleva kaihi. Kaikki kaihitapaukset eivät näy ulospäin. Jälkimmäisessä kuvassa on havainnollistettu, miten kaihipotilas näkee kuvan. [19]

Lähes kaikilla ihmisillä on pieniä synnynnäisiä mykiösamentumia silmissään, mutta ne eivät vaikuta näkökykyyn mitenkään eivätkä ne myöskään lisäänty. Käytännössä harmaakaihesta puhutaankin vain silloin, kun näöntarkkuus on alentunut. Silmään kohdistuvat vammat voivat aiheuttaa myös harmaakaihea samoin kuin jotkin säteilylajit. Muita syitä ovat muunmuassa krooninen uveitti sekä diabeettinen kaihi, joka johtuu kehon metaboliamuutoksista. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään tarkemmin vanhuudenkaihia sekä kaihen leikkausmenetelmiä. [1]

3.7.1. Vanhuudenkaihi

Vanhuudenkaihi aiheutuu luonnollisista syistä. Mykiön vanhetessa siinä olevien läpinäkyvien proteiinien rakenteet alkavat tuhoutua. Lisäksi mykiön metaboliatoiminta hidastuu ja siihen kerääntyy kuona-aineita, muunmuassa suoloja. Tästä seuraa nesteen

pakkaantumista mykiön sisälle, mikä lisäksi muuttaa mykiösäikeiden säännöllistä rakennetta ja näin edesauttaa läpinäkyvyyden vähenemistä. [1]

Vanhuudenkaihi voidaan jakaa kolmeen ryhmään sen perusteella, mihin kohtaan mykiössä samentuma muodostuu: tumakaiheen, kortikaaliseen eli kuorikerroksen kaiheen sekä kapselinalaiseen kaiheen. Tumakaihi on näistä yleisin ja se syntyykin ikääntymisen seurauksena proteiinien denaturoituessa vanhuuttaan. Nämä muutokset tapahtuvat mykiön keskiosassa, jossa vanhimmat mykiösäikeet sijaitsevat. Tämä johtaa mykiösäikeiden järjestyksen muuttumiseen aiheuttaen läpinäkyvyyden vähenemistä. Lisäksi mykiön tuma muuttaa väriään ensin kellertäväksi ja vähitellen ruskeaksi. Tuman värimuutos aiheuttaa muutoksia värien näkemisessä ja maailma muuttuukin värisävyiltään punaruskeaan suuntaan. Tumakaiheen katsotaan kuuluvan myös mykiösäikeiden pakkautuminen tiiviimpään pakettiin ajan myötä. Tällöin mykiön taittovoima kasvaa keskiosassa ja lähinäkö paranee, tosin kaukonäkö samalla heikkenee. [1]

Kuorikerroksen kaihi muodostuu nimensä mukaisesti mykiön kuorikerrokseen. Tämä johtuu ongelmista mykiön elektrolyyttitasapainossa, jota epiteelikerroksen natriumkalium-pumput normaalisti ylläpitävät. Pumppujen toiminta heikkenee, mikä johtaa liialliseen natriumin kertymiseen mykiön sisälle ja siten nesteeseen pakkautumiseen mykiön kuorikerrokseen. Näöntarkkuus alenee vasta sairauden myöhäisessä vaiheessa, kun samentumat ovat levinneet syvemmälle keskeiseen näköalueeseen asti, mutta jo aikaisessa vaiheessa kortikaalinen kaihi aiheuttaa heijastuksia ja häikäisyä. [1] [20]

Kapselinalainen kaihi, joka voidaan jakaa vielä etukapselin - ja takakapselin alaiseen kaiheen, muodostuu heti mykiön kotelon alapuolelle, tavallisimmin mykiön takaosaan. Tämä johtuu epiteelisolujen siirtymisestä mykiön takaosaan, jossa ne lisääntyvät. Solujen kerääntyminen ei kuitenkaan noudata mykiösäikeiden muotoa, joten samentuma-alue on epätasainen pinnoiltaan. Kapselinalainen kaihi aiheuttaa näöntarkkuuden alenemista ja häikäisyoireita jo alkuvaiheessa. [1][20]

3.7.2. Harmaakaihen hoito ja leikkaustekniikat

Harmaakaihea voidaan hoitaa vain leikkauksella. Sen hoitoon ei ole keksitty aktiivisesta tutkimustyöstä huolimatta minkäänlaista lääkehoitoa eikä sen etenemistä voida myöskään estää tai edes hidastaa tällä hetkellä. [1]

Leikkaushoidon tarpeellisuus arvioidaan yksilökohtaisesti. Leikkaus on aiheellinen, mikäli kaihi alentaa elämänlaatua tai henkilö ei pysty enää suoriutumaan työstään tai arkipäiväisistä toiminnoista. Myös silmän takaosan sairauksien seuranta saattaa vaatia kaihen leikkaamista kuten myös kaihen aiheuttama tulehdus silmässä. Suomessa on määritelty valtakunnalliset hoitoon pääsyn kriteerit, joiden perusteella kaihileikkauksia suoritetaan. Leikkauksen vasta-aiheita ovat muun muassa potilaan haluttomuus sekä jotkin systeemiset tai silmän sairaudet. Jos näkökyky pystytään korjaamaan silmälaseilla tai leikkaukselta ei odoteta tyydyttävää tulosta, ei leikkausta myöskään suoriteta. [20]

Kaihileikkausten määrä on kasvanut huomattavasti viimeisten vuosikymmenien aikana. Vuonna 1990 kaihileikkauksia tehtiin Suomessa noin 12000, kun vuonna 2002 leikkausten määrä oli jo yli 40000. Leikkausmäärän kasvu johtuu pääosin uuden leikkaustekniikan yleistymisestä. Suomessa tehdään paljon kaihileikkauksia asukasta kohti verrattuna muihin maihin. Kaihileikkausten suuresta määrästä kertoo myös se, että Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirissä (HUS) niille on ollut niin paljon kysyntää viime vuonna, ettei hoitotakuuvelvoitteen puitteissa pystytä hoitamaan kaikkia potilaita julkisen sektorin puolella, sillä sen resursseja täytyy kohdentaa myös muille silmäkirurgian aloille. Jo lähitulevaisuudessa kaihileikkaukset täytyy siis hoitaa suurimmaksi osaksi ostopalveluina. [3][20]

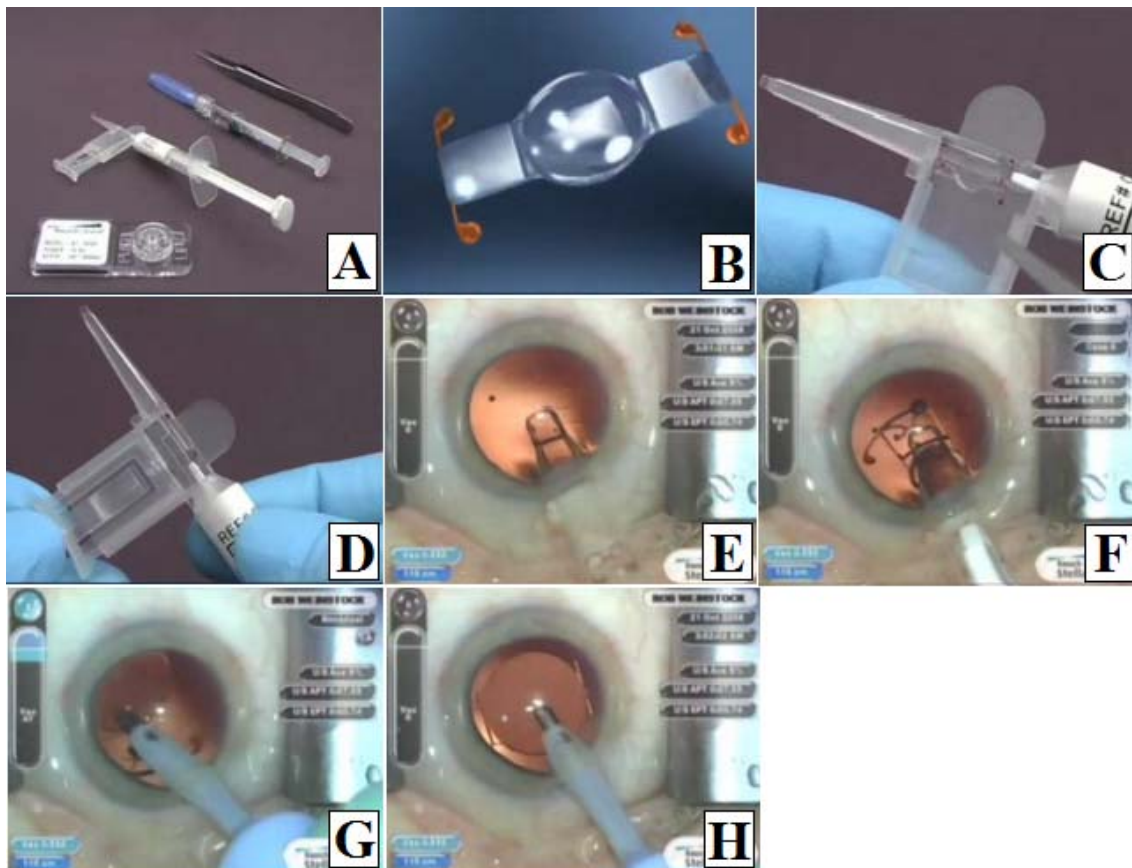
Kaihileikkauksia voidaan suorittaa kolmella eri tavalla. 1990-luvulla yleistyi pienen viillon menetelmä, joka on turvallisempi aiempiin menetelmiin verrattuna. Leikkauksesta paranee aiempaa nopeammin ja näkökyky palautuu nopeammin. Menetelmässä sarveiskalvoon tehdään pieni, vain noin kolmen millimetrin levyinen, ja vähintään kahden millimetrin pituinen tunneliviilto. Tunneliviillon etuna on sen sulkeutuminen itsestään sekä vesitiiviys leikkauksen jälkeen, jolloin silmänpaine ei pääse laskemaan. Lisäksi

tässä leikkausmenetelmässä riittää silmän pintapuudutus eli tippapuudutus, joka on varsin turvallinen puudutusmenetelmä. [1][20]

Tunneliviillon jatkeena mykiön etukapseliin tehdää pyöreä reikä eli kapsulorreksis. Tämän reiän kautta poistetaan samentunut mykiön sisällys sekä myös asennetaan uusi keinomykiö kapselipussin sisään. Reikä suojaa keinomykiötä sekä auttaa sen kiinnittymisessä kapselipussiin. Kapsulorreksiksen koon täytyy olla pienempi kuin implantoitavan keinomykiön optiikka, jotta keinomykiö pysyisi parhaimmalla mahdollisella tavalla paikallaan. [20]

Pienen viillon menetelmän mahdollistaa fakoemulsifikaatiotekniikka, jossa mykiön tuma pilkotaan ensin osiin kapselipussin sisällä, jotta se mahtuisi pienestä kanavasta ulos. Ensimmäiseksi kapselipussin alle ruiskutetaan nestettä, joka irrottaa mykiön tuman. Tämän jälkeen kaihimykiö poistetaan fakoemulsifikaattorilla. Fakoemulsifikaattori on neula, joka värähtelee korkealla kymmenien tuhansien hertsien taajuudella. Mykiön tuma uritetaan, jonka jälkeen se paloitellaan näitä uria pitkin. Fakoemulsifikaattorissa on lisäksi imukärki, jolla emulsifioituneet tumanpalaset imetään pois. Tämän jälkeen mykiön kuorikerros imetään myös ulos kärjen avulla. Fakoemulsifikaattorissa on lisäksi kolmas kärki, jolla silmänsisäistä painetta pidetään yllä koko operaation ajan. Lopuksi vanhan kapselipussin sisään asennetaan keinomykiö tunneliviillon kautta. Tunneliviillon pieni koko asettaa haasteita keinomykiölle. Sen täytyy olla pehmeä, jotta se voidaan taittaa tai rullata viillon pienen koon vuoksi.[1]

Nykyään keinomykiö asennetaan silmään yleisimmin eräänlaisella ruiskulla. Keinomykiö on rullalla tai taitettuna ruiskun sisällä nesteessä. Ruiskun kärki pujotetaan tunneliviillon ja kapsulorreksiksen läpi mykiön kapselipussiin ja keinomykiö ikään kuin ruiskutetaan kapselipussin sisään. Kapselipussissa keinomykiö avautuu itsestään rullalta tai taitokselta ja kirurgi asettelee sen oikeaan asentoon. Jotkin yritykset myyvät keinomykiötään valmiiksi rullattuna kertakäyttöisen ruiskun sisällä. Toisissa keinomykiömalleissa taas kirurgin täytyy itse asentaa keinomykiö ruiskuun. Kuvassa 5 on esitetty erään keinomykiön implantointi silmään ruiskun avulla. [21]



Kuva 5. Crystalens-keinomykiön implantoiminen silmään. A: Implantoinnissa käytetyt välineet. B: Bausch & Lombin Crystalens-keinomykiö. C: Keinomykiö asennetaan ruiskuun. D: Keinomykiö rullataan ruiskun rullauslaitteella. E: Ruiskun kärki pujotetaan tunneliviillon ja kapsulorreksiksen kautta mykiön kapselipussiin. F: Keinomykiö ruiskutetaan varovasti kapselipussiin. G: Keinomykiö asetellaan oikealle paikalleen. H: Keinomykiö lopullisessa sijainnissaan. [21] (kuvia muokattu)

Suurin osa kaihileikkauksista tehdään nykyään fakoemulsifikaatiotekniikalla, mutta kaikille potilaille se ei ole mahdollinen ja joudutaan käyttämään vanhoja leikkaustekniikoita. Jos potilaan mykiön ripustinsäikeet eivät ole tarpeeksi vahvoja, ne eivät kestä fakoemulsifikaatioleikkauksen aikana tapahtuvaa kapselipussin venytystä ja kovaa imua. Tällöin leikkaus täytyy suorittaa ekstrakapsulaarisena leikkauksena, jossa leikkaushaava on huomattavasti suurempi, noin 12 millimetriä pitkä. Tästä viillosta mykiön tuma poistetaan kokonaisuudessaan ja keinomykiö asennetaan silmän takakammioon. Toinen vaihtoehtoinen leikkausmenetelmä on intrakapsulaarinen leikkaus, jossa mykiö poistetaan ko-

konisuudessaan kapselipussi mukaan lukien. Tässä tekniikassa keinomykiö asennetaan silmän etukammioon. Nämä kaksi tekniikkaa ovat huomattavasti huonompia vaihtoehtoja pitkän leikkaushaavan vuoksi. Pitkä leikkaushaava joudutaan ompelemaan kiinni, mistä seuraa muutoksia sarveiskalvon muodossa, mikä aiheuttaa yleisesti hajataittoa. [1]

3.7.3. Jälkikaihi ja sen hoito

Mykiön kapselipussin epiteelisolut reagoivat keinomykiön implantoimiseen. Epiteelisoluja on kahdenlaisia, A- ja E-soluja (luku 3.4). Leikkauksen jälkeen kapselipussin reunaosien epiteelisolut eli E-solut lähtevät kulkeutumaan kohti kapselipussin takakalvoa helposti ja lisääntyvät täällä voimakkaasti. Takakalvossa ei ole luonnostaan lainkaan epiteelisoluja. Etukalvon epiteelisolut eli A-solut eivät yleensä lähde kulkeutumaan paikaltaan. Ne ovat kuitenkin alttiita muodostamaan fibroosia kapselipussiin. A-solut ja E-solut aiheuttavat kapselipussin erilaisia samentumia. Näitä samentumia ja erityisesti kapselipussin takakalvon samentumaa eli PCO:ta (engl. posterior capsule opacification) kutsutaan jälkikaiheksi. Jälkikaihen ehkäiseminen on tällä hetkellä yksi alan keskeisistä tutkimusaloista. Sitä on yritetty ehkäistä muunmuassa keinomykiön reunarakenteiden muotoilulla. Luvussa 6.5 käsitellään tätä tarkemmin. [14]

Joka toiselle potilaalle kehittyy jälkikaihea keinomykiöleikkauksen jälkeen ja jopa joka neljäs tarvitsee hoitoa. Jälkikaihen muodostuminen näyttää olevan huomattavasti yleisempää nykyisiä akkommodatiivisia keinomykiöitä käytettäessä kuin tavallisen hydrofobisesta teräväreunaisesta materiaalista valmistetun keinomykiön tapauksessa [22]. Jälkikaihea hoidetaan Nd:YAG-kapsulotomialla. Nd:YAG-laseria eli neodymium:yttrium-alumiini-granaatti-laseria käyttäen mykiön kapselipussin takakalvoon tehdään sen keskeiselle alueelle samanlainen aukko eli kapsulorreksis kuin etukalvolle on tehty kaihileikkauksen yhteydessä. Näin valonsäteet pääsevät taas kulkemaan esteettömästi verkkokalvolle. Toimenpide korjaa jälkikaihen heti. Takakalvon kapsulotomia kasvattaa riskiä saada verkkokalvon irtauma. Syy tähän ei ole varmasti tiedossa. [1][23]

4. Silmän taittovirheet

Valon oikeanlainen taittuminen on edellytyksenä terävälle näölle. Yhdensuuntaiset tai lähelle katsottaessa hieman erisuuntaiset valonsäteet saapuvat sarveiskalvolle ja sen jälkeen mykiöön, jossa ne taittuvat siten, että ne kohtaavat jossakin polttopisteessä. Kun tämä polttopiste osuu verkkokalvolle, silmä on emmetrooppinen eli normaalisti taittava. Taittovirheisessä eli ametrooppisessa silmässä polttopiste on joko sarveiskalvon edessä tai takana, riippuen taittovirheen laadusta. Silmän aksiaalipituus ei siis vastaa linssisysteemin taittovoimaa. Taittovirheet aiheuttavat näöntarkkuuden heikkenemistä eri näköalueilla riippuen taittovirheen laadusta. Muita oireita ovat muunmuassa silmien rasittuminen, väsyminen, kirvely ja punoitus sekä päänsärky. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään eri taittovirhetyyppejä sekä taittovirheiden korjaamista. [1]

4.1. *Kaukotaittoisuus*

Kaukotaittoisessa eli hyperooppisessa silmässä silmän kokonaistaittovoima on liian pieni silmän pituuteen verrattuna. Tätä kutsutaan myös refraktiiviseksi hyperopiaksi. Toisessa hyperooppisessa tapauksessa silmän kokonaistaittovoima on normaali, mutta silmän aksiaalinen pituus on liian lyhyt. Tätä kutsutaan aksiaaliseksi hyperopiaksi. Molemmista tapauksista kaukaa tulevien valonsäteiden polttopiste sijoittuu verkkokalvon taakse. Refraktiivista hyperopiaa henkilö voi korjata käyttämällä mykiön mukautumiskykyä. Tällöin silmän kokonaistaittovoima suurenee ja polttopisteen sijainti siirtyy verkkokalvolle. Nuoret ihmiset pystyvät tähän yleensä ongelmitta, mutta mukautumiskyvyn väheneminen ikääntymisen seurauksena aiheuttaa henkilölle yllä mainittuja oireita. Kaukotaittoista silmää voidaan korjata helpoimmin linssisysteemin taittovoimaa kasvattavilla silmälaseilla eli pluslaseilla. [1][11][13]

4.2. *Likitaittoisuus*

Likitaittoisessa eli myooppisessa silmässä kaukaa tulevien valonsäteiden polttopiste jää verkkokalvon etupuolelle. Refraktiivisessa myopiassa silmän kokonaistaittovoima on liian suuri verrattuna silmän pituuteen ja aksiaalisessa myopiassa silmän pituus taas on liian suuri ja kokonaistaittovoima normaali. Mykiön mukautumiskyky ei auta myooppisessa silmässä lainkaan vaan ennemminkin pahentaa ongelmaa, koska taittovoima on jo

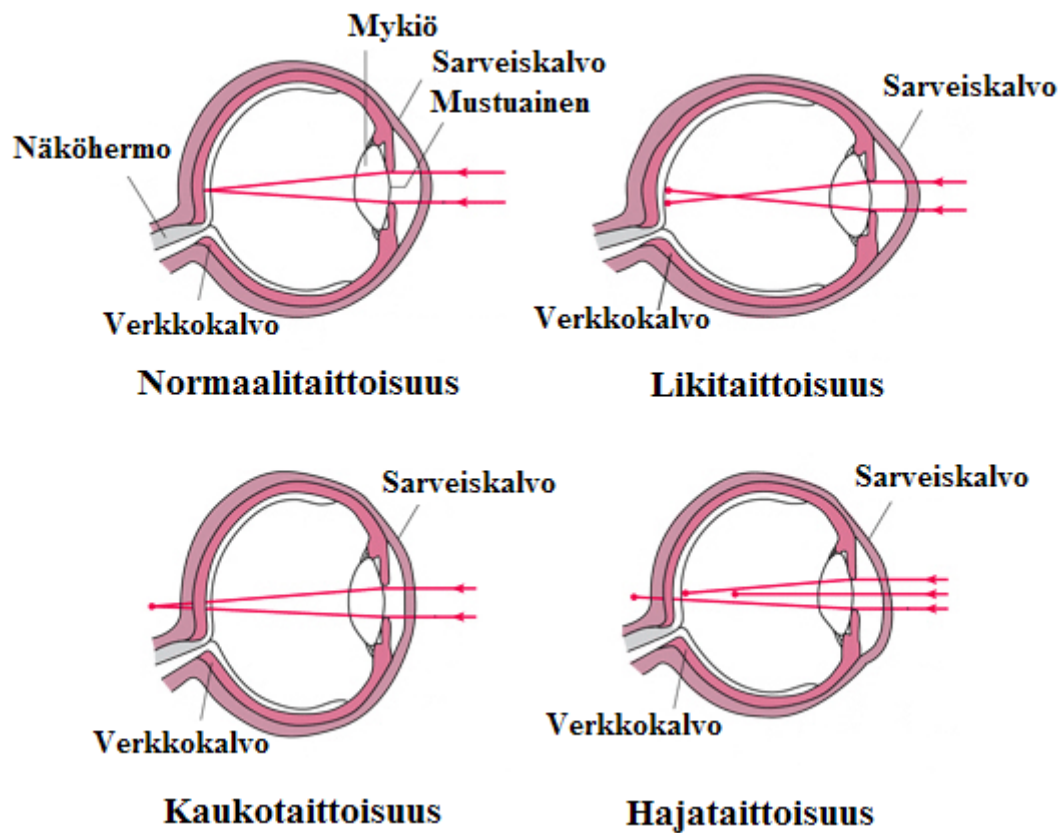
valmiiksi liian suuri. Tästä johtuen mykiön mukautumiskykyä tarvitaan vähemmän kuin emmetrooppisessa silmässä ja sädekehän sädelihas onkin usein heikentynyt jonkin verran. Likitaittoinen ihminen näkee ongelmitta lähelle, mutta kauas katsomiseen hän tarvitsee linssisysteemin taittovoimaa pienentävät silmälasit eli miinuslasit. Myopiaan taipuvaisilla ihmisillä kaukonäön heikentyminen alkaa yleensä 5-10 vuoden iässä ja kasvaa nuoreen aikuisikään saakka. Joissakin tapauksissa näön heikkeneminen voi jatkua myös pidempään. Tätä kutsutaan maligniksi eli pahanlaatuiseksi myopiaksi. Tällöin silmämunan aksiaalinen pituus kasvaa aikuisiälläkin ja kauas näkemisen kyky heikkenee jatkuvasti. [1][11][13]

4.3. Hajataittoisuus

Hajataittoisuus eli astigmatismi on edellisiin verrattuna erilainen taittovirhe. Se johtuu sarveiskalvon epäsäännöllisestä kaarevuudesta eli sarveiskalvon taittavat pinnat eivät ole sfäärisiä eli pallopintaisia. Myös mykiö voi olla pinnaltaan epäsäännöllinen ja aiheuttaa hajataittoisuutta. Polttopiste ei ole hajataitteisessa silmässä eksaktisti yksi piste, vaan valonsäteet taittuvat joko viivan muotoiselle tai epämääräiselle alueelle. Hajataittoinen henkilö näkee esineet epätarkasti ja yleisimmin johonkin suuntaan venyneinä. Hänellä on usein myös runsaasti muita oireita kuten esimerkiksi päänsärkyä. [1][11]

Hajataittoisuus voidaan jakaa säännölliseen ja epäsäännölliseen muotoon. Säännöllisessä muodossa sarveiskalvon suurin ja pienin kaarevuussäde ovat kohtisuorassa toisiaan vastaan. Säännöllinen hajataittoisuus voidaan jakaa vielä suoraan ja epäsuoraan hajataittoisuuteen. Suorassa muodossa sarveiskalvon vertikaalinen kaarevuussäde on pienempi ja horisontaalinen suurempi eli tässä tapauksessa valonsäteet taittuvat siis horisontaalisessa tasossa vähemmän. Silmä on ikään kuin litistynyt korkeussuunnassa. Tämä voi johtua esimerkiksi silmäluomien liiallisesta painosta. Epäsuorassa hajataittoisuudessa silmä on litistynyt sivusuunnassa ja sarveiskalvon horisontaalinen kaarevuussäde on pienempi kuin vertikaalinen. Yleisesti hajataittoisuuden akselit ovat pysty- ja vaakasuunnassa, mutta myös muut kulmat ovat mahdollisia. Hajataittoisuutta voidaan korjata sylinterin muotoisilla silmälasilla. Epäsäännöllistä hajataittoisuutta aiheuttavat esimerkiksi sarveiskalvon arvet ja kartiopullistuma, mykiön siirtyminen pois paikaltaan sekä

silmänpohjan tulehdukset ja kasvaimet. Kuvassa 6 on havainnollistettu eri taittovirheitä. [1][11]



Kuva 6. Kaaviokuvat valon taitumisesta normaalitaittoisessa sekä taittovirheisissä silmissä. Kuvissa on esitetty yhdistetysti silmän aksiaalipituuden poikkeamat sekä sarveiskalvon muodon poikkeamat kussakin tapauksessa. [24] (tekstit suomennettu)

4.4. Ikänäkö

Ikänäkö eli presbyopia on muista taittovirheistä poiketen toiminnallinen taittovirhe. Ikänäköisen silmän mykiö ei pysty enää mukautumaan katseluetäisyyteen sopivaksi samalla tavoin kuin nuorempana. Ikänäkö johtuu mykiön kasvamisesta ja kovettumisesta, joiden seurauksena se menettää joustavuutensa. Joustavuuden menetyksen seurauksena mykiön mukautumiskyky heikkenee eikä se pysty enää muokkamaan kaarevuussädetään riittävän pieneksi. Tästä johtuen henkilön näkemä lähin mahdollinen tarkkanäkemisen piste etääntyy iän karttuessa. 8-10 -vuotias lapsi pystyy tarkentamaan näkönsä noin 7-8 senttimetrin päähän käyttämällä kaiken mykiönsä mukautumiskyvyn. 40-vuotiaalla aikuisella tämä sama piste taas on noin 17 senttimetrin päässä. Pitkäaikaisesti

lähelle katsottaessa mykiö pystyy käyttämään mahdollisesta mukautumiskyvystään kuitenkin vain noin puolesta kahteen kolmasosaan ilman että henkilölle ilmaantuisi oireita kuten päänsärkyä tai silmien väsymistä. Tästä johtuen käyttökelpoinen lähin mahdollinen tarkkuuspiste on huomattavasti kauempana kuin edellä mainittujen etäisyyksien päässä. Normaalikokoisen ihmisen käyttämä lukuetaisyys on noin 30-40 senttimetriä ja muu lähityöskentelyetäisyys noin 40-70 senttimetriä. Tätä lähemmäs ei normaalissa elämässä tarvitse yleensä katsettaan tarkentaa. Näiden lukujen perusteella normaalitaitoinen ihminen alkaa siis huomata mykiön kovettumisen ja joustavuuden menetyksen seuraukset noin 42-44 -vuotiaana. [1][11]

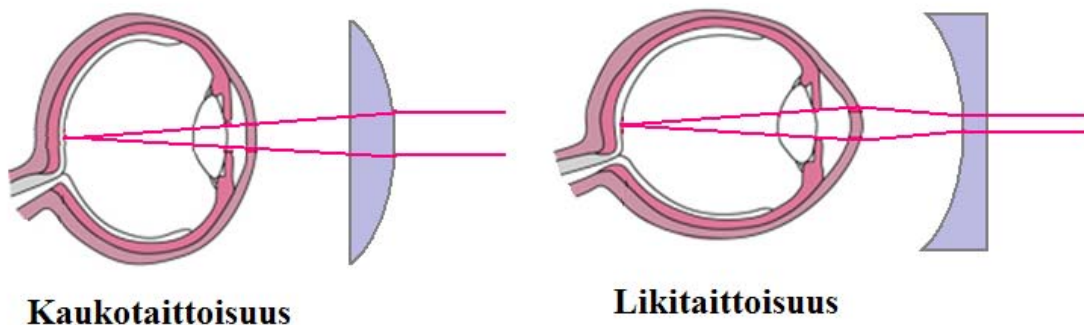
Ensimmäiset ikänäön oireet ilmenevät yleisesti valaistuksen tarpeen lisääntymisenä. Lukuetaisyys kasvaa vähitellen, ja jossain vaiheessa henkilö huomaa käsivarsiensa olevan liian lyhyet. Pientä tekstiä ei pysty enää lukemaan kunnolla. Rivit saattavat mennä sekaisin keskenään tai näkyä kahtena. Mykiön täytyy myös käyttää suurempaa osaa mukautumiskyvystään kuin aiemmin, joten myös fyysisiä oireita alkaa ilmetä. Lähelle katsottaessa henkilön silmät väsyvät nopeammin kuin ennen ja päänsärkyäkin saattaa ilmetä, joten työteho kärsii. Nykyaikana lähinäön merkitys on kasvanut entisestään, sillä yhä useampien ihmisten työ sisältää suurelta osalta tietokoneella työskentelyä [4]. Esimerkiksi maanviljelijälle lähinäkökyky ei ole lainkaan niin merkittävä kuin päätetyötä tekeväille. Väestön ikääntyessä presbyoottisten ihmisten määrä lisääntyy jatkuvasti. Ikänäöllä on näin ollen merkitystä kansantaloudellisesti ja -terveydellisesti. Tutkimukset osoittavat, että presbyopia alentaa elämänlaatua yhtä paljon kuin moni yleisesti hoidettu systeeminen sairaus [16]. [1][11]

Ikänäön ilmeneminen riippuu henkilön silmien mahdollisista taittovirheistä. Kun normaalitaitoisella ihmisellä ikänäkö alkaa vaivata 42-44 vuoden iässä, kaukotaitoisella ihmisellä se ilmenee jo aiemmin riippuen taittovirheen suuruudesta. Kaukotaitoisella ihmisellä sarveiskalvo ja mykiö taittavat jo ennestään valonsäteitä liian vähän silmän pituuteen verrattuna, joten luonnollisesti mykiön taittovoiman tästä vielä heiketessä ikänäköongelmat ilmenevät aiemmin. Likitaitoisilla ihmisillä tilanne taas on päinvas-

tainen. Jos likitaittoisen henkilön taittovirhe on yli 3 diopteria, hänelle ei ilmaannu ikänäön oireita lainkaan. [1]

4.5. *Taittovirheiden korjaaminen*

Taittovirheiden korjaamiseen on nykyään tarjolla useita eri vaihtoehtoja. Yleisimmin taittovirheet korjataan silmälaseilla. Suomessa silmälaseja käyttää arviolta noin kolme miljoonaa ihmistä. Tämä luku on jatkuvasti kasvussa väestön ikääntyessä. Eri taittovirheistä kärsivien henkilöiden näköä korjataan eri tyyppisillä linsseillä. Likitaittoisuus korjataan koverilla linsseillä ja kaukotaittoisuus kuperilla linsseillä kuvan 7 mukaisesti. Hajataittoa korjataan sylinterilaseilla. Likitaittoisuus korjataan jo pienten taittovirheiden takia, mutta lapsilla ja nuorilla voi olla suurikin taittovirhe kaukotaittoiseen suuntaan ennen kuin se korjataan. Nuoren silmän mukautumiskyvyn vuoksi kaukotaittoisuudesta ei ole pienessä määrin haittaa ja lasit ovat turhat. Opiskelijoilla ja muilla paljon lukevilla nuorilla aikuisilla hieman pienemmätkin virheet korjataan laseilla silmien mahdollisen väsymisen vuoksi. [1]



Kuva 7. Taittovirheiden korjaus linsseillä. Kaukotaittoisessa silmässä käytetään kuperaa linssiä ja likitaittoisessa silmässä koveraa linssiä. [24] (kuvaa muokattu)

Yleisimmät käytetyt silmälasit ovat yksitehoisia; noin 67 prosenttia silmälaseja käyttävistä käyttää niitä. Näistä useimmat ovat jatkuvasti käytettäviä kaukolaseja, joilla pysyy näkemään sekä kauas että lähelle ja niitä käytetään yleisesti hieman yli 40 ikävu-

teen saakka, kunnes ikänäkö alkaa vaivata. Ikänäön korjaamiseksi tarvitaan lähilasit. Ne ovatkin yksinkertaisin ratkaisu ikänäön korjaamiseksi. Lähilaseilla pystyy näkemään lähietäisyydelle, mutta ne täytyy ottaa pois aina, kun katseen haluaa tarkentaa kauemmas kuin mitoitetulle lukuetaisyydelle. Tämä lähilasiengelman voidaan ratkaista käyttämällä kaksiteho- tai moniteholaseja. Kaksiteholaseissa eli bifokaalilaseissa linssien alaosan voimakkuus on säädetty lukuetaisyyteen ja yläosa kaukonäköön sopivaksi. Ratkaisussa ongelmana on kuitenkin näiden kahden osan välisen rajan häiritsevyys. Myöskään keskietäisyyksille ei näillä laseilla näe tarkasti. Moniteholasit eli progressiiviset lasit ovat kaksiteholaseja hienostuneemmat; niissä linssien taittovoima kasvaa liukuvasti ylhäältä alaspäin. Laseilla pystyy siis näkemään kaikille etäisyyksille tarkasti muuttamalla katseen suuntaa hieman korkeussuunnassa. Useimmat ihmiset oppivat käyttämään laseja parin viikon aikana, mutta kaikilta tämä ei onnistu. Moniteholasien huono puoli kaksiteholaseihin verrattuna on linssin reunoilla tapahtuva kuvan vääristyminen. Ne ovat myös haastavampia valmistuksen kannalta ja näin myös kalliimpia. Kaksiteho- ja moniteholasien lisäksi on olemassa vähemmän käytetyt kolmiteloholasit, joissa lukulasi- ja kaukolasiolosien välissä on keskietäisyydelle säädetty osa. [1]

Piilolasien käyttö on toinen varsin yleinen taittovirheiden korjaamiseen käytetty ratkaisu. Pehmeä tai kova linssi asetetaan suoraan sarveiskalvon pinnalle ja linssillä korjataan silmän pinnan taittovoimakkuus oikeaksi. Kuvavirheitä ilmenee vähemmän kuin silmalaseja käytettäessä, sillä linssi on kiinni silmässä ja linssisysteemin linssien määrä ja aksiaalinen pituus eivät kasva. Myös piilolinssijä on saatavilla monitehoisina ikänäön korjaukseen. Piilolasien käytön yleisimpiä haittavaikutuksia ovat muun muassa sarveiskalvon epiteelivauriot ja verisuonittuminen sekä sidekalvon muutokset. [1]

Monipolttopisteisiä keinomykiöitä harkittaessa voidaan koekäyttää piilolinssijä, joissa on samanlainen hionta kuin potilaalle mahdollisesti asennettavissa keinomykiöissä. Jos potilas pystyy sopeutumaan tilanteeseen, hänelle voidaan asentaa monipolttopisteiset keinomykiöt. Koekäytöllä voidaan vähentää turhien leikkausten määrää sekä parantaa hoitovastetta. [16]

Taittovirheitä voidaan korjata myös muokkaamalla sarveiskalvon muotoa kirurgisesti. Tähän on kehitetty useita erilaisia menetelmiä. Toimenpiteellä sarveiskalvon muoto pyritään muokkaamaan sellaiseksi, että taittovirhe pienenee tai poistuu kokonaan. Taittovirhekirurgiasta on suurta hyötyä mukavuussyitä lukuunottamatta esimerkiksi suurien taittovirheiden tapauksissa, joissa silmälaseilla ei saada aikaan hyvää hoitovastetta. Myös silloin, kun eri silmien välinen taittovirhe-ero on suuri, voidaan kirurgisilla toimenpiteillä kasvattaa potilastyytyväisyyttä huomattavasti. [1]

Radiaalinen keratotomia (RK) on jo poistumassa oleva varsin yksinkertainen sarveiskalvon taittovoimakkuutta pienentävä menetelmä. Siinä sarveiskalvoon tehdään viiltoja, jotka ovat syvyydeltään noin 90 % sarveiskalvon paksuudesta. Viillot ovat menetelmän nimen mukaisesti säteittäisiä ja niitä tehdään 4-8 kappaletta tarpeen mukaan. Näön kannalta keskeiselle alueelle viiltoja ei kuitenkaan tehdä. Hajataittoa hoidettaessa sarveiskalvon reuna-alueille tehdään kaarevia viiltoja kaarevuussäteiden muuttamiseksi. [1]

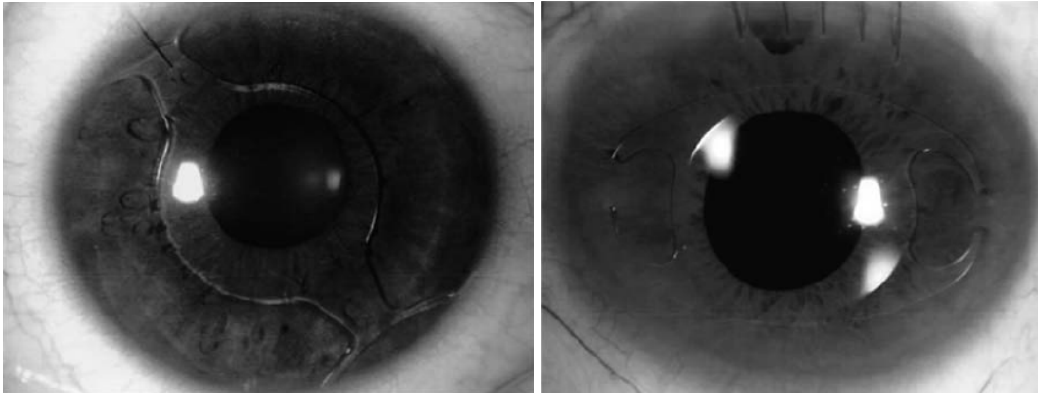
Excimer-laserin käyttö mullisti refraktiivisen kirurgian alan. Fotorefraktiivisessa keratektomiassa (PRK) sitä alettiin käyttää 1990-luvulla. Leikkaus voidaan tehdä tippapuu-dukseissa. Sarveiskalvon epiteeli poistetaan ensin muokattavalta alueelta ja tämän jälkeen etupintaa muokataan laseria käyttäen sopivamman muotoiseksi. Leikkauksen haittavaikutuksina voi olla sarveiskalvon arpeutumista sekä kontrastiherkkyiden alenemista. Leikkauksen jälkeen lopullisen taittovoiman saavuttaminen vie aikaa 3-6 kuukautta. Myös kipua esiintyy leikatussa silmässä parin päivän ajan. Terapeuttinen fotoablaatio (PTK) on muunnos PRK:sta. PTK-leikkauksessa on tarkoitus tasoittaa sarveiskalvon epätasaisuuksia sekä poistaa sen samentumia. [1]

LASIK-leikkaus (engl. laser-assisted in situ keratomileusis) on PRK:ta parempi menetelmä, sillä lopullinen silmän taittovoima muotoutuu kuukauden aikana leikkauksen jälkeen eikä potilas myöskään kärsi leikkauksen jälkeisistä kivuista samassa määrin kuin PRK-potilas. LASIK eroaa PRK:sta siten, että sarveiskalvoon tehdään ennen muotoilua 100-180 mikrometrin paksuinen läppä, joka nostetaan sivuun sarveiskalvon muokkauksen ajaksi ja leikkauksen päätteeksi se asetetaan paikalleen. PRK-menetelmässä sar-

veiskalvon epiteeli poistetaan kokonaan muokattavalta alueelta. LASEK-leikkauksessa (engl. laser-assisted sub-epithelial keratectomy) sarveiskalvon noin 50 mikrometriä paksu pintaepiteeli rullataan sivuun alkoholiliuoksen avulla. Sarveiskalvon pinnan muotoilun jälkeen epiteelikerros rullataan takaisin paikoilleen. [1][13]

Erilaisia sarveiskalvon lasermuotoiluja voidaan käyttää kohtuullisen pienten taittovirheiden korjaamiseen. Sarveiskalvon noin 500 mikrometrin paksuus rajoittaa korjattavan taittovirheen suuruutta. Jos taittovirhe on suuri, ei sarveiskalvon paksuus riitä taittovirheen korjaamiseen. Femtosekuntilaserilla voidaan sivuun siirrettävästä läpystä tehdä entistä ohuempi, joten suurin mahdollinen taittovirhekorjauskin kasvaa. Lasermenetelmillä päästään ainakin -12 diopterin taittokorjaukseen. Kun korjataan suuria taittovirheitä kaukotaittoisessa silmässä, tulee ongelmaksi erityisesti huono näönlaatu hämärässä. [1][25]

Taittovirheen ollessa suuri ainoana vaihtoehtona piilolaseille ja silmälaseille taittovirhekorjauksessa ovat silmänsisäiset piilolinssit eli faakkiset intraokulaarilinsit (pIOL, engl. phakic intraocular lens), koska sarveiskalvon muotoilulla ei päästä potilasta tyydyttäviin tuloksiin. Fakiolla tarkoitetaan sitä, että silmä sisältää luonnollisen mykiön. Faakkinen intraokulaarilinssi on ylimääräinen linssi silmässä eikä sillä siis korvata silmän mykiötä tai sarveiskalvoa vaan se toimii silmän kokonaistaittovoiman korjaajana. Silmänsisäisiksi piilolinsseiksi luokitellaan kaikki sellaiset linssit, jotka sijoittuvat sarveiskalvon ja luonnollisen mykiön etupinnan väliin. Ne voidaan jakaa kahteen ryhmään niiden implantointipaikan mukaan. Linssi voidaan asentaa silmän etukammioon tai vaihtoehtoisesti silmän takakammioon. Linssit koostuvat kiinnikkeinä toimivista ulokkeista eli haptiikoista sekä niiden välissä sijaitsevasta optiikasta. Kuvassa 8 on esitetty kaksi erilaista silmänsisäistä piilolinssiä implantoituna silmään. Useilla yrityksillä, esimerkiksi Alconilla, Bausch & Lombilla ja Staar Surgicalilla, on tarjolla silmänsisäisiä piilolinssejä. Myös suuren hajataittoisuuden korjaamiseen on kehitetty silmänsisäisiä piilolinssejä. [25][26][27]



Kuva 8. Kaksi erilaista mallia silmänsisäisistä piilolinseistä: vasemmalla Alconin Acrysof pIOL ja oikealla Ophtec BV:n (Groeningen, Alankomaat) Artisan pIOL. [25]

Useiden tutkimusten mukaan näönlaatu ja kontrastiherkkyys ovat ylivoimaisesti parempia silmänsisäisiä piilolinsejä käytettäessä verrattuna sarveiskalvon muotoiluun silloin, kun potilaan silmässä on suuri taittovirhe. FDA hyväksyi ensimmäisen silmänsisäisen piilolinssin vuonna 2004. 2000-luvulla on kehitelty myös monipolttopisteisiä silmänsisäisiä piilolinsejä. Näillä voidaan mahdollisesti korjata myös ikänäköä. Monipolttopisteisyyttä käsitellään tarkemmin luvussa 7.2 keinomykiöiden yhteydessä. Alustavissa tutkimuksissa on saavutettu lupaavia tuloksia lähi- ja keskinäön tarkkuuden suhteen. [26] [27]

Silmänsisäisiä piilolinsejä käytetään vielä melko pienessä osassa taittovirhekirurgisista leikkauksista, mutta niiden käytön uskotaan kasvavan tulevaisuudessa. Sarveiskalvon muotoilun sekä silmänsisäisten piilolinssien käytön yhdistäminen saattaa mahdollisesti tuottaa potilaalle parhaimman mahdollisen näöntarkkuuden ja -laadun. Taittovirhekirurgiassa ollaan menossa myös mix & match -ratkaisujen suuntaan kuten kaihikirurgiassa-kin. Mix & match -ratkaisulla tarkoitetaan eri linssityyppien yhdistämistä siten, että potilaan eri silmissä on erilaiset linssiratkaisut. [26]

Ikänäköä voidaan korjata erilaisilla tavoilla. Yleisimmin käytetty menetelmä on silmälasit, mutta korjaus voidaan tehdä myös sarveiskalvoa muokkaamalla tai erilaisilla silmänsisäisillä linsseillä. Silmänsisäisistä linsseistä ikänäön korjaamiseen soveltuvat tässä työssä laajemmin käsitellyt akkommodatiiviset keinomykiöt sekä monipolttopisteiset

keinomykiöt ja monipolttopisteiset silmänsisäiset piilolinssit. Liki-, kauko- ja hajatait-
toisuutta on pystytty korjaamaan menestyksekkäästi kirurgisilla menetelmillä hyvällä
hoitovasteella. Ikänäön hoito ja korjaaminen on näihin verrattuna yhä hyvin haastavaa
ja erilaisia ratkaisuja kehitellään aktiivisesti. [7]

Viime vuosina on kehitelty erilaisia excimer-laserilla suoritettavia taittovirhekirurgisia
menetelmiä ikänäön korjaamiseen. Silmän pseudoakkommodatiivisia ominaisuuksia
voidaan vahvistaa muotoilemalla sarveiskalvon pintaa monipolttopisteiseksi. Tällä pys-
tytään kompensoimaan mykiön akkommodaation puutetta ja näin korjaamaan potilaan
ikänäköä. Edellä kuvattua sarveiskalvon muotoilua kutsutaan presbyLASIKiksi. Jotta
potilas pystyisi hyödyntämään sarveiskalvon monipolttopisteisyyttä eri etäisyyksille
katsomiseen, täytyy aivojen adaptoitua uuteen tilanteeseen. [28]

Kolme erilaista presbyLASIK-tekniikkaa on kehitetty monipolttopisteisen sarveiskalvon
aikaansaamiseksi. Perifeerisessä presbyLASIKissa sarveiskalvon keskiosa jätetään kau-
konäköä palvelevaksi, mutta sarveiskalvon reuna-alueita muotoillaan lähinäölle sopi-
viksi. Toista tekniikkaa käytettäessä sarveiskalvon keskiosa taas muotoillaan lähinäölle
sopivaksi ja reuna-alueet jäävät kaukonäön käyttöön. Kolmas tekniikka, joka nykypäi-
vänä ei ole enää kirurgien suosiossa, on vertikaalisen huntumaisen aberration muotoi-
leminen sarveiskalvon pinnalle. [28]

4.6. Afaakkisen silmän taittovirhekorjaus

Afakialla tarkoitetaan mykiön puuttumista silmästä. Mykiö voi puuttua silmästä syn-
nynnäisesti tai esimerkiksi onnettomuudesta johtuen. Ehdottomasti yleisin syy silmän
luonnollisen mykiön puuttumiselle on kuitenkin kaihileikkaus, jossa samentunut mykiö
poistetaan. Kaihileikkauksen jälkeen potilas vaatii jonkinlaisen refraktiivisen korjauk-
sen, jotta tarkka näkökyky saavutetaan uudelleen. [1]

Kaihilasit olivat ensimmäinen esitetty korjauskeino näön palauttamiseksi. Ilman kaihi-
laseja potilas on lähes täysin näkökyvytön. Kaihilaseilla korvataan puuttuvan mykiön

taittovoimakkuus. Kaihilaseja käytettäessä näkökentän vääristymät ovat tavallisia johtuen linssien suuresta plus-voimakkuudesta. Aistittu kuva myös suurentuu 15-20 prosenttia. Linssien reuna-alueita ei voi käyttää suuren vääristymän vuoksi, joten käytännössä kaihilaseja käyttävällä potilaalla on käytössään putkinäkö. Tilanne on erittäin ongelmallinen silloin, jos vain potilaan toisesta silmästä on poistettu mykiö. Eri silmien aivoille välittämät kuvat ovat kooltaan niin poikkeavia, että aivot eivät pysty yhdistämään eri silmistä tulleita kuvia. Verkkokalvoille muodostuvien kuvien erikokoisuutta nimitetään aniseikoniaksi. [1]

Kaihilaseja huomattavasti parempi mykiön taittovoiman korvaava menetelmä on piilolinssien käyttö. Kuvasuurennos on piilolinssijä käytettäessä huomattavasti pienempi kuin kaihilaseilla, mutta tämä taittava pinta on silti kaukana sen luonnollisesta sijainnistaan. Näkökenttä on myös laajempi kuin kaihilaseja käytettäessä. Useat potilaat eivät kuitenkaan ole valmiita hyväksymään piilolinssien jatkuvaa käyttöä. Erityisesti vanhukset kokevat näiden käytön ja huollon olevan hankalaa. [1][29]

Silmänsisäisten linssien eli keinomykiöiden implantointi kaihileikkauksen yhteydessä ratkaisee suurelta osin kahden edellä kuvatun hoitomenetelmän ongelmat. Keinomykiöitä onkin käytetty standardinomaisesti kaihileikkauksissa jo 70- ja 80-luvuilta asti. Keinomykiöitä on markkinoilla pääasiassa kolmenlaisia: yksipolttopisteisiä, monipolttopisteisiä sekä mukautumiskykyisiä. [1][29]

4.7. Linssivirheet

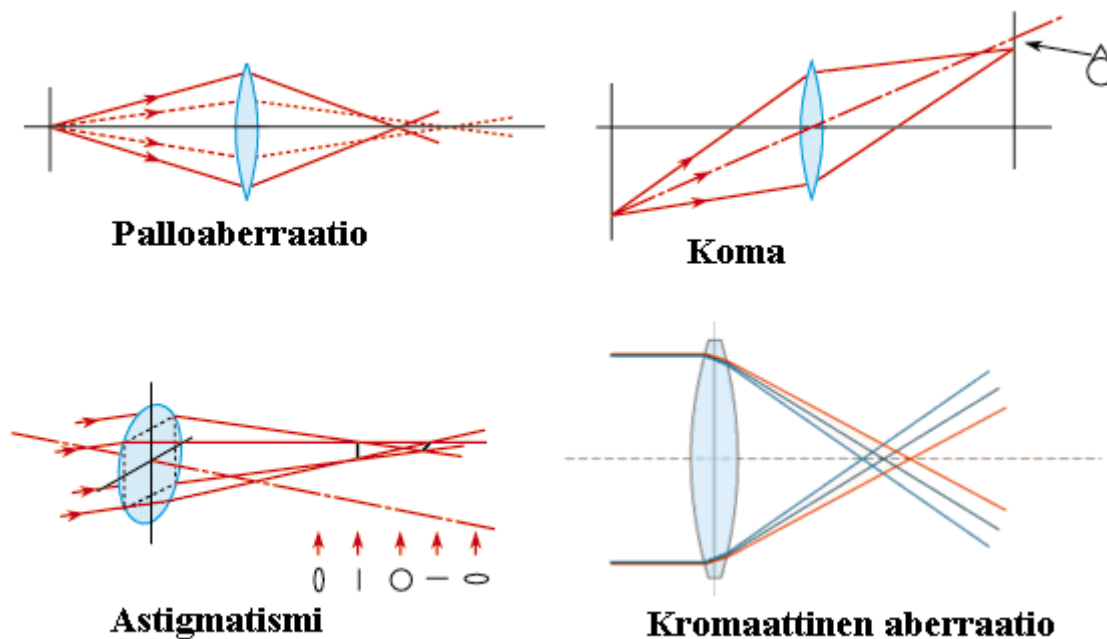
Linsseissä esiintyy erilaisia kuvausvirheitä. Työssä käsitellään eri keinomykiötyyppien kohdalla myös niiden huonoja puolia, joihin linssivirheet lukeutuvat, joten tässä luvussa käsitellään lyhyesti eri linssivirhetyyppejä. Linssisysteemejä käsitellään yleisesti laskennallisesti paraksiaalioptiikan yhtälöillä yksinkertaistuksen vuoksi. Tällöin käytetään approksimaatiota $\sin \theta \approx \theta$ yhtälöitä muodostettaessa. Tämä approksimaatio toimii vain pienillä θ :n arvoilla, joten kaukana optisesta akselistä etenevät säteet eivät käyttäydy linssiyhtälöiden mukaisesti. Aberraatiolla tarkoitetaan mitä tahansa eroavuutta linssiyhtälöillä saatujen tulosten ja todellisten säteiden taittumisen välillä, joka johtuu edellä

mainitusta approksimaatiosta. Aberraatiot voidaan jakaa kromaattisiin sekä monokromaattisiin aberraatioihin. [30][31]

Palloaberraatiolla tarkoitetaan sitä, että kaukana linssin optisesta akselista etenevät säteet taittuvat eri polttopisteeseen kuin lähellä optista akselia etenevät (kuva 9). Palloaberraatiota esiintyy linseissä, jotka ovat pallopinnan osan muotoisia. Ilmiö aiheuttaa reuna-alueiden sumentumista ja värivirheitä. Pallopintaisia linsejä käytetään palloaberraatiosta huolimatta yleisesti, koska ne ovat edullisia ja helppoja valmistaa. [31]

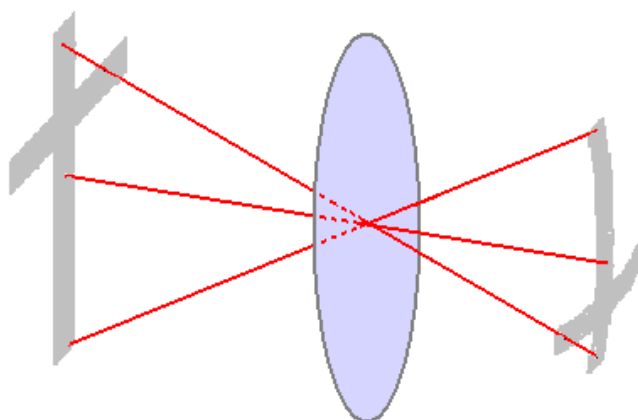
Kromaattista aberraatiota esiintyy eri värejä sisältävän valon tapauksessa linssimateriaalin taitekertoimen aallonpituusriippuvuuden vuoksi. Tämä tarkoittaa sitä, että eri väriset valot tarkentuvat eri etäisyyksille linssistä. Tätä on havainnollistettu kuvassa 9. Kromaattinen aberraatio voidaan jakaa vielä aksiaaliseen ja lateraaliseen aberraatioon valon tulosuunnasta riippuen. Kromaattista aberraatiota voidaan korjata akromaattisilla linseillä tai pinnoitteilla. [31]

Linssin astigmaattisuus on linssivirhe, jossa muualta kuin aksiaalisesta pisteestä tulevilla valonsäteillä on eri kohdissa olevat polttopisteet pysty- ja vaakasuunnissa. Kun eri etäisyyksiltä linssin keskipisteestä tulevat säteet taas taittuvat eri tavoin, muodostuu huntua eli koma (engl. coma), joka sekoittuu helposti astigmaattisuuden kanssa. [31]



Kuva 9. Linssivirheitä [32][33] (kuvia muokattu)

Kentän kaarevuus (engl. field curvature) on linssivirhe, jossa polttotaso on kaareutunut (kuva 10). Vääristymä (engl. distortion) taas on linssivirhe, jossa kuvan eri osilla on erilainen suurennos. Kuva voi olla siis puristunut kasaan tai pullistunut. Kuvan terävyys ei kuitenkaan kärsi. Jos linssisysteemi on optisesti symmetrinen, ei vääristymää voi esiintyä, koska systeemin vastakkaisilla pinnoilla vääristymät kumoavat toisensa. Kuvassa 11 on havainnollistettu vääristymää. [31]



Kuva 10. Kentän kaarevuus



Kuva 11. Linssin aiheuttama linssivirhe vääristymä [34]

4.8. Yhteenveto silmän taittovirheistä

Alla olevaan taulukkoon 2 on koottu yhteenvetona silmän taittovirheet eli likitaittoisuus, kaukotaittoisuus, hajataittoisuus ja ikänäkö. Lisäksi taulukkoon on tiivistetty taittovirheiden syyt ja niiden korjausmahdollisuudet.

Taulukko 2. Yhteenvedo silmän taittovirheistä ja niiden korjaamisesta

	Likitaittoisuus	Kaukotaittoisuus	Hajataittoisuus	Ikänäkö
Vieras peräinen nimi	myopia	hyperopia	astigmatismi	presbyopia
Ongelma	kaudas ei näe tarkasti	lähelle ei näe tarkasti	epätarkka, usein venynyt kuva	lähi- ja keskietäisyyksille ei näe tarkasti
Taittovirhetyyppi	rakenteellinen, liian suuri taittovoima	rakenteellinen, liian pieni taittovoima	rakenteellinen, epäsäännöllinen taittovoima	toiminnallinen, taittovoiman muuttuminen katseletäisyyden mukaan on puutteellinen
Syy	1) liian pitkä silmämuna tai/ja 2) liian suuri taittovoima	1) liian lyhyt silmämuna tai/ja 2) liian pieni taittovoima	sarveiskalvon tai/ja mykiön pinnan epäsäännöllisyys	mykiön kovettuminen iän myötä, mykiön puuttuminen
Korjaus:				
Silmälasit/piilolasit	kuperat eli miinuslinssit	koverat eli pluslinssit	sylinterilasit	kaksiteholasit, moniteholasit
Sarveiskalvon muotoilu	excimer, RK (pienet taittovirheet)	excimer (pienet taittovirheet)	excimer, RK (pieni hajataittoisuus)	presbyLASIK
Implantotavat	silmänsisäiset piilolinssit (suuret taittovirheet)	silmänsisäiset piilolinssit (suuret taittovirheet)	silmänsisäiset piilolinssit (suuri hajataittoisuus)	monipolttopisteiset ja mukautumiskykyiset keinomykiöt, monipolttopisteiset silmänsisäiset piilolinssit

5. Silmän ominaisuuksien mittaaminen

Silmän eri ominaisuuksia mitataan erilaisilla tavoilla. Ennen kaihileikkausta silmän optiset ominaisuudet täytyy määritellä tarkkaan, jotta osataan valita oikeanlainen keinomykiö parhaan mahdollisen postoperatiivisen näöntarkkuuden saavuttamiseksi. Jos potilaalle harkitaan asennettavaksi ikänäön korjaavat keinomykiöt, täytyy myös muita seikkoja ottaa huomioon, jotta leikkaustulos olisi potilasta tyydyttävä. [2][7]

Silmän mittaaminen on verrattain vaikeaa ja vaatii mittaajalta paljon kokemusta sekä taitoa tunnistaa mittausvirheet. Virheellisesti valittu keinomykiö aiheuttaa näköongelmia leikkauksen jälkeen ja voi johtaa jopa leikkauksen uusimiseen. Mitattavia parametreja ovat silmän aksiaalipituuden mittaus sekä sarveiskalvon kaarevuusmittaukset. Silmän aksiaalipituus on silmän koko pituus eli matka sarveiskalvolta verkkokalvolle. Mittaukset tehdään useampaan kertaan ja niiden sekä eri silmien välisiä tuloksia sekä niiden yhdenmukaisuutta verrataan tarkasti oikean tuloksen varmistamiseksi. Jos eri silmien välillä havaitaan yli 0,3 millimetrin ero aksiaalipituudessa tai yli yhden dioptrin ero sarveiskalvojen kaarevuudessa, mittaukset uusitaan. Keinomykiön voimakkuuden laskentakaava riippuu silmän aksiaalipituudesta. Nykysuositusten mukaan käytetään neljää eri kaavaa aksiaalipituuden mukaan. Monet seikat jäävät kuitenkin epävarmoiksi tarkoista mittauksista huolimatta eikä kaikkea voida ottaa huomioon ennen leikkausta, joten lopputulos ei ole aina täysin halutunlainen. [16][20]

Tutkimustulosten analysoinnin ja leikkauksen onnistumisen kannalta silmän ja näkökyvyn eri ominaisuudet täytyy myös saada arvioitua ja mitattua postoperatiivisesti. Standardoidut testit ovat tärkeitä, jotta eri linssityyppejä voidaan vertailla keskenään. Biometristen mittausten sijasta joissakin tutkimuksissa on käytetty ainoastaan subjektiivista kaukonäkökorjattua lähinäön näkökykyä mittaussparametrinä. Tähän vaikuttaa kuitenkin suuresti pseudoakkommodatiiviset ilmiöt kuten syväterävyysalue. Potilaan sekä tutkijan motivaatiolla on myös paljon vaikutusta mittaustuloksiin. Potilas tai tutkija saattaa esimerkiksi olla kiireinen ja testi suoritetaan liian nopeasti ja huolimattomasti. Toisaalta

jos potilas taas pinnistelee näkökykynsä ääri rajoilla lyhyen testin aikana saavuttaakseen mahdollisimman hyvän tuloksen, ei mittaustulos ilmaise potilaan todellista käytännön näkökykyä. Todellista akkommodaatiota ei voida mitata subjektiivisin testein. Tosin potilaan kannalta subjektiiviset testit mittaavat parhaiten hänen kokemaansa näkökykyä ja leikkauksen onnistumista. Seuraavissa alaluvuissa on käsitelty erilaisia mittaussuunnitelmia sekä potilaan soveltuvuutta ikänään korjaavaan leikkaukseen. [2]

5.1. Näöntarkkuuden tutkiminen

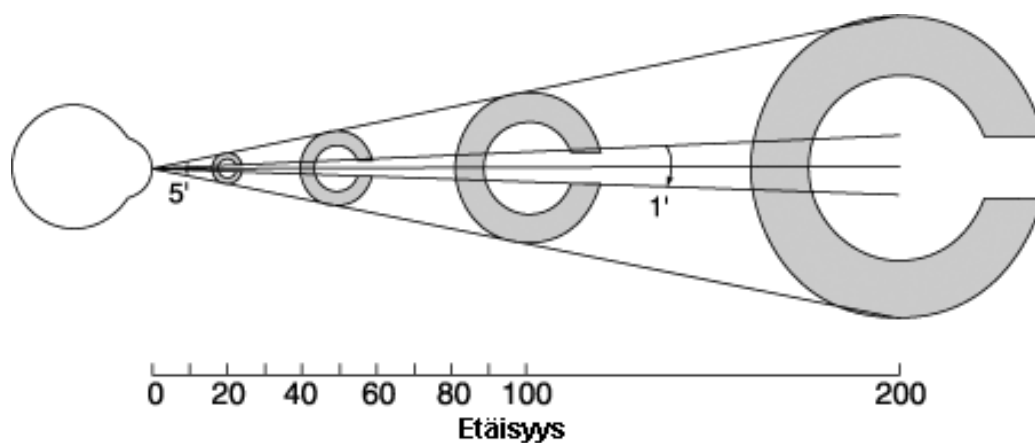
Silmän tärkein funktio on näkeminen. Näöntarkkuuden mittaaminen on siis keskeisin tutkimus, kun silmän toimintaa tutkitaan. Se soveltuu hyvin taittovirheiden havaitsemiseen. Silmän erotuskyvyn kannalta keskeistä on tappisolujen tiheys verkkokalvon keskikuoressa ja sen ympäristössä. Silmä erottaa kaksi pistettä toisistaan, kun pisteistä tulevat valonsäteet osuvat eri tappeihin ja näiden tappien väliin jää vielä yksi tappi. Näöntarkkuutta mitataan vain näkökentän keskikohdasta, jossa se on suurin. Katse kohdistetaan automaattisesti siihen kohteeseen, joka halutaan nähdä tarkasti ja tällöin valonsäteet osuvat juuri näkökentän keskikohtaan. Näkökentän reuna-alueilla näöntarkkuus on heikompi ja vain suuret esineet ja liike pystytään erottamaan. [1][35]

Normaali näöntarkkuus on määritelty silmän kyvyksi erottaa kohde, jonka koko on yksi kulman kaariminuutti. Perinteinen Snellenin näöntarkkuustesti mittaa juuri tätä silmän spatiaalista resoluutiota subjektiivisesti. Valaistuksen tulee olla mahdollisimman standardisoitu testin aikana, sillä se vaikuttaa tuloksiin. Nykyään on saatavilla valolaatikkoja, joihin läpinäkyvä taulukko laitetaan. Tällöin valaistus pysyy aina vakiona. Taulukko koostuu kirjaimista, jossa koko kirjaimen korkeus on viisi kaariminuuttia ja yksityiskohdat ovat yhden kaariminuutin kokoisia (kuvat 12 ja 13). Myös numeroita, E- taulukkoa tai lasten kuvioita käytetään. Testietäisyys on sidonnainen käytettyyn taulukoon. Euroopassa käytetään yleisesti kuuden metrin etäisyyttä ja Yhdysvalloissa 20 jalan etäisyyttä taulukosta. Näöntarkkuus ilmoitetaan murtolukuna, jossa osoittaja kertoo tutkimusetäisyyden ja nimittäjä etäisyyden, jolta pienin nähty kuvio näkyy viiden kaariminuutin kokoisena. Tällä määritelmällä siis normaali näkö on murtoluvultaan amerikkalaisessa järjestelmässä 20/20. 20/40-näkö taas on tarkkuudeltaan sellainen, jossa

potilas näkee 20 jalan etäisyydeltä kuvion, joka näkyy viiden kaariminuutin kokoisena 40 jalan päähän. Euroopassa näöntarkkuuden lukuna käytetään yleensä murtoluvusta laskettua desimaalilukua. Tässä työssä käytetään amerikkalaisia näöntarkkuusarvoja johtuen siitä, että alan tutkimustulokset on julkaistu käyttäen tätä järjestelmää. [1][11]

E	1	20/200
F P	2	20/100
T O Z	3	20/70
L P E D	4	20/50
P E C F D	5	20/40
E D F C Z P	6	20/30
F E L O P Z D	7	20/25
D E F P O T E C	8	20/20
L E F O D P C T	9	
F D P L T C E O	10	
P E E L O P T D	11	

Kuva 12. Snellenin kirjaintaulukko [36]



Kuva 13. Snellenin testissä koko kuvio näkyy viiden kaariminuutin kokoisena ja kuvion yksityiskohdat yhden kaariminuutin kokoisina. [35]

Snellenin testillä mitataan yleensä ihmisen kaukonäköä. Jos Snellenin taulukolla mitataan lähinäköä, käytetään 14 tuuman eli noin 36 senttimetrin etäisyyttä. Normaali lähinäkö on siis 14/14, joka on normaali lukuetaisyys. Jos lähinäöntarkkuus on esimerkiksi 14/20, tarkoittaa se kykyä nähdä sellainen kohde 14 tuuman etäisyydeltä, jonka normaalinäköinen ihminen näkee 20 tuuman etäisyydeltä. [1][35]

Lähinäön osalta tässä työssä käytetään useimmiten Jaegerin testin asteikkoa näkökyvyn ilmaisemisessa. Henkilön oma kokemus näkökyvystään on keskeisessä asemassa Jaegerin testissä eli testi on hyvin subjektiivinen. Testissä henkilölle annetaan kortti, jossa on tekstipätkiä erikokoisilla fonteilla kirjoitettuna. Korttia pidetään noin 30 senttimetrin etäisyydellä ja testillä tutkitaan miten pienen tekstin henkilö pystyy lukemaan. Testin tulokset ilmoitetaan J-luvulla. Esimerkiksi henkilö, jonka Jaegerin testin mukainen tulos on J1, pystyy lukmaan pienintä testitaulukossa olevaa tekstiä.

Snellenin ja Jaegerin testeillä ei voida mitata kovinkaan hyvin näön laatua. Näön laadulla tarkoitetaan kykyä erottaa kontrasteja ja intensiteettejä eli esineiden sävykkyyttä ja kirkkautta ympäristössä. Näön laatua voidaan mitata useilla erilaisilla testeillä. Näitä ovat muun muassa kontrastiherkkyystestit ja erilaiset optiset mittaukset. [16]

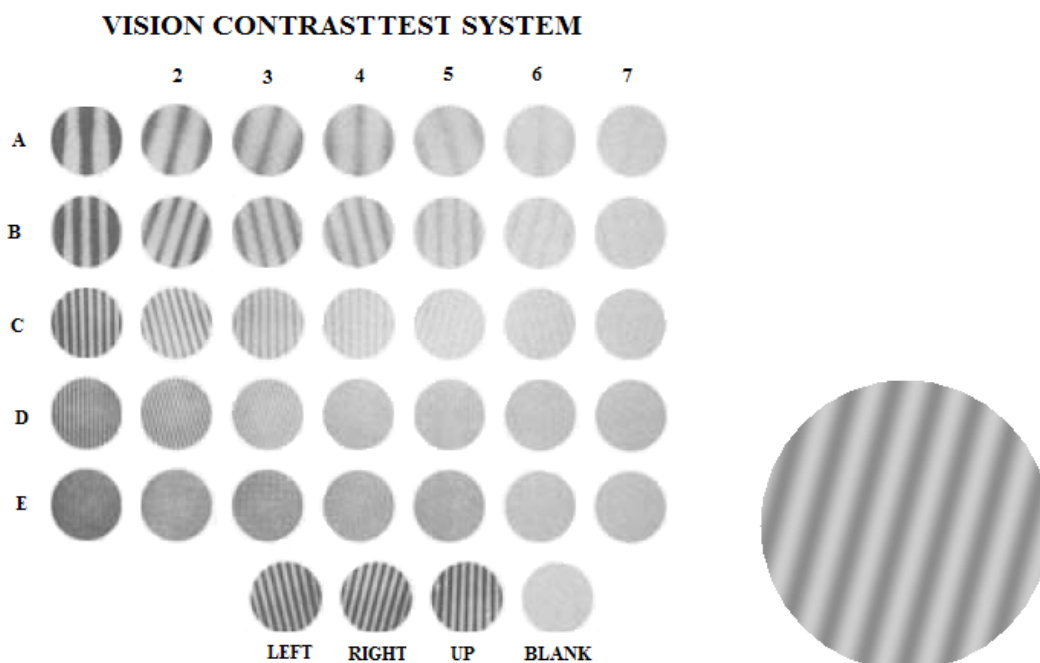
5.2. Kontrastiherkkyiden tutkiminen

Silmän kontrastiherkkyydellä tarkoitetaan sen kykyä erottaa pieniä valaistuseroja. Se määritellään matalimman havaittavissa olevan kontrastin käänteisarvona. Kontrastilla taas tarkoitetaan kohteen ja sen taustan luminanssien erotusta suhteessa taustan luminanssiin tai taustan ja kohteen luminanssien summaan kaavojen

$$C = \frac{L_t - L_k}{L_t} \quad \text{Weberin kontrasti} \quad (2)$$

$$C = \frac{L_t - L_k}{L_t + L_k} \quad \text{Michelsonin kontrasti} \quad (3)$$

mukaisesti, joissa C on luminanssikontrasti, L_t on taustan luminanssi ja L_k kohteen luminanssi. Potilaan kontrastiherkkyys on siis sitä parempi mitä haaleamman varjon hän pystyy erottamaan. Kontrastiherkkyttä voidaan mitata joko juovatestillä tai optotyypitestiällä. Michelsonin kaavaa käytetään kontrastiherkkyuden laskemiseen juovatestiä käytettäessä ja Weberin kaavaa optotyypitestiä käytettäessä. Juovatesti sisältää juovastoja, joiden luminanssimuutos noudattelee sinikäyrää liukuvasti kuvan 14 mukaisesti. Testillä mitataan henkilön kontrastiherkkyttä eri levyisten viivojen muodostamien juovastojen avulla. Mittausten perusteella voidaan piirtää kontrastiherkkyyskäyrä. Optotyypitestissä on kuvioita, joiden kontrasti vähenee testin edetessä kuvan 15 mukaisesti. [1][35]



Kuva 14. Vistech Consultants Inc.:in juovatesti kontrastiherkkyuden mittaamista varten. Juovien tummuus vaihtelee kunkin ympyrän sisällä tietyn taajuisen sinikäyrän mukaisesti. Oikealla on suurennos yhdestä ympyrästä. [37] (kuvaa muokattu)



Kuva 15. Pelli-Robsonin optotyypin kontrastiherkkyystesti [38]

5.3. Biometria

Silmän mittaaminen mahdollisimman tarkasti on kriittisen tärkeää hyvän postoperatiivisen tuloksen aikaansaamiseksi. Jos esimerkiksi normaalikokoisessa silmässä mittausvirheen suuruus aksiaalipituutta mitattaessa on 1,0 millimetriä, on silmän lopullisessa taittovoimassa virhettä laskennallisesti noin 2,7 diopteria. Jos taas sarveiskalvon mitta poikkeaa todellisesta 1,0 millimetriä, on silmän lopullinen taittovoimavirhe noin 5,7 diopteria. Aksiaalipituus mitataan ennen leikkausta, jotta implantoitavan keinomykiön voimakkuus voidaan laskea oikein. Silmän aksiaalipituudesta riippuu myös se, mitä kaavaa voimakkuuden laskemiseen käytetään. Toinen tärkeä mitattava silmän ominaisuus on sarveiskalvon mitta. Tätä kutsutaan myös keratometriaksi. Keratometriassa määritellään sarveiskalvon kaarevuus ja taittovoima. Näillä arvoilla on luonnollisesti suuri merkitys keinomykiön voimakkuutta valittaessa. Etukammion (ACD, engl. anterior chamber depth) syvyyden mitta on keskeinen objektiivinen mittari silloin, kun akkommodatiivisen keinomykiön toiminta perustuu eteenpäin siirtymiselle. Uusissa keinomykiön taittovoimakkuuden laskentakaavoissa on myös yhtenä parametrina etukammion syvyys. Etukammio ulottuu sarveiskalvon takareunasta mustuaisen läpi myki-

ön etureunaan. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään menetelmiä, joilla edellä mainittuja ominaisuuksia mitataan.

5.3.1. Ultraäänitutkimus

Ultraäänilaitte on perinteisesti käytetty laite silmän eri rajapintojen etäisyyksien mittaamiseen. Sillä voidaan mitata etukammion syvyyttä ja aksiaalista pituutta. Menetelmän hyvänä puolena on mahdollisuus tutkia silmän takaosia mykiön tai sarveiskalvon samentumista huolimatta. Ultraääni on määritelty kaikiksi ääniksi, jotka ovat korvan kuuleman taajuusalueen yläpuolella. Silmän tutkimuksissa käytetään tavanomaisesti 10 kHz:n tai korkeataajuisten laitteen ollessa kyseessä 18 kHz:n luokkaa olevaa taajuutta. Ultraääni on mekaanista energiaa ja se kulkee nestemäisissä aineissa pitkittäisinä aaltoina. Ultraäänikeila kohdistetaan tutkimuskohteeseen. Silmän rajapinnoilla tapahtuu ultraäänien heijastumista, jonka määrä on suoraan verrannollinen kunkin rajapinnan kudoksen akustiseen tiheyteen. Heijastumakäyrä nähdään näytöllä. Ultraäänilaitteita on kahdenlaisia, A- ja B-kuvalaitteita (engl. A-scan/B-scan). A-kuvalaite mittaa tutkimuskohdetta yksiulotteisesti. Tulokäyrä muodostuu piikeistä, jotka kertovat rajapintojen etäisyyden ultraäänitaajuudella värähtelevästä kiteestä. Kaksiulotteisessa B-kuvalaitteessa lähetinkide siirtyy tutkittavan pinnan yläpuolella ja erisuuntaisia läpileikkauskuvia ottamalla silmästä saadaan muodostettua kolmiulotteinen kuva. [1]

Kaksi eri tyyppistä A-kuvalaitetta on tällä hetkellä käytössä. Ensimmäinen on kontaktin vaativa laite. Anturi asetetaan tässä menetelmässä sarveiskalvoon kiinni mittauksen ajaksi. Anturi on helppo asettaa paikoilleen, mutta menetelmän huonona puolena on sarveiskalvon painuminen anturin alla. Tällöin myös etukammio painuu kasaan, joten silmän aksiaalinen pituus pienenee. Jos liian lyhyttä aksiaalipituutta käytetään keino-mykiön taittovoimakkuuden laskemiseen, on tuloksena silmän liiallinen taittovoima ja likinäköisyys. Toisen tyyppisessä A-kuvalaitteessa etukammion kasaanpainuminen ei ole ongelma, sillä anturin ja sarveiskalvon väliin tulee nestekalvo. Tällöin anturi ei paina sarveiskalvoa ja etukammion kasaanpuristumiselta vältytään. Nestekalvoa käyttävällä A-kuvalaitteella on saatu tarkempia tuloksia kuin kontaktin vaativalla laitteella. Näiden menetelmien aksiaalipituuseroksi on raportoitu 0,25 - 0,35 millimetriä. [39]

Korkeataajuuksisen ultraäänilaitteen tarkkuus on 20 mikrometrin luokkaa, kun mittaus-syvyys on alle 4 millimetriä. Tavanomaisen ultraäänilaitteen pituusresoluutio on noin 200 mikrometriä. Kliinisissä tutkimuksissa on osoitettu ultraäänilaitteen tarkkuuden olevan 100-120 mikrometriä. 100 mikrometrin virheellä postoperatiivinen taittovoimavirhe on noin 0,28 diopteria. Tutkimusten mukaan mittausten toistettavuus ja tarkkuus tavanomaisella A-kuvalaitteella on heikompi kuin optisessa biometriassa. Lisäksi väri-kalvosta ja linsistä heijastuvat kaiut häiritsevät mittausta. Suurin ongelma ultraääntä käytettäessä on kuitenkin oikean aksiaalilinjan ja laitteen kohdistaminen. [1][2][39]

5.3.2. Optinen biometria

Toinen menetelmä aksiaalipituuden mittaamiseksi on optinen biometria. Se on huomattavasti uudempi menetelmä verrattuna ultraäänilaitteeseen; se on kehitetty ja otettu oftalmologiassa käyttöön pääasiassa 1990-luvulla. Menetelmässä käytetään mekaanisten ääniaaltojen sijasta 780 nanometrinen aallonpituuksista valoa. Koska valon nopeus on liian suuri, jotta sen heijastuma-aikaa voitaisiin mitata suoraan, käytetään osittaiskoherenssi-interferometriaa (engl. partial coherence interferometry, PCI) optisen pituuden määrittämiseen. Optinen pituus muutetaan sitten geometriseksi pituudeksi käyttäen silmän eri kudosten ryhmätaitekerrointa. [40][41]

Kaupallisesti saatavilla on optiseen biometriaan perustuva Carl Zeissin (Jena, Saksa) IOLMaster-laite, jota käytetään nykyään yleisesti ultraäänilaitteiden ohella. IOLMasterilla voidaan mitata silmän aksiaalipituuden lisäksi etukammion syvyyttä sekä sarveiskalvon ominaisuuksia. Laitteen ohjelmisto laskee suoraan implantoitavan keinomykiön taittovoiman käyttäen oikeaa kaavaa silmän mitoista riippuen. [40][41]

Ultraäänellä ja optisella biometriallla mitatut silmän aksiaalipituudet eivät ole yhteneväiset. Tämä johtuu eri mittauspisteistä. Ultraäänellä mitataan silmän aksiaalietäisyys sarveiskalvon etupinnasta verkkokalvon päällimmäiseen pintaan kun taas optisesti mitattaessa mitataan matka sarveiskalvolta verkkokalvon pigmenttiepiteeliin. Jotta keinomykiön voimakkuuden laskemiseksi käytettyjä vanhoja kaavoja voitaisiin käyttää

edelleen, täytyy optisella menetelmällä saatua arvoa muuttaa ultraäänellä saatua arvoa vastaavaksi. [39]

Optisen biometrian hyvänä puolena on sen tarkkuus verrattuna ultraääneen. Useiden tutkimusten mukaan IOLMasterin mittaustarkkuus on huomattavasti parempi kuin tavomaisen ultraäänilaitteen ja postoperatiivisesti mitatut silmän taittovirheet ovat olleet merkittävästi pienempiä. Mittaustarkkuus IOLMasterilla on alle viisi mikrometriä aksiaalipituutta mitattaessa. Mittaustarkkuus johtuu osittain siitä, että IOLMasterilla mitataan automaattisesti visuaalista aksiaalipituutta, sillä mittauksessa potilas kohdistaa katseensa mittaussäteeseen. Toinen hyvä puoli IOLMasterin käytössä on sen kontaktittomuus silmän kanssa. Tällöin ei tarvitse käyttää paikallispuudutusta, sarveiskalvo ei altistu hankaumille, infektiot eivät pääse siirtymään silmään sekä potilasmukavuus on korkeampi. [39] [40][42]

Jotta optisella biometrialla pystytään mittaamaan silmän aksiaalipituus, täytyy valonsäteen päästä kulkemaan silmän eri osien läpi ja takaisin. Täten samentumat visuaalisella akselilla haittaavat mittausta ja saattavat estää sen täysin. Potilaan täytyy myös pystyä kohdistamaan katseensa mittaussäteeseen. Useiden tutkimusten mukaan 8-20 prosentille potilaista optinen biometria ei sovi mittaustavaksi. Ultraäänilaitte on siis edelleen tarpeellinen mittaustavaksi silmän ominaisuuksien määrittämiseksi. [39][40]

5.3.3. Keratometria

Sarveiskalvon mittaaminen on haastavaa, sillä sen taittovoimaa ei voida mitata suoraan millään menetelmällä nykyaikaisilla laitteilla. Perinteisesti sarveiskalvon taittovoima lasketaan mittaamalla ensin pinnan kaarevuussäde ja laskemalla taittovoima tästä. Sarveiskalvon pinnalta mitataan neljä pistettä kahdesta vatakkaisesta kohdasta. Kunkin kahden pisteen etäisyys toisistaan on 3-4 millimetriä. Tästä etäisyydestä voidaan laskea sarveiskalvon kaarevuus. Laskennan yksinkertaistamiseksi sarveiskalvon oletetaan olevan sfäärinen ja sylinterinmuotoinen. Myös ohuen linssin oletus tehdään sekä etu- ja takapinnan suhteen oletetaan olevan vakio. Kaava toimii hyvin normaalissa silmässä, jossa ei ole epäsäännöllistä hajataittoa tai jota ei ole käsitelty laserilla. Mittaaja

pystyy tosin näkemään sarveiskalvon epäsäännöllisyydet heijastumina, joten hän voi todeta mittauksen pätemättömäksi. [39][41]

Nykyään käytetään myös topografia-analyysiä sarveiskalvon kaarevuuden määrittämiseen. Mittauspisteitä sarveiskalvon pinnalla on sadoista tuhansiin. Näistä saadaan laskehtua keskimääräinen sarveiskalvon taittovoima. Tulokset voidaan esittää myös kaksiluotteisena kuvana esimerkiksi korkeuskäyrästä käyttäen. [41]

5.3.4. Keinomykiön taittovoimakkuuden laskeminen

Implantoitavan keinomykiön taittovoimakkuuden määrittely preoperatiivisesti on nykyään keskeisessä asemassa leikkauksen onnistumisen kannalta. Potilaille on huomattavasti korkeammat odotukset leikkauksen näköä korjaavan vaikutuksen suhteen ja yhä useammin tavoitteena on pärjääminen kokonaan tai lähes kokonaan ilman silmälaseja leikkauksen jälkeen. Tämän mahdollistaa osaltaan parempien keinomykiöiden markkinoille tulo. Nykyisillä pienen viillon leikkausmenetelmillä potilaalle ei aiheudu suurta hajataittoa leikkauksen seurauksena kuten vanhan leikkausmenetelmän aikaan usein tapahtui. Parempien biometrinen mittauslaitteiden, kuten Carl Zeissin IOLMasterin tulo markkinoille on parantanut mittauksen tarkkuutta moninkertaisesti. Mittaukset eivät ole myöskään enää niin voimakkaasti mitaajasta riippuvia vaan eri mitaajat saavat samoja tuloksia. [43]

Paraksiaalioptiikassa sfäärisen pinnan taittovoima lasketaan kaavalla

$$D = \frac{n_2 - n_1}{r}, \quad (4)$$

jossa D on taittovoima dioptereissa, n_1 on väliaineen taitekerroin pinnan etupuolella, n_2 on väliaineen taitekerroin pinnan takapuolella ja r on pinnan kaarevuussäde. Vergenssin käsite (engl. vergence) on oftalmologiassa käytetty konsepti, jossa etäisyys muutetaan taittovoimaksi dioptereissa. Vergenssi lasketaan kaavalla

$$V = \pm \frac{n}{d}, \quad (5)$$

jossa n on väliaineen taitekerroin ja d on etäisyys uudelta tasolta polttopisteeseen eli se on toisin sanottuna ”lyhennetty polttoväli”. Konvergoivan valon vergenssi on positiivinen ja divergoivan valon negatiivinen.

Kun linssisysteemi, jonka taittovoima on D , lisätään jo taittuneiden valonsäteiden eteen, voidaan tästä uudesta linssisysteemistä lähtevien valonsäteiden vergenssi V_2 taas seuraavalle pinnalle laskea kaavan

$$V_2 = V_1 + D \quad (6)$$

mukaisesti. Näitä kaavoja voidaan soveltaa silmään ja laskea tarvittava keinomykiön taittovoimakkuus, jotta lopputuloksena olisi silmän normaalitaittoisuus. Pseudofaakkisen silmän ensimmäinen taittava pinta on sarveiskalvo, jonka taittovoima dioptereissa on K , ja toinen taittava pinta on implantoitava keinomykiö. Sarveiskalvon vergenssi keinomykiön etupinnalla on kaavan 5 mukaisesti

$$V_1 = \frac{n_1}{\frac{1}{K} - ACD} \quad (7)$$

Kaavassa ACD on etukammion syvyys, n_1 on etukammion nesteen taitekerroin ja $1/K$ on sarveiskalvon polttoetäisyys. Jotta verkkokalvolle muodostuisi tarkka kuva, täytyy keinomykiöstä lähtevien valonsäteiden polttopisteen olla verkkokalvolla, joten V_2 on

$$V_2 = \frac{n_2}{Ax - ACD} \quad (8)$$

jossa n_2 on lasiaisen taitekerroin ja Ax on silmän aksiaalipituus. Kaavojen 6, 7 ja 8 avulla saadaan keinomykiön voimakkuudeksi laskettua

$$D = \frac{n_2}{Ax - ACD} - \frac{n_1}{(1/K) - ACD}. \quad (9)$$

Kaava 9 on teoreettinen kaava keinomykiön voimakkuuden laskemiselle. Kun ensimmäisiä kertoja yritettiin arvioida sopivaa taittovoimaa implantoitaville keinomykiöille, käytettiin juuri tämänkaltaisia kaavoja. Fyodorov esitti ensimmäisenä tällaisen kaavan vuonna 1967. Kun tarkemmat A-ultraäänilaitteet tulivat markkinoille 1970-luvulla, useita tämän kaltaisia kaavoja julkaistiin. Kaava 9 sisältää kuitenkin useita parametreja, joita on hankala määrittää kliinisesti. Esimerkiksi sarveiskalvon taittovoima, silmän aksiaalipituus sekä etukammion syvyys ovat edelleen vaikeahkosti määriteltävissä olevia suureita. Myös yksinkertaistuksen vuoksi käytetty paraksiaalioptiikka sekä ohuiden linssien oletus aiheuttaa virhettä lopputulokseen. [5][43]

Teoreettisten kaavojen huonojen tulosten takia keksittiin taittovoimakkuuden määrittämiseen regressioon perustuvat empiiriset kaavat. Leikatuista potilaista kerätystä datasta määriteltiin kaavoihin vakiot, joita käyttäen potilaan silmän leikkauksen jälkeinen kokonaistaittovoima oli lähellä emmetropiaa. Ensimmäiset tällaiset kaavat, SRK I ja SRK II (Sanders-Redzlaff-Kraff), otettiin käyttöön 1980-luvulla. SRK I –kaavan mukaan keinomykiön taittovoima D saadaan yhtälöllä

$$D = A - 0,9 \times K - 2,5 \times Ax, \quad (10)$$

jossa A on keinomykiöstä riippuva vakio, K on keskimääräinen keratometriasta saatu sarveiskalvon taittovoima ja Ax on silmän aksiaalipituus. SRK II –kaava vastaa SRK I –kaavaa muilta osin, mutta A -vakio on määritelty erikseen viidelle eri silmän aksiaalipituusvälille. [39]

Parempien diagnostisten laitteiden ansiosta optiikkaan perustuvia teoreettisia kaavoja on alettu käyttää uudelleen [5]. Nykyään käytössä ovat jo kolmannen sukupolven teoreettiset laskentakaavat kuten *Hoffer Q*, *Holladay I* ja *SRK/T*. Näissä kaavoissa käytetään kahta muuttujaa, silmän aksiaalipituutta sekä sarveiskalvon keskeistä taittovoimaa. Ne

eroavat toisistaan lähinnä siinä, miten ne laskevat keinomykiön sijainnin silmässä. Jos näitä kaavoja käytetään, niistä valitaan sopivin silmän aksiaalipituuden mukaisesti taulukon 3 mukaan. Rajoitteina näissä kaavoissa ovat niiden oletukset silmän joistakin parametreista perustuen normaaliin keskimääräiseen silmään. Nämä oletukset eivät kuitenkaan päde kaikissa silmissä. Uudempi *Haigis-L* -kaava on erilainen edellä mainittuihin kaavoihin verrattuna, sillä siinä käytetään kolmea kirurgista riippuvaa vakiota. Vakiot määritellään regressioanalyysillä, joka perustuu kirurgin aiemmista leikkauksista kerättyyn dataan. Lisäksi sarveiskalvon taittovoiman sijaan kaavassa käytetään toisena muuttujana etukammion syvyyttä. Haittapuolena kaavassa on kirurgi-riippuvaiset vakiot, joiden määrittämiseen tarvitaan kirurgin aiemmin suorittamien leikkausten arvoja. *Holladay 2* -kaava on uusin ja yksi tarkimmista käytössä olevista teoreettisista kaavoista tällä hetkellä. Kaava sisältää kuitenkin seitsemän eri muuttujaa, jotka täytyy määrittää. Muuttujia ovat silmän aksiaalipituus, keskimääräinen sarveiskalvon taittovoima, mykiön paksuus, horisontaalisesti mitattu sarveiskalvon halkaisija, etukammion syvyys, preoperatiivinen silmän taittovoima sekä potilaan ikä. IOLMasteria käytettäessä tietokone laskee automaattisesti potilaan silmän mittoihin sopivimmalla kaavalla keinomykiön tarvittavan taittovoiman. IOLMaster ei pysty mittaamaan mykiön paksuutta, joten se täytyy mitata nestekalvoultraäänilaitetta käyttäen. [39]

Taulukko 3. Keinomykiön taittovoimakkuuden laskemiseen käytettävät kaavat vuoden 2005 Käypä hoito –suosituksen mukaan [20]

Silmän aksiaalimitta (mm)	Käytettävä kaava
- 22	Hoffer Q
22 - 24,5	Hoffer Q, Holladay, SRK/T
24,6 - 26	Holladay
26 -	SRK/T

Moderneja mittauslaitteita sekä uudempia kaavoja käyttäen on mahdollista päästä keskimäärin 0,25 diopterin päähän tavoitellusta silmän kokonaistaittovoimasta. Tämä vaatii kuitenkin kokemusta sekä huolellisuutta mittauksen suhteen sekä huolellisesti valittua laskentakaavaa ja siinä käytettyjä vakioita. [39]

5.4. Potilaan soveltuvuus ikänäön korjaavaan leikkaukseen

Yksi tärkeimmistä asioista ikänäköä korjaavan leikkauksen onnistumisen kannalta on potilasvalinta ja se on syytä tehdä suurta harkintaa käyttäen. Mitä laajempi esitutkimus potilaalle on tehty, sitä parempi potilastyytyväisyys saavutetaan. Muiden sairauksien olemassaolo vaikuttaa luonnollisesti leikkauspäätökseen, mutta myös elämäntilanteella on merkitystä. Useita menetelmiä on kehitetty, jotta voitaisiin tunnistaa preoperatiivisesti potilaat, jotka eivät mahdollisesti ole tyytyväisiä leikkauksen lopputulokseen, vaikka he olisivatkin fyysisiltä ominaisuuksiltaan sopivia leikkauspotilaita. Useimmiten potilaalta kysytään ennen leikkausta mieltymyksistä, työtehtävistä ja jopa persoonallisuudesta, jotta voitaisiin kartoittaa potilaan elämää näkemisen kannalta. Parhaimmat leikkaustulokset siis saavutetaan, jos potilas on sekä fyysisiltä että psykologisilta tekijöiltään sopiva leikkauskandidaatti. [7]

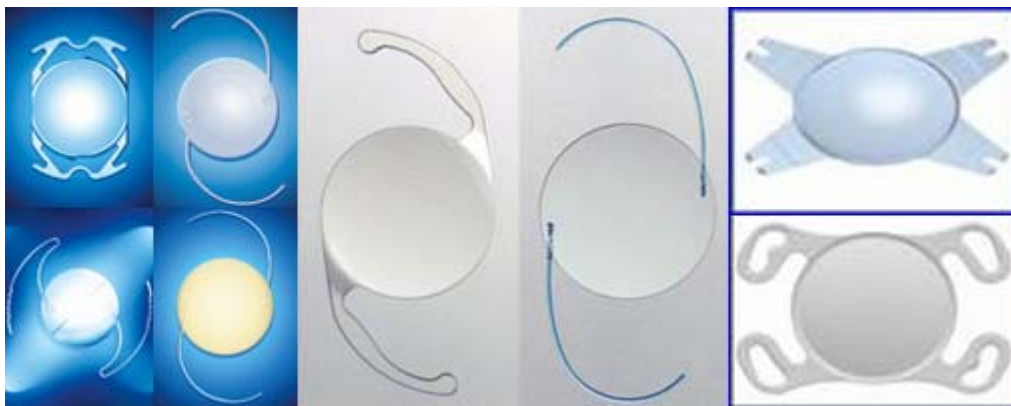
Säännöllinen astigmatismi pitäisi hoitaa pois alta ennen leikkausta. Sarveiskalvon topografia pitäisi selvittää ennen leikkausta, sillä astigmatismi huonontaa kuvanlaatua ja onnistunut leikkauskokemus vaatii asian hoitamista etukäteen excimer-laserilla. Epäsäännöllistä hajataittoa sairastava potilas ei ole hyvä kandidaatti leikkaukseen, sillä näköä ei pystytä korjaamaan sille tasolle, jota potilas odottaa. [7]

Kuivat silmät ovat toinen helposti korjattava asia, joka on syytä hoitaa ennen leikkausta parhaan hoitotuloksen saavuttamiseksi. Keltatäplän eli verkkokalvon tarkan näön alueen sairaudet ovat yleensä vasta-aiheita leikkaukselle. Nämä sairaudet alentavat kontrastiherkkyyttä, joten yhdessä muutenkin epätäydellisen näön antavan keinomykiön kanssa näönlaatu kärsii huomattavasti. Keltatäplän sairaudet pystytään havaitsemaan onnistuneesti tavallisessa silmän tutkimuksessa. [7]

6. Keinomykiöiden rakenne ja materiaalit

Keinomykiöiden rakenteita ja muotoiluja on lähes niin monta kuin on erilaisia kehiteltäviä keinomykiöitäkin, mutta pääosiltaan ne noudattelevat samoja linjoja. Keinomykiön keskiosa koostuu yleisimmin yhdestä optiikasta eli linssistä, joka taittaa valoa. Joissakin akkommodatiivisissa malleissa optiikoita on kaksi peräkkäin. Keinomykiön optiikka on suunniteltu joko yksipolttopisteiseksi tai monipolttopisteiseksi käyttötarkoituksesta riippuen.

Optiikkaan on kiinnitetty kahdesta neljään haptiikkaa. Haptiikalla tarkoitetaan oftalmologisessa kirurgiassa ”kättä” (kreikan sanasta kosketus). Ne ovat käsimmäisiä ulokkeita, jotka kiinnittävät keinomykiön paikoilleen mykiön kapselipussiin tai sädekehään implantointipaikasta riippuen. Haptiikoiden muotoilussa on paljon eroja eri keinomykiömallien välillä. Pääasiallisesti ne voidaan jakaa kuitenkin J-, C- sekä levyhaptiikoihin. Kirjaimet viittaavat haptiikan muotoon. J- ja C-haptiikoita on keinomykiöissä kaksi, mutta levyhaptiikoita voi olla kahdesta neljään. Myös muun mallisia haptiikoita on suunniteltu. Kuvassa 16 on esitelty erilaisia keinomykiömalleja.



Kuva 16. Erilaisia keinomykiömalleja. Vasemmalta lähtien HumanOpticsin [44], Alconin [45] ja Bausch&Lombin [21] erilaisia keinomykiömalleja

Keinomykiöt voivat koostua kokoaan yhdestä osasta tai vaihtoehtoisesti useammasta osasta. Useaosaisissa keinomykiöissä haptiikat ovat erillisiä osia ja useimmiten eri materiaalista valmistettuja. Nämä on kiinnitetty optiikkaan kiinni erilaisilla tekniikoilla. Yleisesti kirjallisuudessa esintyvät termit yksiosainen ja kolmeosainen keinomykiö (engl. 1-piece/3-piece). Edellä kuvattu keinomykiöiden rakenne pätee suurimpaan osaan

tarjolla olevista malleista, mutta erityisesti akkommodatiivisten keinomykiöiden ryhmässä on kehitelty paljon erilaisia ratkaisuja. [21][44][45]

Keinomykiöiden materiaaleja on kehitetty jatkuvasti, heti siitä lähtien, kun Ridley asensi ensimmäisen keinomykiön ihmissilmään vuonna 1949. Tarkoituksena on ollut löytää ominaisuuksiltaan sellainen materiaali, joka olisi mahdollisimman bioyhteensopiva sekä aiheuttaisi mahdollisimman vähän vastetta silmän omissa soluissa. Solujen ärsyyntymisen seurauksen voi muodostua silmän tapauksessa mykiön kapselipussin etu- ja takakalvon samentumia (ACO/PCO, engl. anterior/posterior capsule opacification), lins-sienvälisiä samentumia (ILO, engl. interlenticular opacification), valtavia solukerrostumia sekä mykiön epiteelisolujen liikakasvua. Ensimmäinen yleisesti käytetty materiaali oli PMMA eli polymetyylimetakrylaatti, jota Ridleykin käytti keinomykiönsä materiaalina. PMMA:ia pidetään edelleen standardina, johon uusia materiaaleja verrataan. [46]

Nykypäivänä keinomykiöitä ja silmänsisäisiä piilolinssejä asennetaan yhä nuoremmille potilaille. Ikänäön korjaava keinomykiö saatetaan asentaa jo siinä vaiheessa, kun ikänäkö alkaa vaivata verrattuna siihen että aiemmin keinomykiö asennettiin vasta kaihileikkauksen yhteydessä. Suuria taittovirhekorjauksia toteutetaan silmänsisäisillä piilolinsseillä, sillä sarveiskalvon paksuus ei riitä taittovirheen korjaamiseen. Myös lapsille asennetaan joskus keinomykiö. Nämä seikat asettavat yhä suuremmat vaatimukset keinomykiöiden ja silmänsisäisten piilolinssien materiaalien bioyhteensopivuudelle ja kestävyydelle sekä läpinäkyvyyden säilymiselle pitkällä aikavälillä. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään keinomykiöissä käytettyjä materiaaleja. [14]

6.1. Jäykkä akryylipolymeeri

Polymetyylimetakrylaatti, PMMA, on jäykkää materiaalia, jonka vesipitoisuus on alle prosentin luokkaa. Se on ominaisuuksiltaan inerttiä eli se ei reagoi helposti ympäristönsä kanssa. PMMA kestää hyvin vanhenemista ja sen taitekerroin on 1,49. PMMA:n huonona puolena keinomykiömateriaalina on sen jäykkyys. Pienen viillon menetelmää ei voida käyttää leikkaustekniikkana, koska PMMA:sta valmistettua keinomykiötä ei

voida taittaa tai rullata. Sarveiskalvoon tehty iso viilto täytyy sulkea ompeleilla, josta aiheutuu useimmiten sarveiskalvon hajataittoa ja toipumisaika tällaisesta leikkauksesta on huomattavasti pidempi kuin pientä viiltoa käytettäessä. Nykyaikaisissa keinomykiöissä käytetäänkin lähes poikkeuksetta taittuvia materiaaleja, jotta pienen viillon leikkausmenetelmää voidaan käyttää. PMMA:ia käytetään kuitenkin vielä usein keinomykiöiden haptiikoiden materiaalina. PMMA:sta valmistettujen keinomykiöiden käytön määrä alkoi pienentyä nopeaan tahtiin vuodesta 1998 alkaen. [46]

6.2. Silikoni

Keinomykiöissä käytettävät silikonit koostuvat pii-happi-polymeereistä. Yleisimmin käytetään dimetyylisiloksaani-runkoisia elastomeereja. Silikoniset keinomykiöt ovat melko inertejä ja stabiileja eri läpötiloissa. Uudemman sukupolven silikonien taitekerroin on suurempi verrattuna aiempiin silikoneihin, 1,41-1,46, ja nykyaikaisten silikonisten keinomykiöiden optiikat ovatkin ohuempia kuin vanhat mallit. Silikonin kostutus- kulma on 99°, joten se on varsin hydrofobista pintaominaisuuksiltaan. Silikonista valmistetun keinomykiön pinta on hyvin liukas ja sen käsittely on erittäin haastavaa varsinkin märkänä. Implantointivaiheessa se saattaa aueta hyvin nopeasti rullaltaan tai taitokseltaan, mikä vähentää kirurgin kontrollointimahdollisuutta leikkauksen implantointivaiheessa. Keinomykiö itse tai silmän kudokset saattavat vahingoittua rullauksen auetessa liian aikaisin. [46]

6.3. Hydrofobinen pehmeä akryylipolymeeri

Hydrofobisesta akryylipolymeerista valmistetut keinomykiöt koostuvat akrylaattien ja metakrylaattien kopolymeereista, joten ne ovat yhtä aikaa joustavia ja kestäviä. Ne eivät ole kuitenkaan yhtä elastisia kuin silikoniset keinomykiöt ja ne ovat myös hieman jäykempiä, joten ne vaativat hieman isomman leikkausviillon. Pehmeiden akryylipolymeerien taitekerroin on suurempi kuin silikonien ja PMMA:n, 1,44-1,55, ja optiikat ovat muita ohuempia. Materiaaliominaisuksiltaan pehmeä akryylipolymeeri on pehmeämpää, joten se rikkoutuu helpommin. Siihen voi tulla halkeamia, hankaumia ja painumia implantoinnin yhteydessä. Taitteeltaan pehmeästä akryylista valmistettu keinomykiö

avautuu hitaammin kuin silikoninen, joten kirurgi pystyy ohjaamaan sen paikalleen asettumista paremmin. Tutkimusten mukaan Nd:YAG-laser vahingoittaa kapsulotomian yhteydessä kuitenkin vähiten juuri hydrofobista pehmeää akryylipolymeeriä. Hydrofobisen pehmeän akryylipolymeerin kostutuskulma on 73°. [46]

6.4. Hydrofiilinen pehmeä akryylipolymeeri

Hydrofiiliset pehmeät akryylipolymeerit koostuvat hydroksietyylimetakrylaatti-rungosta (poly-HEMA) ja siihen kiinnittyvistä hydrofiilisista akryylimonomeereista. Näitä kutsutaan yleisesti myös hydrogeeleiksi. Keinomykiöitä on valmistettu usemmalla erilaisella koostumuksella, joissa vesipitoisuus ja kopolymeeripitoisuus vaihtelevat. Keinomykiöt ovat pehmeitä ja erinomaisia bioyhteensopivuudeltaan hydrofiilisen pintansa ansiosta. Pinta on kuitenkin erittäin hyvä pohjamateriaali soluille ja niitä kulkeutuukin runsaasti optiikan pinnalle. Tutkimusten mukaan optiikan pinnalla tapahtuu paljon mykiön epiteelisolujen liikakasvua. Materiaali kestää kuitenkin hyvin Nd:YAG-laserin säteilyä. [14][46]

6.5. Materiaalin muokkaus ja muotoilu

Polymeerien pintaominaisuuksia voidaan muokata ympäristöönsä paremmin sopiviksi. Käytännössä keinomykiöiden osalta on toteutettu pintaenergian muutoksia. Tämä voidaan saavuttaa kolmella eri menetelmällä: pinnankäsittelyllä, päällystämällä tai uusien molekyylien istuttamisella. Esimerkiksi PMMA-keinomykiö voidaan päällystää Teflonilla ja näin siitä saadaan pintaominaisuuksiltaan hyvin hydrofobinen. [46]

Keinomykiön optiikkaan voidaan myös lisätä ultraviolettisäteilyä absorboivia hiukkasia, kromoforeja. Näiden tarkoituksena on suojata silmän verkkokalvoa liialliselta UV-säteilyltä. Silmän luonnollinen mykiö suodattaa UV-valoa. Yleisesti keinomykiön optiikkaan lisätään kromoforeista joko bentsotriatsolia tai bentsofenonia. Viime vuosina on esitetty uudenlainen tapa estää UV-säteilyn pääsy verkkokalvolle. Keinomykiön optiikkaan lisätään keltaista sävytettä. Tällä jäljitellään luonnollisen mykiön suodatuskykyä ja valo pääsee läpäisemään optiikan samalla tavoin kuin terveessä silmässä tapahtuu. UV-säteilyä suodattavaa materiaalia on kehitelty edelleen. Bausch&Lombilla on

tarjolla violettia näkyvää valoa suodattava keinomykiö. Violetti valo on tutkimusten mukaan UV-valon ohella fototoksista eikä se tarjoa merkittävää informaatiota näkökyvyn kannalta. Myös materiaaleja, jotka muuttavat suodatuskykyään valaistusolosuhteiden mukaan, kehitellään. [46]

Buehlin ja Findlin [47] tekemässä laajassa meta-analyysissä tarkastellaan yhteyttä keinomykiön muotoilun ja jälkikaihien (PCO) muodostumisen välillä. Tutkimuksessa oli mukana yleisimmistä materiaaleista, PMMA:sta, silikonista ja pehmeästä akryylisestä materiaalista, valmistettuja keinomykiöitä sekä yhdestä osasta muodostuvia että optiikasta ja erillisistä haptiikoista muodostuvia keinomykiöitä. Tulosten mukaan takareunoiltaan kulmikkaasti muotoiltuja keinomykiöitä käytettäessä PCO:n muodostuminen on huomattavasti vähäisempää ja potilaiden näöntarkkuus ja –laatu on näin ollen myös parempi. Tulos on tilastollisesti merkittävä eli sitä voidaan pitää luotettavana. Kaikkien keinomykiöissä käytettyjen materiaalien osalta päästiin samansuuntaisiin tuloksiin. Yksi- ja kolme-osaisten keinomykiömallien välillä ei havaittu merkittävää eroa PCO:n muodostumisessa. [47]

7. Yksipolttopisteiset ja monipolttopisteiset keinomykiöt

Tässä luvussa käsitellään yksi- ja monipolttopisteisiä eli mono- ja multifokaalisia keinomykiöitä. Ne ovat vaihtoehtoisia keinomykiötyyppejä mukautumiskykyisille keinomykiöille. Yksipolttopisteisillä keinomykiöillä voidaan korjata ikänäköä monovision avulla, mutta useimmiten niitä käytetään siten, että ne mahdollistavat kauas näkemisen ilman ulkoisia apuvälineitä. Monipolttopisteiset keinomykiöt ovat ikänäön korjaamiseen kehitettyjä keinomykiöitä.

7.1. Yksipolttopisteiset keinomykiöt

Edelleen ehdottomasti yleisin kaihileikkauksen yhteydessä implantoitu keinomykiö on tyypiltään monofokaalinen eli tavallinen yhden polttopisteen linssi. Vielä 1980-luvulla oli yleistä, että kaihileikkauksen jälkeen silmään asennettiin standardoitu 19 diopterin taittovoimainen keinomykiö potilaan silmän ominaisuuksista riippumatta. Gullstrand oli aiemmin määritellyt, että silmän luonnollisen mykiön taittovoima on aina vakio 19 diopteria. Myöhemmät tutkimukset ovat osoittaneet selvästi, että noin 5 prosentilla potilaista, joille on implantoitu standardin mukainen keinomykiö, silmän jäännöstaittovirhe on yli 5 diopteria. Näin suuri taittovirhe aiheuttaa aniseikonaa eli erikokoisten kuvien muodostumista eri silmien verkkokalvoille sekä ongelmia stereonäössä. Potilas on käytännössä myös täysin riippuvainen silmälaseista. [5]

Nykyään implantoitavan keinomykiön tarvittava taittovoima pyritään määrittelemään mahdollisimman tarkasti ennen leikkausta. Tähän tarvitaan tarkkoja biometrisiä mittauslaitteita sekä luvussa 5.3.4 käsiteltyjä kolmannen sukupolven laskentakaavoja. Useimmissa tapauksissa keinomykiön voimakkuus valitaan siten, että potilas pystyy näkemään kauas selvästi. Kaikilla alan suurilla yrityksillä, esimerkiksi Alconilla, Bausch&Lombilla, HumanOpticsilla, Morcherilla ja Abbott Medical Opticsilla sekä monilla muilla on tarjolla useita erilaisia yksipolttopisteisiä keinomykiöitä erilaisiin tarpeisiin. [2]

Myös yksipolttopisteisillä keinomykiöillä on mahdollista saavuttaa pseudoakkommodaation avulla jonkinasteinen lähinäkö, joka tosin on hyvin vaihteleva. Mustuaisen supistumisen aiheuttama terävyysalueen suureneminen, sarveiskalvon aberraatiot ja monipolttopisteisyys sekä aivokuoren tulkintakyky aiheuttavat pseudoakkommodaatiota, jonka ansiosta ilman todellista akkommodaatiotakin on mahdollista saavuttaa hyvä lähinäkö. Potilaat, joille on implantoitu yksipolttopisteiset keinomykiöt, voivat saavuttaa pseudoakkommodaation 0,7 diopterista 5,1 diopteriin keskimääräisen arvon ollessa noin 2 diopteria. [2]

Luonnollisen akkommodaation puutetta voidaan yrittää kompensoida luomalla näköjärjestelmä, joka muodostaa yhdenaikaisia kuvia, jotka ovat tarkkoja eri etäisyyksiltä tulevilla säteillä. Yksinkertaisesti tämä voidaan muodostaa monovisiolla. Tällä tarkoitetaan sitä, että potilaan toiseen silmään asennetaan lähinäkölle optimoitu ja toiseen silmään kaukonäkölle optimoitu yksipolttopisteinen keinomykiö. Monovisiosta on saatu hyviäkin tuloksia ja potilaat ovat sopeutuneet tilanteeseen. Kaikki potilaat eivät kuitenkaan pysty sietämään syntyvää kaksoiskuvaa. [2]

Toorisia keinomykiöitä on kehitetty hajataitaisuudesta kärsiville potilaille. Toorinen linssi korjaa taittovirheen lisäksi hajataitaisuutta. Sillä on tarkoitus luoda virheetön kaukonäkö suuresta hajataitaisuudesta kärsivälle kaihipotilaalle. Staar Surgical -yhtiö kehitti ensimmäisen FDA:n hyväksymän toorisen linssin, Toric IOL:in. Se on ollut markkinoilla vuodesta 1998 asti. Vuonna 2005 FDA hyväksyi myös Alconin AcrySof IQ Toric IOL:in. HumanOpticsin Torica on saatavilla Euroopan markkinoilla. Toorisilla keinomykiöillä voidaan korjata hajataitaisuutta noin 3 diopteriin asti. Kaikkien ihmisten silmissä on jonkin verran hajataitaisuutta, mutta lievä hajataitaisuus ei haittaa näkökykyä lainkaan. Kaihileikkauksen yhteydessä ei siis kannata implantoida silmään toorista keinomykiötä mikäli hajataitaisuutta on vain vähän. [44][48]

Perinteiset yksipolttopisteiset keinomykiöt ovat muotoilultaan sfäärisiä eli niiden pinnan kaarevuussäde on joka kohdalta samansuuruinen. Nykyisin on tarjolla myös silmän palloaberraatiota korjaavia eli asfäärisiä keinomykiöitä. Useimmilla ihmisillä sarveiskal-

vossa on positiivista aberraatiota, keskimäärin +0,27 mikrometriä. Nuorilla ihmisillä mykiön negatiivinen aberraatio tasapainottaa tilanteen ja näkökyky on tarkka. Tavanomaisissa sfäärisissä keinomykiöissä on positiivista aberraatiota, joten tällaisen linssin implantoiminen silmään vain lisää vääristymän määrää. Asfäärisiä keinomykiöitä on kahdenlaisia. Osassa näistä on negatiivista aberraatiota eli optiikka on hieman tasaisempi reunoiltaan verrattuna keskiosaan ja se eliminoi sarveiskalvon aiheuttamaa vääristymää. Toisentyyppisissä asfäärisissä keinomykiössä taas on eliminoitu aberraatio kokonaan eli niissä ei ole positiivista eikä myöskään negatiivista aberraatiota. [49]

Asfääristen keinomykiöiden suurimpana etuna verrattuna tavallisiin keinomykiöihin on suurempi kontrastiherkkyys sekä parempi toiminnallinen näkökyky. Jos kaikille kaihi-
potilaille implantoidaan asfääriset keinomykiöt, joiden negatiivinen aberraatio on 0,27 mikrometriä, on keskimääräinen leikkaustulos parempi kuin jos kaikille implantoitaisiin sfääriset keinomykiöt. Kaikille asfääriset keinomykiöt eivät kuitenkaan sovi. Joissakin tapauksissa asfäärisestä muotoilusta ei ole hyötyä ja osalla potilaista silmän aberraatio jopa pahentuu. Sarveiskalvon muotoilussa, esimerkiksi LASIK-leikkauksessa, käyneillä potilailla sarveiskalvon muoto ei ole enää normaali ja asfäärinen linssi voi pahentaa tilannetta samoin kuin kartiopullistumaa sairastavilla potilailla. [49]

Saatavilla olevia asfäärisiä keinomykiöitä ovat muun muassa HumanOpticsin Aspira, Lenstecin Softec, Alconin AcrySof IQ, Bausch&Lombin SofPort ja uusi Akreos sekä Abbott Medical Opticsin Tecnis Z9000. FDA:n hyväksyntä edellä mainituista on kaikilla muilla paitsi Aspiralla ja Softecilla. Softecin kliiniset tutkimukset FDA:n hyväksymäksi keinomykiöksi ovat meneillään. [21][44][50][51]

7.2. Monipolttopisteiset keinomykiöt

Monipolttopisteiset eli multifokaaliset keinomykiöt ovat toinen kehitetyistä menetelmistä ikänäön korjaamiseen akkommodatiivisten keinomykiöiden lisäksi. Menetelmä perustuu nimensä mukaisesti useiden polttopisteiden hyödyntämiseen. Linssin optiikassa on sisäkkäisiä alueita, joilla on erilaiset taittovoimat. Eri alueita hyväksikäyttäen potilas pystyy siis teoriassa näkemään eri etäisyyksille: lähelle, keskietäisyydelle sekä kauas.

Monipolttopisteisiä keinomykiöitä on implantoitu ihmissilmään vuodesta 1986 lähtien. Ensimmäisissä linseissä oli kahdesta kolmeen refraktiivista tai diffraktiivista aluetta. [17]

Useat tutkimukset ovat osoittaneet monipolttopisteisten keinomykiöiden ylivoimaisuuden verrattuna yksipolttopisteisiin keinomykiöihin lähinäön sekä keskinäön palauttamisessa [17]. Monipolttopisteisiä keinomykiöitä käyttävät potilaat ovat kokeneet kuitenkin enemmän haittavaikutuksia verrattuna potilaisiin, joilla on yksipolttopisteiset keinomykiöt. Haittavaikutuksia ovat muun muassa häilyvät valoilmiot, heijastukset, alentunut kontrastiherkkyys sekä heikentynyt näkö tarkkuus. [7]

Vertailuja eri monipolttopisteisten keinomykiötyyppien välillä on tehty verrattain vähän ja niiden tulokset ovat ristiriitaisia [17]. Vaikka ne pystyvätkin tuottamaan hyvän lähi- sekä kaukonäön tarkkuuden, niiden ongelmana on näön laadun huonontuminen. Merkittävin ongelma on kontrastiherkkyuden huomattava aleneminen, joka on aiheuttanut eniten potilastyytymättömyyttä. Huono kontrastiherkkyys johtuu linssin rakenteesta, sillä aina kun terävä kuva muodostuu verkkokalvolle, muodostuu myös sumeita ja epätarkkoja kuvia muiden polttoalueiden taittamana. Myös erilaiset ylimääräiset valoilmiot näkökentässä ovat olleet ongelmallisia. [8] [17]

Kontrastiherkkyysongelmia on yritetty ratkaista muun muassa kauko- tai lähinäköä painottavilla linseillä. Myös mustuaisen koon muutosta valaistusolosuhteiden mukaan on yritetty hyödyntää kontrastiherkkyuden parantamisessa. [17]

Mustuaisen koko, muoto, dynaamiset ominaisuudet ja sijainti keskikohdan suhteen vaihtelevat, eivät vain eri potilaiden välillä vaan myös potilaan kahden silmän välillä. Lisäksi ominaisuudet voivat vaihdella myös vuorokauden ajan mukaan. Nämä ilmiöt vaikuttavat merkittävästi monipolttopisteisten linssien toimintaan. Tutkimusten mukaan mustuaisen koko ja dynamiikka muuttuvat myös potilaan vanhetessa, joten näiden määrittäminen ennen leikkausta ei takaa pysyvää tyydyttävää tulosta pitkällä aikavälillä. Tutkimukset osoittavat, että useimpien ihmisten hermosto pystyy sopeutumaan moni-

polttopisteisyyteen ajan kuluessa, mutta on myös potilaita, joilla näin ei tapahdu. Hermoston mukautumiskykyä ei pystytä tutkimaan etukäteen nykyteknologialla. Linssien sopivuutta potilaalle voidaan tosin testata etukäteen käyttämällä monitaittopisteisiä piilolinsskejä ennen leikkausta. Näin voidaan selvittää, sietääkö potilas monitaitteista näköä. Seuraavissa alaluvuissa esitellään kaksi uutta, mutta kuitenkin jo markkinoilla olevaa monipolttopisteistä keinomykiötä. [16]

7.2.1. AcrySof ReSTOR

AcrySof ReSTOR on texasilaisen Alconin kehittämä monipolttopisteinen keinomykiö. Toisin kuin mukautumiskykyiset linssit, ReSTORin toiminta ei perustu lainkaan liikkuviin osiin ja sädekehän lihasten toimintaan, vaan se on täysin pseudoakkommodatiivinen. FDA hyväksyi sen kaupalliseen käyttöön maaliskuussa vuonna 2005. Linssi on valmistettu yksiosaisesti hydrofobisesta akryylipolymeeristä ja se on rullautuva, joten linssin implantointi onnistuu pienen viillon menetelmällä. Koko systeemi on halkaisijaltaan 13,0 millimetriä ja optiikka 6,0 millimetriä. Systeemi pysyy paikallaan mykiön kapselipussissa kahdella haptiikalla. Keskustan erityinen optinen osa on 3,6 millimetriä halkaisijaltaan ja sitä ympäröi refraktiivinen alue, joka on tarkoitettu kaukonäölle. Keskusosa on valmistettu käyttämällä patentoitua erikoishiontaa, apodisaatiota (kuva 17). Apodisaatiotekniikka on omaksuttu keinomykiöiden valmistukseen kaukoputkista sekä biomikroskoopeista, joissa tavallisten linssien erottelukyky ja tarkkuus ei ollut enää riittävä [52]. Apodisaatiolla tarkoitetaan linssissä olevien diffraktiivisten portaiden korkeuden asteittaista madaltumista. Teknologia jakaa valon eri polttopisteisiin valaistusolosuhteista riippumatta. ReSTORin keskiosa sisältää 12 sisäkkäistä asteittain madaltuvaa porrasta, korkeuksiltaan 1,3- 0,2 mikrometriä, jotka kohdentavat valon energiaa. Apodisaation tarkoituksena on parantaa kuvanlaatua ja minimoida häiriöt näkökentässä. Apodisoidussa linssissä valo diffraktoituu pehmeästi portaiden reunoilla aiheuttaen näin vähemmän häiriöitä kuin tavanomaisesti valmistetuilla taittoalueiden reunoilla. ReSTORia valmistetaan 6,0 - 34,0 diopterin taittovoimalla ja sen lähinäköön tarkoitettu lisätaittovoima on vaihtoehtoisesti 3,0 tai 4,0 diopteria. Se suodattaa lisäksi ultraviolettivaloa. [7][53]

ReSTOR on tällä hetkellä yleisimmin implantoitu ikänäköä korjaava keinomykiö kaihipotilaille. Maailmanlaajuisesti sitä on implantoitu yli neljännesmiljoonaan silmään. Suomessa noin kymmenen lääkäriä asentaa ReSTOR-linssejä potilaille [54]. [53]



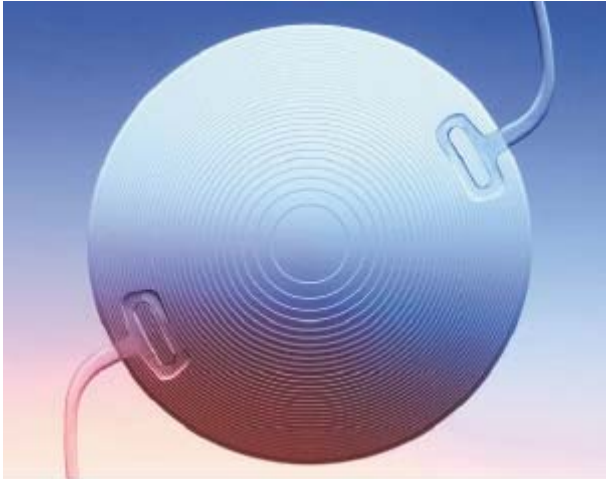
Kuva 17. Alconin AcrySof ReSTOR-keinomykiö asennettuna mykiön kapselipussiin, kuva linssin optiikasta sekä yksityiskohta erikoishiotusta keskustasta. [52]

ReSTORin avulla moni potilas on saavuttanut erinomaisen korjaamattoman näöntarkkuuden ja huomattavan suuri määrä potilaista ei tarvitse lainkaan silmälaseja leikkauksen jälkeen. Pitkäaikaisten seurantatutkimusten mukaan näöntarkkuus säilyy myös pitkällä aikavälillä. Näköhäiriöt vähenevät ajan myötä. Jotkin potilaat ovat valittaneet häikäistymis- ja halo-oireista sekä ”vahamaisesta näöstä”. Aberraatioita esiintyy niissä tapauksissa, joissa linssin asento on päässyt siirtymään aksiaalilinjasta sivuun. Vuonna 2008 Alcon lanseerasi asfäärisen ReSTOR Aspheric –keinomykiön, jolla näönlaatu lie-nee parempi. [7]

7.2.2. Tecnis

Tecnis on Abbott Medical Opticsin multifokaalinen keinomykiö (kuva 18). Sitä on saatavilla kahdesta eri materiaalista valmistettuna: mallissa ZM900 optiikka on valmistettu silikonista ja mallissa ZMA00 hydrofobisesta akryylipolymeerista. Optiikan halkaisija on 6,0 millimetriä ja koko systeemin 12,0 tai 13,0 millimetriä mallista riippuen. Haptiikat ovat viiden asteen kulmassa optiikan etupuolella, joten linssi sijoittuu kapselipussin takaosaan. Mallin takareunat ovat terävät kapselipussin takakalvon samentuman estämiseksi ja etureunat pyöristetyt häiritsevien valoilmioiden vähentämiseksi. Linssi on asfäärinen ja sen etupuolen muoto on suunniteltu tarkasti aaltorintamamittauksien avulla. Palloaberraatio on siis lähes täysin eliminoitu. Linssi on suunniteltu myös vähentämään kromaattista aberraatiota. Optiikan takareuna on monipolttopisteinen diffraktiivinen

pinta. Valonjakosuhde optiikalla on 50/50 eli 50 % linssiin tulevista valonsäteistä saavat aikaan terävän kaukonäön ja 50 % terävän lähinäön. Abbott Medical Opticsin mukaan lähes yhdeksän kymmenestä potilaasta ei ole käyttänyt silmälaseja enää lainkaan leikkauksen jälkeen. Tecnis sai FDA:n hyväksynnän kaihipotilaiden hoitoon alkuvuodesta 2009. [50]



Kuva 18. AMO Tecnis multifokaalinen keinomykiö. [17]

8. Mukautumiskykyisiä keinomykiömalleja

Useita erilaisia mukautumiskykyisiä keinomykiöitä kehitellään ympäri maailmaa useissa yrityksissä ja yliopistoissa. Tällä hetkellä kehitteillä ovat jo toisen ja kolmannen sukupolven versiot. Akkommodatiivisten keinomykiöiden toimintamekanismi perustuu Helmholtzin teoriaan silmän akkommodaatiosta, jonka mukaan voiman siirtyminen sädekehän lihaksista mykiöön tapahtuu mykiön ripustinsäikeiden kautta. Toinen toimintamekanismi perustuu oletukselle, että muutokset silmänsisäisessä paineessa aiheuttavat linssin muodon muutokset.[2][9]

Nykyaikaiset mukautumiskykyiset keinomykiöt voidaan jakaa yhden ja kahden linssin malleihin. Yhden linssin malli sisältää yhden keinotekoisin linssin ja silmään asennettaessa tämä linssi muodostaa sarveiskalvon kanssa kahden linssin systeemin. Kahden linssin mallissa on vastaavasti kaksi keinotekoisia linssiä ja silmään asennettuna systeemissä linsejä on siis yhteensä kolme. Kolmas kategoria on kapselipussin täyttävät mallit. [2]

Akkommodatiivisia linssimalleja on kehitelty useilla eri toimintaperiaatteilla. Passiiviseen siirtymään perustuvat yhden linssin mallit liikkuvat eteenpäin sädekehän lihasten supistuessa. Ainoat markkinoilla olevat akkommodatiiviset keinomykiöt toimivat tällä periaatteella. Kahden linssin mallit taas perustuvat taittovoiman suurenemiseen etumaisen linssin siirtymän ansiosta. Malli koostuu liikkuvasta etuoptiikasta sekä paikallaan pysyvistä takaoptiikasta, joiden välissä on jousimainen haptiikka. Aktiiviseen siirtymään perustuvissa malleissa käytetään optiikan eteenpäin liikuttamiseksi jotakin lisäkeinoa. Mykiön kapselipussin täyttävissä malleissa pussi täytetään elastisella materiaalilla ja sen tarkoitus on toimia kuten luonnollinen mykiö. Tässä luvussa käsitellään kehitteillä ja jo markkinoilla olevien linssien rakenteita ja toimintaperiaatteita. [2]

8.1. *Passiiviseen siirtymään perustuvat yhden optiikan mallit*

Passiiviseen siirtymään perustuvat yhden linssin mallit siirtävät sädekehän lihasten tuottaman voiman optiikan eteenpäin liikuttamiseen. Akkommodatiivinen vaikutus näissä malleissa on riippuvainen niin linssin voimakkuudesta, silmän aksiaalisesta pituudesta kuin linssin siirtymästä matkastakin. Linssin siirtyminen eteenpäin eli lähemmäs sarveiskalvoa sädekehän supistumisen ansiosta kasvattaa silmän taittovoimaa eli se mahdollistaa kyvyn nähdä tarkasti lähemmäs. Kaikki yhden linssin mallit perustuvat linssin siirtymiseen eteenpäin.

Akkommodatiivisen vasteen määrä riippu linssin voimakkuudesta. Karkea approksimaatio linssin voimakkuuden vaikutuksesta silmän kokonaistaittovoiman muutokseen voidaan laskea kaavalla

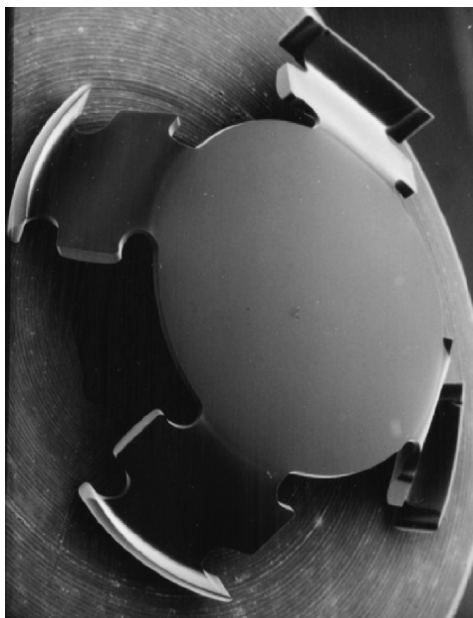
$$\Delta D_c \cong \left(D_m / 13 \right) \Delta s, \quad (11)$$

jossa ΔD_c on silmän taittovoiman muutos, D_m on liikkuvan linssin dioptrinen taittovoima ja Δs on linssin liikkuma matka millimetreinä. Tutkimuksissa, joissa on tutkittu linssin eteen-taakse-liikkumista silmässä, on tultu tuloksiin, että linssin aksiaalisesti liikkuma matka lienee alle yhden millimetrin. Tutkimusmenetelmänä on käytetty etukammion syvyyden mittausta. Esimerkiksi CrystaLens-keinomykiötä on saatavilla 4-33 diopterin taittovoimalla [21]. Näin ollen heikoimman linssin tapauksessa akkommodatiivinen vaste olisi maksimissaan noin 0,3 diopteria ja vahvimman linssin tapauksessa noin 2,5 diopteria olettaen, että linssi liikkuisi yhden millimetrin matkan. Seuravissa alaluvuissa käsitellään passiiviseen siirtymiseen perustuvia keinomykiömalleja. [55]

8.1.1. 1CU akkommodatiivinen IOL

HumanOpticsin (Erlangen, Saksa) kehittämää mukautumiskykyistä keinomykiötä 1CU:ta on tutkittu vuodesta 2000 alkaen ja siitä on saatu jo laajasti kliinistä käyttökokemusta. 1CU on yhteen linssiin perustuva yhdestä osasta koostuva malli, jossa on neljä

levymäistä haptiikkaa saranaominaisuudella. Nämä pitävät linssin kiinni mykiön kapselipussissa (kuva 19). Saranat mahdollistavat linssin liikkumisen eteenpäin, kun silmän sädekehän lihakset supistuvat, jolloin silmän taittovoima suurenee. 1CU:n materiaalina on käytetty hydrofiilista geeliä, jossa on myös ultraviolettisuodatin ja se on taittuva eli sen asentaminen onnistuu pienestä viillosta. Optiikan koko on 5,5 millimetriä ja kokonais halkaisija 9,9 millimetriä. Keinomykiö implantoidaan mykiön kapselipussiin. Kliinisten tutkimusten perusteella silmän, johon 1CU keinomykiö oli asennettu, mukautumiskyky vaihteli 1,00 ja 2,50 diopterin välillä keskiarvon ollessa noin 1,50 diopteria. 1CU:ta on markkinoitu Euroopassa vuodesta 2001 asti [2]. FDA:n lupaa sillä ei toistaiseksi ole. [4][6][44]



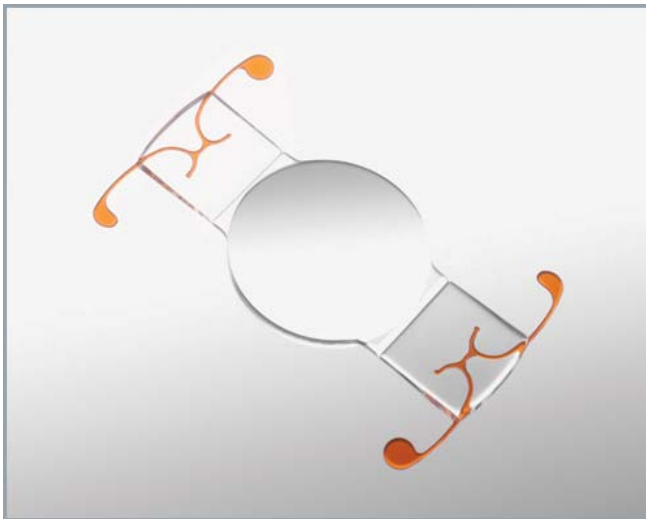
Kuva 19. HumanOpticsin 1CU akkommodatiivinen keinomykiö. Kuva on otettu SEMillä. [18]

8.1.2. Crystalens IOL

Crystalens IOL (tunnettu myös nimellä AT-45, AT-50, AT-52 IOL) on kalifornialaisen Eyeonicsin, jonka Bausch & Lomb osti vuonna 2008, kehittämä akkommodatiivinen keinomykiö. Se on kestävästä Biosil-silikonista valmistettu kaksi kolmeosaista haptiikkaa sisältävä systeemi (kuva 20). Haptiikat on varustettu saranoilla mahdollisimman esteettömän eteen-taakse-liikkumisen saavuttamiseksi. Saranat mahdollistavat linssin liikkumisen eteenpäin, kun silmän sädekehän lihakset supistuvat, jolloin silmän taitto-

voima suurenee. Materiaalin täytyy olla kestävä erityisesti saranoiden kohdalta jatkuvan liikkumisen takia. Linssi asennetaan mykiön kapselipussiin ja siinä on ultravioletisuodatin. Linssin kapselipussiin kiinnittävät silmukkamaiset ulokkeet on valmistettu polyamidista. Kokonaishalkaisijaltaan systeemi on 11,5 millimetriä ja optiikan halkaisija on 5,0 millimetriä uusimmassa Crystalens HD-mallissa. Kokonaishalkaisijan pysyessä samana optiikan halkaisijan kasvattaminen tarkoittaa haptiikoiden lyhenemistä. Haptiikoiden pituus on kuitenkin suoraan verrannollinen optiikan eteen-taakse liikkumaan matkaan, joten akkommodatiivinen vaikutus pienenee. Systeemi on taittuva kuten 1CU, joten pienen viillon menetelmää voidaan käyttää tätäkin linssimallia asennettaessa. [4][6][9]

Ensimmäisessä AT-45-mallissa optiikan halkaisija oli 4,5 mm. Mallissa on havaittu joissakin tapauksissa ongelmallista optiikan kallistumista mykiön kapselipussin supistuksessa joustavien haptioiden takia. Tämä aiheuttaa useilla potilailla näön laadun heikkenemistä sekä hajataittoa. [7]



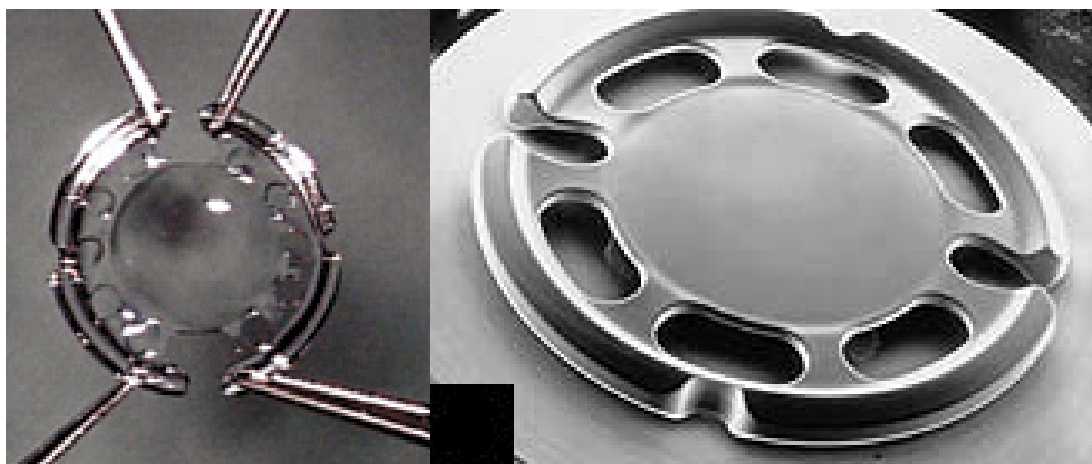
Kuva 20. Bausch & Lombin Crystalens akkommodatiivinen keinomykiö. [21]

Crystalens oli ensimmäinen FDA:n hyväksymä akkommodatiivinen keinomykiö. Se hyväksyttiin loppuvuodesta 2003 afakian hoitoon ja elokuussa 2004 sille saatiin lupa myös ikäikäisten kaihipotilaiden hoitoon. Crystalens on toistaiseksi ainoa FDA:n hy-

väksymä akkommodatiivinen keinomykiö. Linssjä on asennettu yli sadalletuhannelle potilaalle. Crystalensia on markkinoitu Euroopassa vuodesta 2002 asti [2]. Eyeonicsin ja Bausch & Lombin suorittamien kliinisten tutkimusten mukaan potilaiden näkökyky Crystalens-linssin kanssa paranee ajan myötä. Yhden vuoden jälkeen linssin asennuksesta 13 prosenttia potilaista saavutti vähintään lähinäön tason J1. Seitsemän vuoden jälkeen vastaava luku oli 26 prosenttia. [7][21]

8.1.3. BioComfold

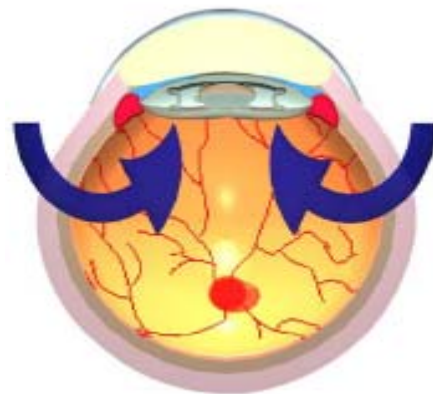
Biocomfold 43E oli ensimmäinen markkinoitu akkommodatiivinen keinomykiö. Se on ollut Euroopan markkinoilla vuodesta 1996 asti. Biocomfold 43E on saksalaisen yrityksen, Morcherin, kehittämä yksiosainen hydrofiilisestä akryylipolymeerista valmistettu taittuva linssi (kuva 21). Se on kokonaishalkaisijaltaan 10,2 millimetrin kokoinen ja sen optiikan koko on 5,8 millimetriä. Sen kolme haptiikkaa ovat leveitä verrattuna muihin samankaltaisiin linssityyppeihin ja ne ovat melko jäykkiä. Haptiikoiden optiikanpuoleisissa päissä sijaitsevat rei'itetty siirtymäalueet, jotka joustavat linssin siirtyessä. Oletettu toimintamekanismi perustuu sädekehän lihasten supistumiseen eli niiden supistuessa haptiikat puristuvat optiikan ympärillä ja tämä taas painaa optiikkaa eteenpäin. Lihasten rentoutuessa optiikka palaa takaisin alkuperäiseen asentoonsa materiaalin kimmoisuuden ansiosta. [2]



Kuva 21. Morcherin BioComfold 43E keinomykiö [56][57]

8.1.4. Tetraflex

Tetraflex on Robert Kellanin kehittämä akkommodatiivinen keinomykiö ja floridalaisen Lenstecin tuote. Se on yksiosainen hydrofiilisesta hydroksietyylimetakrylaatista (HEMA) valmistettu yhden optiikan ja kahden haptiikan malli. Materiaali sisältää 26 prosenttia vettä ja on hyvin joustavaa. Optiikka on halkaisijaltaan 5,75 millimetriä ja siinä on kulmikkaat reunat kuvan 22 mukaisesti. Kulmikkaus vähentää osaltaan kapselipussin takakalvon samentumaa. Tetraflex implantoidaan kapselipussin sisään ruiskulla pienestä viillosta. Haptiikat ovat viiden asteen kulmassa taaksepäin optiikkaan verrattuna ja optiikka sijaitsee kapselipussin etureunassa toisin kuin muissa yhden optiikan malleissa, joissa optiikka on sijoitettu takareunaan. Tetraflex käyttää akkommodaation tuottamiseen kahta mekanismia, sädekehän lihasten supistumista sekä silmänsisäisen paineen kasvua. Toisin kuin muissa yhden linssin malleissa Tetraflexissa ei ole saranoita vaan haptiikat pysyvät viiden asteen kulmassa. Sädekehän lihasten jännittyessä ja mykiön ripustinsäikeiden löystyessä kapselipussin etukalvo pääsee siirtymään eteenpäin ja samalla linssi siirtyy. Silmänsisäinen paine kasvaa akkommodaatiossa sädekehän laajenemisen vuoksi ja tähän perustuu Tetraflexin toinen toimintamekanismi. Lasiainen liikuttaa kapselipussia eteenpäin, mikä lisää vielä linssin eteenpäin siirtymistä. Tetraflex on ollut Euroopan markkinoilla vuodesta 2003 asti ja Yhdysvalloissa se on kliinisessä testausviheessä [51][58]. [9] [51]



Kuva 22. Vasemmalla: Lenstecin Tetraflex akkommodatiivinen intraokulaarilinssi. Oikealla: Tetraflexin toimintamekanismi perustuu sädekehän lihasten jännittymiseen sekä lasiaisen kasvaneeseen paineeseen. [51]

Tetraflexin toimintaa on tutkittu ihmissilmään implantoituna sekä objektiivisesti että subjektiivisesti (Tri Sunil Shah, Midland Eye Institute, Solihull, Iso-Britannia). Subjektiivisesti akkommodaatiokykyä mitattaessa tulokseen vaikuttaa myös pseudoakkommodaatio eikä se mittaa pelkän linssin toimintaa. Subjektiivisessa tutkimuksessa oli mukana 100 silmää. Yhden kuukauden päästä leikkauksesta potilaiden kokema akkommodaatio oli $3,1 \pm 1,5$ diopteria vaihteluvälin ollessa 1,0 - 6,4 diopteria. Kuuden kuukauden päästä leikkauksesta vastaavat luvut olivat $1,7 \pm 2,2$ diopteria ja 1,0 - 6,0 diopteria. Objektivisessa tutkimuksessa oli mukana 50 silmää. Akkommodaation suuruudeksi mitattiin $0,4 \pm 0,6$ diopteria ja vaihteluväliksi 0 - 2,3 diopteria. [58]

8.2. Passiiviseen siirtymiseen perustuvien mallien kliinistä tuloksista

Passiiviseen siirtymiseen perustuvien linssimallien kliiniset tulokset ovat ristiriitaisia. Alkuperäisissä tutkimuksissa 1CU:sta ja CrystaLensista saatiin hyviä ja jopa erinomaisia tuloksia koskien niiden toiminnallisuutta ja BioComfoldista kohtuullisia. Nämä tutkimukset suoritti kuitenkin kunkin linssimallin kehittänyt yritys. [2][21][44]

Wienin lääketieteellisessä yliopistossa oftalmologian laitoksella tehtiin tutkimus, jossa näitä kaikkia kolmea linssityyppiä tutkittiin puolueettomasti. Tutkimus tehtiin käyttäen laserinterferometriä. Pilokarpiinilla silmää stimuloitaessa 1CU:n optiikka siirtyi eteenpäin keskimäärin 370 mikrometriä ja BioComfold keskimäärin 170 mikrometriä. CrystaLens taas siirtyi yllättäen taaksepäin keskimäärin 151 mikrometriä aiheuttaen näin teoreettisesti lähinäön heikentymistä. Pilokarpiini vaikuttaa sädekehän lihassolujen erääseen reseptoriin ja aiheuttaa lihaksen supistumisen. Tulosten keskihajonta oli kuitenkin suuri verrattuna keskimääräiseen tulokseen. Aksiaalinen siirtymä, joka vaikuttaa suoraan akkommodaation suuruuteen, oli pieni tai olematon. Teoreettinen akkommodaatio 1CU:n keskimääräisellä 370 mikrometrin siirtymällä on alle 0,5 diopteria. Fysiologista näköarsykettä käytettäessä optiikan liikettä eteenpäin ei havaittu lainkaan kummallakaan linssillä. [2]

Akkommodatiivisten keinomykiöiden toiminnallisuutta mitattaessa eri tutkimusten risti-riitaiset tulokset johtuvat suurimmaksi osaksi käytetyistä tutkimusmenetelmistä. Subjektiiviset mittausten menetelmät eivät anna luotettavaa tulosta, sillä eri potilailla pseudoakkommodaation määrä vaihtelee suuresti. Ainut tapa mitata keinomykiön aiheuttamaa todellista akkommodaatiota objektiivisesti on määrittää linssin aksiaalinen siirtymä. Parhain tällä hetkellä käytössä oleva menetelmä on laserinterferometria. Muita menetelmiä ovat ultraäänen käyttö sekä fotografiset menetelmät. [2]

Oletukset passiiviseen siirtymiseen perustuvien linssien toiminnasta ovat osoittautuneet pätemättömiksi. Mykiön kapselipussin keinomykiön viereiseen kalvoon muodostuu fibroosia eli sidekudoksen liiallista kasvua enimmäisinä kuukausina implantoinnin jälkeen. Fibroosi aiheuttaa systeemin jäykistymistä ja estää keinomykiön optiikan liikkumista. Mykiön kapselipussin pitäisi myös pystyä edelleen muuttamaan kaarevuussädetään sädekehän lihasten supistuessa. Kapselipussin fibroosi vähentää sen elastisuutta ja kaarevuussäteen muuttaminen vaikeutuu. Fibroosi saattaa myös aiheuttaa joustavien haptiikoiden muodon muuttumisen ja tällä saattaa olla suuri merkitys akkommodatiivisen keinomykiön toiminnalle. Mykiön kapselipussin epiteelisolut alkavat kasvaa joissakin tapauksissa liiallisesti, mikä myös rajoittaa linssin liikkumista. Kapselipussin koko vaihtelee eri potilailla ja vain yhtä kokoa olevat keinomykiöt eivät näin toimi kaikilla yhtä hyvin. Jos kapselipussi on huomattavasti isompi kuin keinomykiön halkaisija, ei sädelihasten supistuminen ja tästä seuraava kapselipussin halkaisijan supistuminen pääse aiheuttamaan puristavaa voimaa linssin haptiikoille, joiden tulisi työntää linssin optiikkaa eteenpäin. [2][59]

Kirchhoffin et al. [60] mukaan sädekehän kärki liikkuu akkommodaatiossa 0,10 - 0,15 millimetriä eteenpäin ja sädekehän liikkuaessa myös keinomykiö siirtyy sädekehän mukana samalla eteenpäin. Lisäksi haptiikoiden etupuolelle sijoitettu optiikka voi siirtyä vielä lisää eteenpäin sädekehän lihasten supistuessa ja kapselipussin puristaessa haptiikoita. Optiikan eteenpäin liikkuminen on kuitenkin silti hyvin rajoitettua, eikä akkommodaatiota aiheudu läheskään riittävästi lähinäön tarpeisiin. [60]

Findl ja Leydolt [61] ovat tehneet meta-analyysin passiiviseen siirtymään perustuvista malleista 1CU:sta, BioComfoldista sekä Crystalensista vuonna 2006. Tutkimuksessa käytettiin kaikkia vertaisarvioituja tutkimustuloksia. Tutkimustulosten välillä oli suuria eroavaisuuksia. Yhdessä satunnaistutkimuksessa ei raportoitu saavutetun hyviä lähinäön arvoja. Subjektivisia mittausten menetelmiä käytettäessä tulokset eivät ole luotettavia, sillä pseudoakkommodaatiolla on merkittävä vaikutus tuloksiin. Lisäksi tutkimuksissa käytettyjen operoitujen silmien määrä oli niin pieni, että tulokset eivät ole tilastollisesti merkittäviä. [61]

Uusin julkaistu meta-analyysi on Takakuran et al. [62] suorittama tutkimus. Siinä on käytetty lähdemateriaalina julkaisuja, jotka ovat ilmestyneet ennen vuoden 2008 loka-kuuta. Analyysiin otettiin mukaan RCT-tutkimukset (engl. randomized controlled trials, satunnaistutkimukset, joissa kontrolliryhmä). Ensisijaiseksi vertailtavaksi mittaustulokseksi valittiin kaukonäkökorjattu lähinäön tarkkuus (DCNVA, engl. distance-corrected near visual acuity), sillä sitä pidetään standardinomaisena subjektiivisena mittaustutkimusmenetelmänä ja lähes kaikissa tutkimuksissa määritetään tämä. Toissijaiseksi vertailutulokseksi valittiin pilokarpiinilla aiheutettu keinomykiön optiikan siirtyminen. Takakura et al. löysi aineistohaussa 126 relevanttia tutkimusta, joista kuitenkin vain 14 oli RCT-tutkimuksia ja näistä 12 otettiin lopulta mukaan analyysiin. Edellämainituista 12 tutkimuksesta useimmissa oli käytetty akkommodatiivisena keinomykiönä HumanOpticsin 1CU:ta, mutta myös Tetraflex, Biocomfold ja Crystalens esiintyivät tutkimuksissa. Kaikissa tutkimuksissa kontrolliryhmässä oli käytetty monofokaalisen keinomykiön saaneita silmiä. [62]

Yhdeksän tutkimuksen [63]-[71] perusteella akkommodatiiviset keinomykiöt paransivat DCNVA:ta enemmän kuin yksipolttopisteiset. Näiden tutkimusten huomattavaa heterogeenisyyttä ei pystytty kuitenkaan selittämään mitenkään, joten tulos ei ole luotettava. Käytettäessä kuutta keskenään homogeenista tutkimusta merkittävää eroa DCNVA:ssa ei havaittu kontrolliryhmän kanssa. [62]

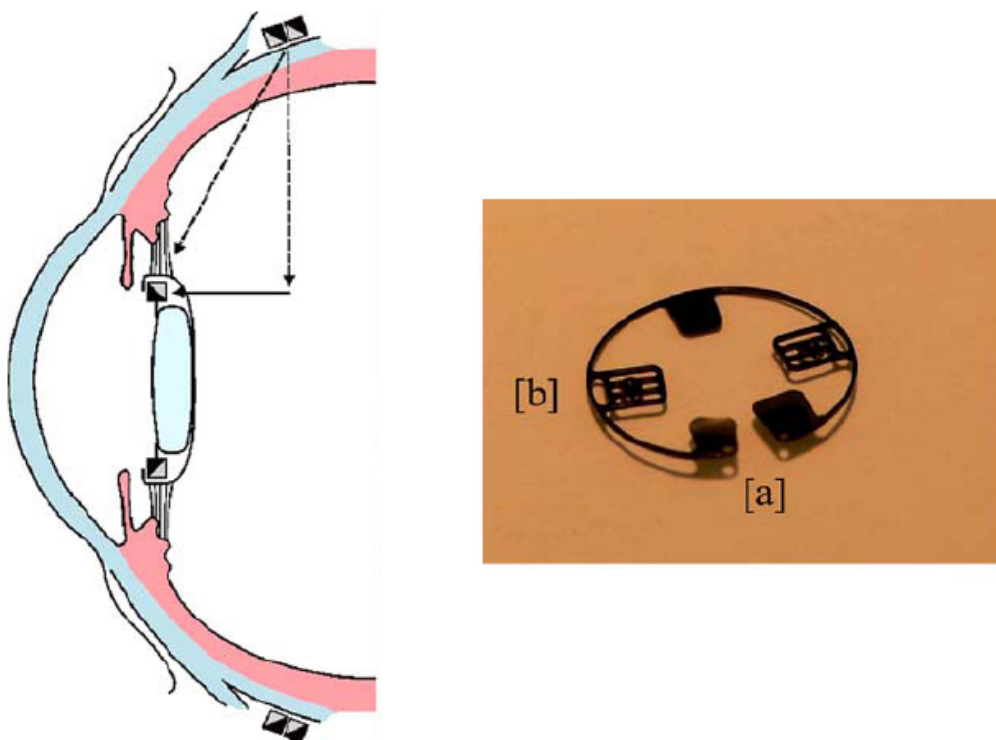
Neljän tutkimuksen [64][66][68][72], joissa mitattiin keinomykiön optiikan eteenpäin siirtymää, mukaan akkommodatiivisten keinomykiöiden optiikan eteenpäin siirtymä matka oli merkittävästi suurempi kuin yksipolttopisteisten keinomykiöiden. Tosin tutkimusryhmien heterogeenisyydelle ei löydetty minkäänlaisia perusteita, joten tuloksen luotettavuutta ei voida vahvistaa. Haittavaikutuksista useimmiten tutkimuksissa mainittiin PCO:n suurempi määrä akkommodatiivisten keinomykiöiden tapauksissa verrattuna yksipolttopisteisiin. Takakura et al. [62] eivät löytäneet luotettavasti merkittäviä eroja akkommodatiivisten ja yksipolttopisteisten keinomykiöiden välillä. Tämä tulos on samassa linjassa muiden vastaavien tutkimustulosten kanssa. [62]

8.3. Aktiiviseen siirtymiseen perustuvat yhden optiikan mallit

Yhden optiikan mallien toimintaperiaatteen perustavanlaatuisena ongelmana on optiikan rajoitettu mahdollisuus siirtyä eteenpäin, koska silmän värikalvo tulee tielle jossakin vaiheessa, mikä aiheuttaisi värikalvon pullistumisen ja sen hankautumisen. Jos presbyoottisen silmän keskimääräinen kahden diopterin pseudoakkommodaatio otetaan huomioon, optiikan yhden millimetrin siirtyminen eteenpäin kuitenkin riittänee hyvän lähinäön saavuttamiseksi. Tällainen siirtymä voidaan teoriassa saada aikaan käyttämällä aktiivista siirtymistä. [2]

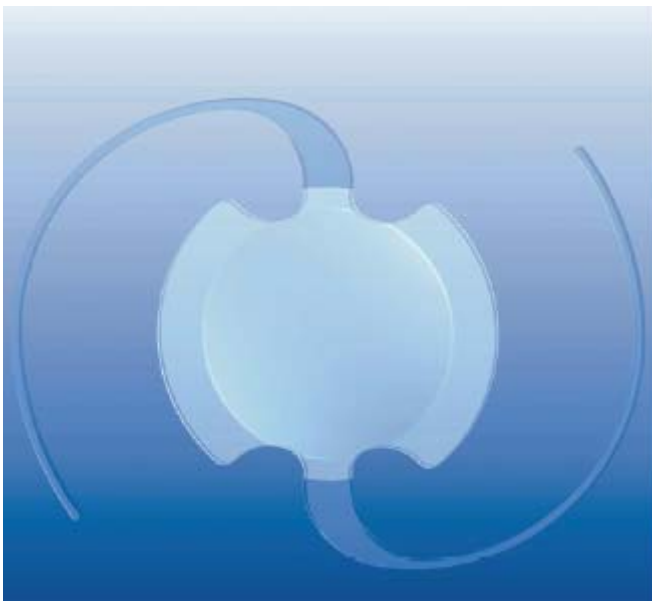
Aktiiviseen siirtymiseen perustuvissa malleissa linssin eteenpäin siirtymisen ei oleteta tapahtuvan ainoastaan sädekehän lihasten voimalla, vaan niissä käytetään jotakin apukeinoa suuremman ajavan voiman aikaansaamiseksi. Preussner et al. [59][73] on esitellyt toisiaan hylkiviin magneetteihin perustuvan mallin, joka on esitetty kuvassa 23. Mykiön kapselipussin molemmille reunoille keskikorkeudelle asennetaan mikromagneetit. Näitä hylkivät magneetit taas implantoidaan silmämunan ulkopuolelle lihakseen samalle korkeudelle kapselipussien magneettien kanssa mutta näistä hieman taaksepäin. Ulompia magneetteja implantoidaan kaksi molemmille puolille, sillä ne stabiloivat samalla sisemmät magneetit niiden väliin ja näin estävät implantin pyörimisen. Mykiön kapselipussin sisään asennetaan myös rengas, joka jännittää pussin ja estää sen kutistumisen

sekä tästä johtuvan ripustinsäikeiden venymisen. Rengas voidaan asentaa silmään pienen viilon kautta, sillä sen päät kiinnitetään toisiinsa argon-laseria käyttäen vasta kun se on implantoitu kapselipussiin. Kapselipussiin implantoitavat magneetit ovat kiinni renkaassa olevissa ulokkeissa. Kapselipussin sisään asennetaan myös tavallinen keinomykiö. Mykiön ripustinsäikeiden löystyessä sädekehän lihasten jännittymisen vuoksi magneettien hylkivä voima työntää koko rengas-keinomykiösystemiä eteenpäin aiheuttaen näin silmän taittovoiman kasvun silmän linssien välisen etäisyyden pienenemisen vuoksi. Magneetteihin perustuvasta mallista on toistaiseksi tehty vain ensimmäisen vaiheen pilottitutkimus, jossa rengas ja yksipolttopisteinen keinomykiö on asennettu kahdeksaan ihmissilmään. Tutkimuksessa oli tarkoitus tutkia renkaan ja erityisesti sen liitoksen kestävyyttä kapselipussin kutistumista vastaan. Lisäksi etukammion syvyyttä sekä jälkikaihien muodostumista tutkittiin. [2][18][59]



Kuva 23. Mikromagneetteihin perustuva aktiivisen siirtymisen malli. Silmän kaaviokuvassa on havainnollistettu magneettien sijoittelu kapselipussissa sekä silmämunan ulkopuolella (poikkileikkaus ylhäältäpäin). Oikeanpuoleisessa kuvassa on esitetty rengas, joka implantoidaan kapselipussin sisään. Pälle sijoittuvat ulokkeet [10] hitsataan toisiinsa laserilla renkaan implantoinnin jälkeen. Toisissa ulokkeissa [13] ovat kapselipussin reunoille sijoittuvat mikromagneetit. [2]

Aktiivista siirtymistä on yritetty saada aikaan myös jousivoiman avulla. Müllerin kehitämässä mallissa kapselipussin sisään implantoidaan yksipolttopisteinen keinomykiö, jonka jäykät haptiikat ovat kapselipussin etupuolella sädekehässä kiinni (kuva 24). Linssi pujotetaan kapselipussin sisään kapsulorreksiksesta kuten nappi napinlävestä. Haptiikat ovat samassa tasossa optiikan kanssa eivätkä kulmassa optiikan suhteen kuten muissa yhden linssin malleissa. Ideana mallissa on, että mykiön ripustinsäikeiden ollessa jännittyneinä eli silmän ollessa lepotilassa kapselipussin etuseinämä painaa linssiä taaksepäin. Samalla haptiikoiden liitoskohtaan varastoituu energiaa. Ripustinsäikeiden löystyessä sädekehän lihasten supistumisen vuoksi haptiikat vetävät optiikkaa eteenpäin ja silmän taittovoima kasvaa. Pilottitutkimuksessa malli ei kuitenkaan toiminut. Tämä johtui ilmeisesti haptiikoiden liiallisesta jäykkyydestä. [2][18]



Kuva 24. Müllerin sädekehään kiinnittyvä linssi [18]

8.4. Kahden optiikan mallit

Kahden linssin malleja on tutkittu jo vuodesta 1989 alkaen [8]. Ne voivat toimia kahdella eri tavalla. Etummainen optiikka voi liikkua eteenpäin tai toisessa vaihtoehdossa etummaisesta optiikan siirtymisen lisäksi takimmainen optiikka liikkuu taaksepäin. Kahden optiikan etuna yhteen optiikkaan verrattuna on se, että suurempi taittovoiman muu-

tos saavutetaan samalla aksiaalisella siirtymällä. Jos 19 diopterin linssi siirtyy yhden millimetrin matkan yhden optiikan mallissa, on akkommodaatio 1,2 diopteria. Jos systeemissä taas on kaksi optiikkaa, akkommodaatio on 2,2 diopteria. Kahden linssin mallit ovat kliinisissä tutkimuksissa osoittautuneet toimiviksi akkommodaation kannalta. Mahdollista optiikoiden välistä samentumista (ILO, engl. interlenticular opacification) pitkällä aikavälillä ei ole kuitenkaan vielä poissuljettu. Seuraavaksi käsitellään erilaisia kahden linssin malleja. [2] [8] [18]

8.4.1. Visiogen Synchrony

Visiogen Synchrony on kalifornialaisen Visiogenin, jonka Abbott Medical Optics osti loppuvuodesta 2009, kehittämä malli [74]. Mallin toimintaperiaate on samanlainen kuin Galileon teleskoopissa. Synchronyssa on kaksi optiikkaa, jotka yhdistää toisiinsa 4 jousimaista haptiikkaa kuvan 25 mukaisesti. Systeemin etummainen optiikka on kupera eli plus-voimakkuuksinen ja takimmainen linssi kovera eli miinus-voimakkuuksinen. Systemi toimii optiikoiden välistä etäisyyttä muuttamalla. Akkommodatiivisessa lepotilassa mykiön ripustinsäikeet ovat kiristyneet ja vetävät mykiön kapselipussin litteäksi. Tällöin kapselipussin seinämät puristavat systeemin kaksi optiikkaa lähekkäin ja jousiin varastoituu energiaa. Silmän akkommodoituessa ripustinsäikeet taas löystyvät ja mykiön kapselipussi pullistuu. Tällöin etummainen optiikka pääsee liikkumaan eteenpäin jousivoiman vaikutuksesta ja systeemin taittovoima kasvaa. Tätä on havainnollistettu kuvassa 26. Materiaalina on käytetty silikonia ja koko systemi koostuu yhdestä kappaleesta. Malli on taittuva, joten se voidaan asentaa pienestä viillosta ruiskulla. Taaemman halkaisijaltaan kuusi-millimetrinen optiikan on tarkoitus pysyä liikkumattomana. Sen taittovoima mitoitetaan silmän biometrinen ominaisuuksien mukaan. Etummainen optiikka on 32-diopterinen liikkuva osa. Sen on tarkoitus siirtyä eteenpäin silmän akkommodoituessa. Linssien välissä on etäisyydenvarmentaja, joka pitää optiikat aina vähintään tietyn etäisyyden päässä toisistaan. Tässä tilassa systeemin voimakkuus on säädetty siten, että potilaan kaukonäkö on normaali. [2][7][17]



Kuva 25. Vasemmalla: Visiogen Synchrony [74]. Oikealla: SEM:illa otettu kuva Visiogen Synchronysta [18].



Kuva 26. Visiogen Synchronyn toimintaperiaate [74] (tekstit suomennettu)

Kliinisessä pilottitutkimuksessa linssi asennettiin 26 silmään 21 potilaalla. Potilaat tutkittiin yhden, kolmen, kuuden ja kahdentoista kuukauden kuluttua linssin asentamisesta. 24 silmää oli tutkittavissa kuuden kuukauden kuluttua ja 11 silmää vuoden kuluttua kei-nomykiön asennuksesta. Kuuden kuukauden kuluttua kaukonäön tason 20/40 tai pa-remman saavutti 79 prosenttia silmistä ja vuoden kuluttua 82 prosenttia. Lähinäön tason J1 tai paremman saavutti 71 prosenttia kuuden kuukauden kuluttua ja 64 prosenttia vuoden kuluttua. Lähinäön tason J3 tai paremman saavutti kaikki silmät sekä kuuden että kahdentoista kuukauden jälkeen. Kaikki silmät saavuttivat apuvälineillä korjatun kaukonäön tason 20/40 tai paremman ja lähinäön tason J1 tai paremman. Näkökykyä mitattiin kuitenkin subjektiivisesti, joten silmän todellista akkommodaatiota ei voida määrittellä absoluuttisesti ja osa näkökyvyn parantumisesta voi johtua pseudoakkommo-

daatiosta tai muista vastaavista syistä. Subjektiiivinen mittaustapa kuitenkin indikoi myös todellisen taittovoiman muutosta silmässä. [75]

Pilottitutkimus on vasta ensimmäinen askel tutkimuksille ja huomattavasti laajemmat tutkimukset vaaditaan objektiivisten tulosten saavuttamiseksi. Visiogen Synchronyllä ei ole vielä FDA:n lupaa kaupalliseen käyttöön. [74]

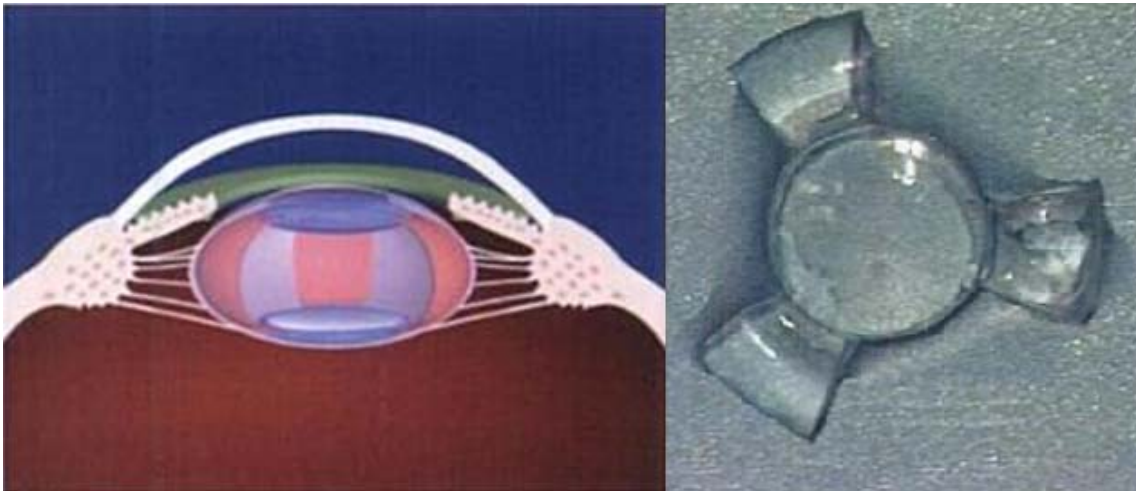
Pilottitutkimuksen jälkeen Synchronya on testattu myös laajemmin. Keinomykiö on asennettu yli 70 silmään (vuonna 2004) tutkimuskeskuksissa eri puolilla maailmaa. Se saadaan asennettua silmään turvallisesti normaalin fakoemulsifikaation jälkeen. Kapsulorrekseksi tehtiin tarkasti keskelle silmää ja kapselipussin etukalvon tarkka kiillotus suoritettiin, jotta etukalvon samentuman todennäköisyys olisi pienempi. Samentuma ja fibroosi saattavat aiheuttaa ongelmia keinomykiön optiikan liikkuvuuden suhteen. Kuuden kuukauden kuluttua jälkiseurannassa ei havaittu lainkaan optiikoiden välistä samentumaa ja potilaat olivat tyytyväisiä lopputulokseen. Mitattu Synchronyn avulla saavutettu akkommodaatio oli 0,5 - 2,5 diopteria. [18]

8.4.2.

Sarfarazi EAIOL

Sarfarazi EAIOL (engl. elliptical accommodating IOL) on kalifornialaisen Shensasa Medicalin lääkärin F. Mona Sarfarazin kehittämä akkommodatiivinen keinomykiö. Bausch & Lombilla on ollut vuodesta 2003 lisenssi tuotteen kehittämiseen, valmistamiseen ja markkinointiin. Sarfarazi EAIOL koostuu kahdesta optiikasta ja kolmesta optiikoiden välisestä kalvomaisesta haptiikasta kuvan 27 mukaisesti. Se on valmistettu yksiosaisesti silikonista ja on taittuva. Etummainen linssi on plus-merkkinen ja takimmainen linssi miinus-merkkinen. Optisen osan halkaisija on viisi millimetriä ja koko systeemin halkaisija 9,0 - 9,5 millimetriä. Malli on muodoltaan ellipsin muotoinen ja jäljittelee näin mykiön kapselipussin luonnollista muotoa. Kapselipussiin asennettuna se täyttää pussin kokonaisuudessaan. Takimmainen optiikka on muotoiltu teräväreunaiseksi, sillä tutkimusten mukaan tämä estää jossain määrin kapselipussin takakalvon samentumista. [43][76]

Sarfarazi EAIOL:in toiminta perustuu mykiön kapselipussin luonnolliseen jännittymiseen ja löystymiseen sädekehän lihasten jännitystilan mukaan. Haptiikat toimivat jousimaisesti optiikoiden välissä. Sädekehän lihasten rentoutuessa mykiön kapselipussi jännittyy ja litistää sen sisään implantoitujen linssisysteemin kasaan. Linssien väliin jää 1,1 millimetrin rako. Samalla jousimaisiin haptiikoihin varastoituu energiaa. Akkommodaatioissa kapselipussin pyöristyessä optiikat siirtyvät kauemmas toisistaan jousivoiman avulla ja etukammion syvyys pienenee samalla. Tällöin linssien välinen etäisyys on 3,0 millimetriä. Tällä 1,9 millimetrin etäisyyden muutoksella pitäisi saavuttaa vähintään 4 diopterin suuruinen taittovoiman muutos. Takimmainen optiikka pysyy lähes paikallaan, mutta se saattaa siirtyä hieman silmänsisäisen paineen kasvaessa. [43][76]



Kuva 27. Vasemmalla: Kaaviokuvassa Sarfarazi EAIOL mykiön kapselipussissa akkommodoituneena. Oikealla: Sarfarazi EAIOL. [43]

Apinakokeissa Sarfarazi EAIOL:ä käyttäen on saatu aikaan 7-8 diopterin akkommodatiivinen vaste heti implantoinnin jälkeen sekä 4 ja 7 viikon kuluttua leikkauksesta. Vuodesta 2004 alkaen linssiä on implantoitu myös ihmisilmiin alustavissa kliinisissä tutkimuksissa. [43][76]

8.5. Kapselipussin täyttävät mallit

Mykiön kapselipussin uudelleentäyttävät mallit ovat myös yksi kehitteillä oleva suuntaus silmän mukautumiskyvyn korjaamiseksi. Kessler [77] tutki konseptia ensimmäisen kerran jo vuonna 1964. Leikkausmenetelmät ja biomateriaalit olivat tuolloin kuitenkin niin kehittymättömiä, että konseptia ei koskaan toteutettu. 1980-luvun lopulta alkaen menetelmää on tutkittu useissa eri tutkimuslaitoksissa. Pääasiallisena ideana on mykiön poistamisen jälkeen täyttää mykiön kapselipussi nesteellä tai joustavalla polymeerilla. Uudella materiaalilla pyritään jäljittelemään mykiön luonnollista toimintaa. Tarkoituksena on, että ikänäön vuoksi kovettunut ja mahdollisesti kaihin vuoksi myös samentunut mykiö korvataan tervettä ja toimivaa mykiötä jäljittelevällä materiaalilla. Sädekehän lihasten supistuessa materiaali pystyisi muuttamaan kaarevuussädetään jännitystä vastaavasti saaden näin aikaan akkommodaatiota. Apinoilla tehdyissä kokeissa [78][79] akkommodatiivinen vaste on saatu aikaan ainakin kahdessa tutkimuksessa. Kapselin uudelleentäyttämiseen on esitetty useita erilaisia menetelmiä. [2][6][80]

Kapselipussin uudelleentäyttämismenetelmässä on paljon potentiaalia, mutta useita ongelmia täytyy vielä ratkaista. Suurimpana ongelmana on jälkikaihen muodostuminen. Tämä voitaisiin estää käyttämällä sytotoksisia aineita linssissä, mutta vaarana on aineen vuotaminen kapselipussista ulos vahingoittamaan silmän muita osia. Eräässä kehitetyssä menetelmässä kapselipussi suljetaan tiiviisti, jolloin sen sisäpuolelle voidaan laittaa linssin epiteelisoluja tuhoavaa ainetta. Tiiviyttä ei voida kuitenkaan täysin varmistaa, jolloin on taas vaarana toksisten aineiden pääsy kapselipussin ulkopuolisiin kudoksiin. Muita ratkaistavia ongelmia ovat hyvän kaukonäön saavuttaminen lepotilassa, riittävä akkommodatiivinen vaste sädelihaksen supistuessa sekä riittävä näöntarkkuuden laatu. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään erilaisia kapselipussin täyttäviä malleja. [2][6][80]

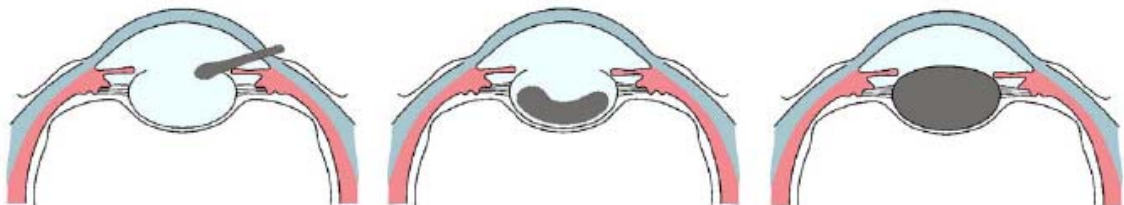
8.5.1. SmartIOL

SmartIOL (käytetty myös nimeä SmartLens) on kalifornialaisen yhtiön Medenniumin kehitteillä oleva linssi, jonka periaate on kapselipussin täyttäminen. Materiaalina siinä käytetään pehmeää lämpöaktiivista hydrofobista akryylipolymeeria, eräänlaista muistimateriaalia, joka ruiskutetaan kapselipussiin. Polymeeri on lämpimässä ominaisuuksil-

taan samankaltaista kuin vastasyntyneen mykiöaines [17]. Polymeeri muodostaa kapselipussin sisällä kaksoiskuperan linssin, joka on halkaisijaltaan noin 9,5 millimetriä sekä paksuudeltaan noin 3,5 millimetriä riippuen linssin halutusta taittovoimasta. Materiaali ruiskutetaan silmään 30 millimetrin pituisena ja 2 millimetrin paksuisena kiinteänä sauvana (kuvat 28 ja 29). Materiaaliin ”leimataan” linssin mittasuhteet ja taittovoima ennen kuin se muokataan sauvaksi. Kapselipussin sisällä ruumiinlämpö aktivoi materiaalin ja muuttaa kiinteän sauvan takaisin geelimäiseksi linssiksi. Materiaali muodostaa täysin yhtenäisen kappaleen kapselipussin sisällä eikä se tämän takia vuoda ulos kapselipussista. SmartIOL:in yksi etu muihin linssiratkaisuihin verrattuna on se, että se täyttää kapselipussin kokonaisuudessaan. Näin ollen se ei voi luiskahtaa pois paikaltaan. Kapselipussin sisällä ei myöskään ole ylimääräistä tilaa epiteelisolujen kasvulle ja jälkikaihien esiintyminen on mahdollisesti vähäisempää. Myös linssin reunoista aiheutuvat näkökentän häiriöt sekä häikäistyminen saattavat olla olemattomia SmartIOL:iä käytettäessä.[2][6] [9]



Kuva 28. SmartIOL linssi- sekä sauvamuodossa. [81]

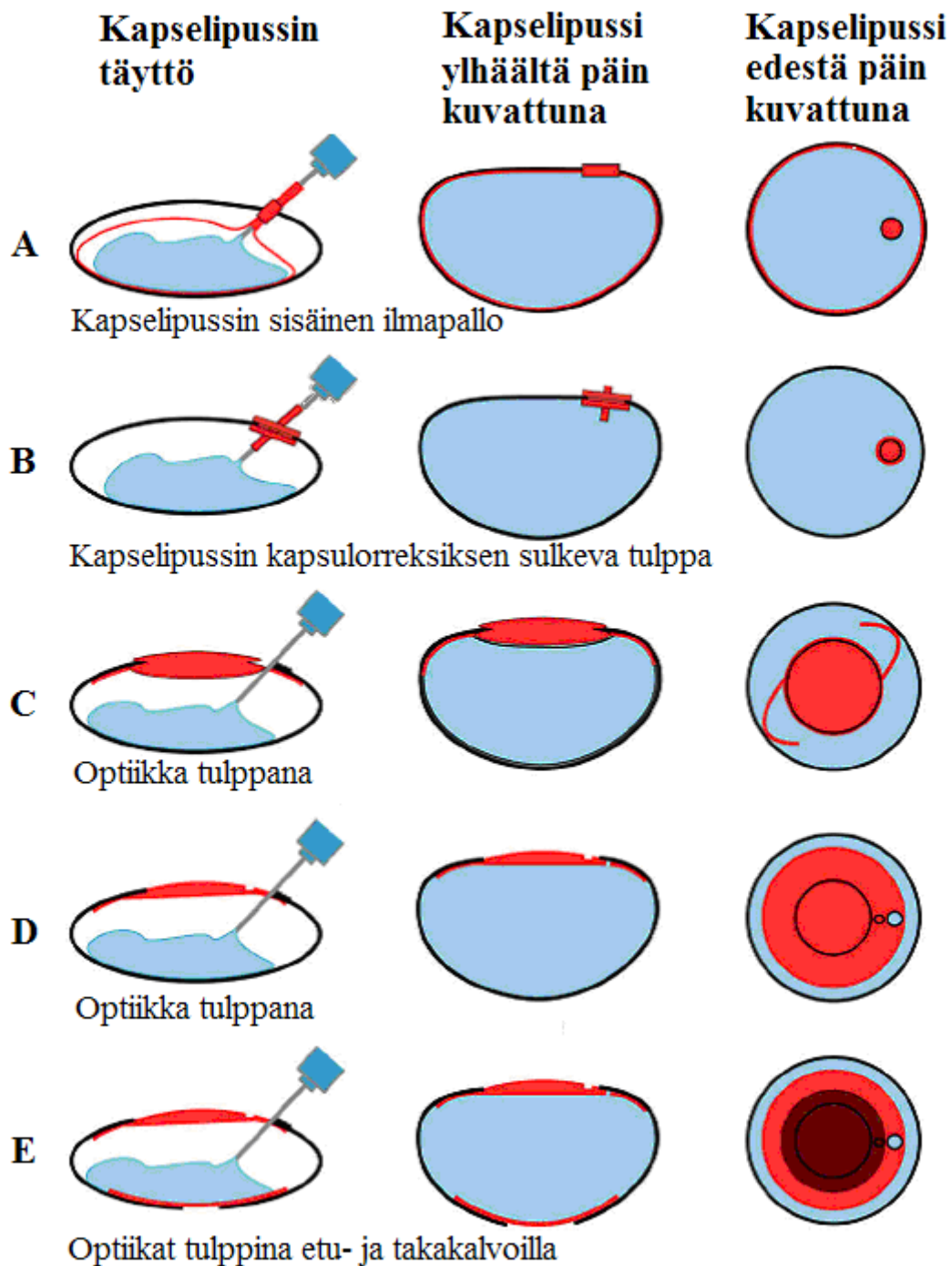


Kuva 29. SmartIOL:in implantointi. [18](kuva muokattu)

Menetelmä on vielä kokeellinen. Linssissä käytetty materiaali on mekaanisesti epävaakaata eli se ei pysty pitämään muotoaan akkommodaation eri vaiheissa. [17]

8.5.2. Nishin kehittelemiä kapselipussin täyttäviä malleja

O. Nishi et al. [82]-[86] on kehitellyt aktiivisesti erilaisia kapselipussin täyttäviä malleja 1980-luvun lopulta asti. Näitä malleja on esitetty kuvassa 30. Malleissa on kiinnitetty huomiota erityisesti siihen, ettei sisälle ruiskutettava polymeerimateriaali pääsisi vuotamaan ulos mykiön kapselipussista. Ensimmäinen kehitetty malli sisälsi kapselipussin sisälle asennettavan ilmapallomaisen pussin, jonka sisälle silikonipolymeeri ruiskutettiin (kuva 30A). Pussin oli tarkoitus estää polymeerin vuotaminen ulos mykiön kapselipussista. Ongelmaksi mallissa osoittautui eroavuus keinotekoisien pussin ja mykiön kapselipussin muodoissa, joka vaikutti akkommodaation suuruuteen. Lisäksi menetelmää pidettiin kliiniseen käyttöön liian monimutkaisena. Seuraavassa parannellussa mallissa keinotekoinen pussi korvattiin tulpalla (kuva 30B). Ratkaisussa mykiön kapselipussiin tehdään 1,5 millimetrin suuruinen pyöreä kapsulorreksis, johon tulppa asennetaan ja josta kapselipussi täytetään. [80]



Kuva 30. Kaaviokuvia Nishin kehittämistä erilaisista kapselipussin täyttävistä malleista. Kapselipussiin ruiskutettava polymeeri on esitetty sinisellä värillä ja optiikat ja tupat punaisella. [80](kuvaa muokattu)

2000-luvun lopussa Nishi et al. ovat kehittäneet taittuvan silikonisen linssin, jossa optiikkaa ympäröi kauttaaltaan ohut levyhaptiikka (kuva 30D, kuva 31). Koko linssi on halkaisijaltaan 9,0 millimetriä ja optiikka 6,0 millimetriä. Mykiön kapselipussiin tehdään normaali kapsulorreksis ja linssi toimii ratkaisussa tulppana. Optiikan reunaosassa on kolo, jonka avulla linssi asetetaan paikalleen keskelle silikonin ruiskutuksen jälkeen ja haptiikkaosa jää kapselipussin alle. Haptiikkaosassa on reikä, josta silikonin ruiskutetaan kapselipussin sisään siten, että kapselipussikalvoa venytetään hieman sivuun ja linssiä siirretään asettelukolon avulla. Toimenpiteen jälkeen reikä jää kalvon alle. Silikonin painaa linssin mykiön kapselipussia vasten ja estää samalla vuodot kapselipussin ulkopuolelle. Mallia on testattu sika- ja kanikokeissa silikonin vuodon suhteen ja tulokset ovat lupaavia. [82]



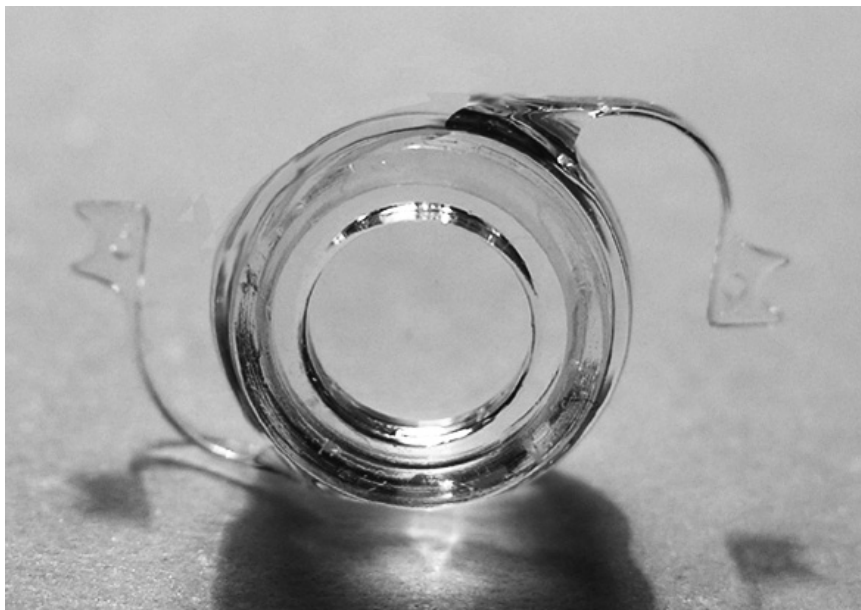
Kuva 31. Nishin taittuva silikonilinssi. Kuvassa näkyvä optiikan pieni kolo on linssin paikalleen asetteluun tarkoitettu. Pienikärkinen instrumentti asetetaan koloon ja näin linssiä pystytään liikuttelemaan. [82]

Jälkikaihi on yksi suurimpia ongelmia myös kapselipussin täyttäviä malleja käytettäessä. Nishi et al. ovat ehdottaneet mallia, jossa sekä kapselipussin etu- että takakalvoon tehdään kapsulorreksikset (kuva 30E). Näihin aukkoihin asennetaan ohuet linssit ja niiden väliin kapselipussiin ruiskutetaan polymeerimateriaali. Linssien reunat ovat kulumikkaat jälkikaihin muodostumisen minimoimiseksi. Mallia on testattu viidessä kanin

silmässä. Kapsulorreksiksen kohdalla ei ollut havaittavissa jälkikaihea yhdessäkään näistä silmistä. Viidestä kanin silmästä, joissa linssi asennettiin vain kapselipussin etupinnalle, kahdessa ei ollut jälkikaihea havaittavissa. Jälkikaihen muodostumista tutkittiin 5-8 viikon päästä implantoinnista. Seuraavassa vaiheessa mallia testataan kädellisillä, jotta voidaan tutkia sen kokonaisvaltaista toimintaa. Toistaiseksi kuitenkin tärkeimmät ongelma-alueet (akkommodation tuottamiskyky, jälkikaihi ja materiaalin vuoto) on saatu ratkaistua kohtuullisesti, joten Nishin mallissa on paljon potentiaalia kehittyä ikänäön korjaavaksi ratkaisuksi tulevaisuudessa. [80][82]

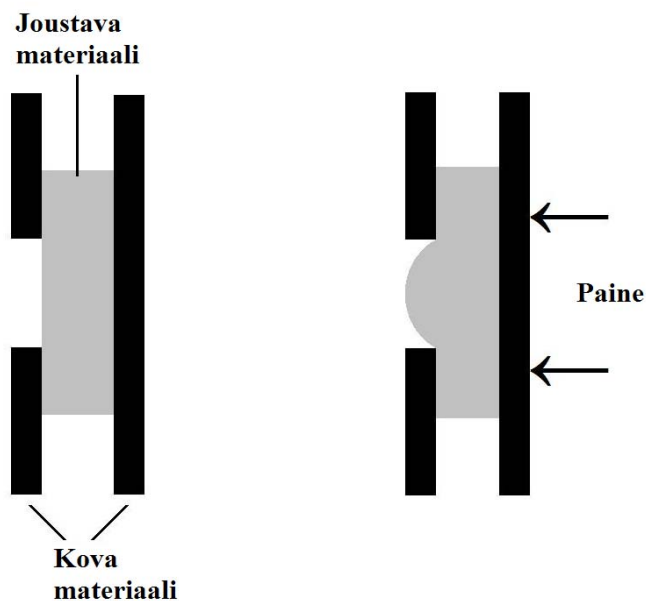
8.6. NuLens

Israelilaisella lääkäri Joshua Ben-nunin kehittämällä NuLensilla (kuva 32) on täysin toisenlainen lähestymistapa akkommodaation aikaansaamiseksi. NuLensissä käytetty biomimeettinen tekniikka jäljittelee vesilintujen silmän toimintaa. Vesilintujen täytyy nähdä selvästi sekä vedessä että ilmassa. Linnun sukeltaessa sen silmän mykiö pullistuu värikalvon keskellä olevasta aukosta ulos muodostaen kuperamman pinnan, jolloin mykiön taittovoima kasvaa. Veden ja silmän rajapinnassa valo taittuu huomattavasti vähemmän aineiden optisen samankaltaisuuden vuoksi verrattuna ilman ja silmän väliseen rajapintaan ja tämän vuoksi vesilinnut tarvitsevat suurempaa taittovoimaa mykiön osalta. [58]



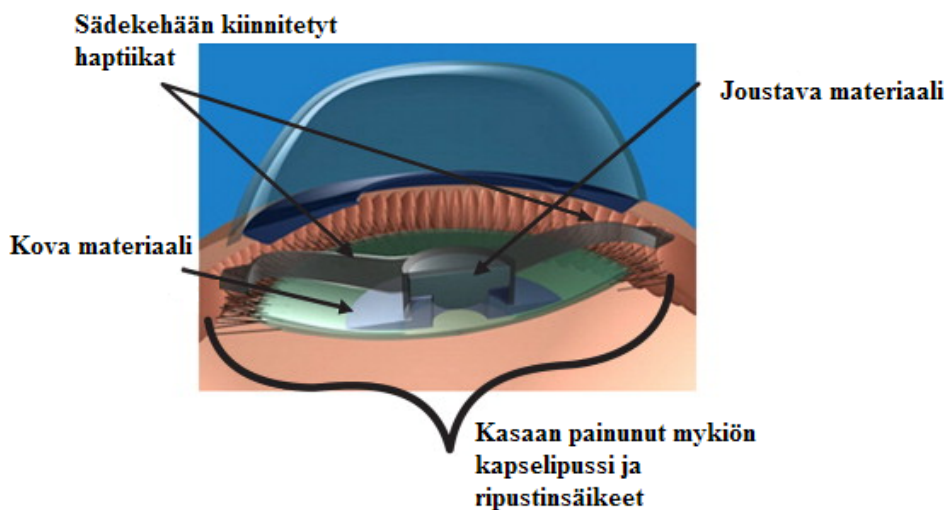
Kuva 32. NuLensin prototyyppi [58]

NuLens-systeemi sisältää kaksi jäykkää levyä, joista etummaisessa on aukko. Näiden levyjen välissä on kiinteää silikonigeeliä. Levyjen puristuessa lähemmäs toisiaan joustava polymeeri pullistuu ulos etummaisen levyn aukosta muodostaen kuperan pinnan. Tätä on havainnollistettu kuvassa 33. Mitä pienempi näin muodostuvan linssin kaarevuussäde on, sitä suurempi sen taittovoima on ja koko silmän taittovoima kasvaa samalla. Levyjen läheneminen ja etääntyminen tapahtuvat mykiön ripustinsäikeiden jännittyessä ja löystyessä niiden liikuttaessa mykiön kapselipussia aksiaalisuunnassa. Mallin ensimmäisessä versiossa levyt puristuivat yhteen sädekehän lihasten rentoutuessa, joten akkommodaatio saavutettiin päinvastaisessa tilanteessa kuin luonnollisesti. Uudempaan malliin mekanismi on kuitenkin korjattu toimimaan oikeinpäin. [7][8][9][58]



Kuva 33. NuLensin toimintaperiaate

Toisin kuin muut markkinoilla tai kehitteillä olevat linssit, NuLens asennetaan silmään mykiön kapselipussin eteen ja PMMA:sta valmistetut haptiikat kiinnittyvät sädekehään kuvan 34 mukaisesti. Ensimmäinen malli linssistä on valmistettu PMMA:sta ja silmään täytyy tehdä 6 millimetrin pituinen viilto, jotta se voidaan implantoida. Kehitteillä on kuitenkin ollut myös taitettava malli. [7][8][9][87]



Kuva 34. Kaavakuva NuLensistä implantoituna silmään [87](tekstit suomennettu)

Eläinkokeilla testattiin NuLensin turvallisuutta ja toiminnallista kykyä. Kädellisen silmään implantoituna sillä saatiin aikaan 34 diopterin taittovoiman muutos. Taittovoiman muutosta voidaan helposti muokata muuttamalla esimerkiksi joustavan materiaalin taittekerrointa tai suurentamalla tai pienentämällä etummaisessa levyssä olevan aukon kokoa. [56][87]

Pilottitutkimuksessa NuLens asennettiin 10 koehenkilön silmään vuonna 2006. Koehenkilöiden keski-ikä tutkimuksessa oli 80 vuotta ja koehenkilöt sairastivat kaihea sekä vanhuuden makuladegeneraatiota (AMD, engl. age-related macula degeneration). NuLens asennettiin koehenkilön siihen silmään, jossa oli huonompi näöntarkkuus. Tulokset mitattiin 1, 3, 6 ja 12 kuukauden kuluttua leikkauksesta. Subjektiivisena mittaussuunnitelmana käytettiin alhaisen näöntarkkuuden taulukkoa koehenkilöiden huonon näöntarkkuuden vuoksi. Testissä koehenkilö lukee Jaegerin testin tyyppisiä rivejä mahdollisimman pieneen fonttiin asti ja luettujen rivien määrä kirjataan ylös. Objektiivisena mittaussuunnitelmana käytettiin ultraäänibiomikroskopiaa, jolla mitattiin linssisysteemin paksuutta eli etäisyyttä linssisysteemin pohjasta pullistuman kärkeen asti. Mittaus suoritettiin silmän normaalissa tilassa sekä pilokarpiinilla aikaansaadussa akkommodoituneessa tilassa ja näiden paksuuksien erotus laskettiin. [87]

Koehenkilöiden UNVA (engl. uncorrected near visual acuity) eli korjaamaton lähinäön tarkkuus parani huomattavasti. Ennen leikkausta koehenkilöt pystyivät lukemaan keskimäärin 1,0 riviä kun kuuden kuukauden päästä vastaava luku oli 3,8. Linssisysteemin paksuuseroksi eri tilojen välillä mitattiin enimmillään keskimäärin 210 mikrometriä kolmen kuukauden päästä leikkauksesta. 9 ja 12 kuukauden kuluttua paksuusero oli pienentynyt keskimäärin 90 mikrometriin johtuen fibroosista ja kapselipussin kutistumisesta. 210 mikrometrin paksuusero viittaa silmän mahdollisen akkommodaation olevan pilokarpiinilla stimuloitaessa yli 10 diopteria. Koehenkilön kokema paras lukuetaisyys mitattiin ja tulokseksi saatiin keskimäärin 10 senttimetriä, mikä viittaa myös 10 diopterin akkommodaatioon. [87]

PCO:ta oli ilmestynyt 60 prosentille potilaista yhden vuoden jälkeen leikkauksesta. Se saatiin kuitenkin poistettua Nd:YAG kapsulotomialla ilman komplikaatioita. Kapsulotomia ei muuttanut NuLensin toimintakykyä. Muita haittavaikutuksia olivat mykiön endoteelisolujen lukumäärän (ECC, engl. endothelial cell count) pieneneminen sekä mustuaisen muodon muuttuminen hieman ovaalimaiseksi. [87]

NuLens on teknologiana lupaava tutkimuksissa saavutetun akkommodaation suuruuden vuoksi. Sillä on paljon potentiaalia kehittyä ikänäön kokonaan parantavaksi ratkaisuksi. Kuten muillakin uusilla teknologioilla on NuLensin kehitys vielä alkuvaiheessa ja useita ongelmia täytyy ratkaista ennen sen markkinoille saattamista.

8.7. FlexOptic

FlexOptic on QuestVisionin, jonka Advanced Medical Optics (nykyään Abbott Medical Optics) osti, akkommodatiivinen keinomykiö. Mallia on kehitelty jo vuodesta 1999 lähtien. Linssi on silikonista valmistettu ontto pallomainen rakenne ja sen optiikka on sijoitettu rakenteen etuosaan. Keinomykiö implantoidaan mykiön kapselipussin sisään. Toimintamekanismltaan FlexOptic jäljittelee silmän luonnollisen mykiön toimintaa. Kun sädekehän lihas jännittyy, systeemin on tarkoitus pullistua kapselipussin pullistumisen myötä ja pienentää kaarevuussädettään kuten luonnollinen mykiökin tekee. Teoriassa optiikan muodon muutos aiheuttaa suuremman akkommodatiivisen vasteen silmässä kuin aksiaalinen siirtyminen. FlexOptic on vasta kehityksensä alkuvaiheessa eikä sitä ole vielä tutkittu alkuvaiheen testausta lukuunottamatta. [9][58]

8.8. FluidVision

FluidVision on kalifornialaisen PowerVisionin kehittänyt malli. Se edustaa keksijöidensä mukaan uutta sukupolvea akkommodatiivisten linssien alalla. Sen tarkoituksena on tuottaa jopa yli 10 diopterin akkommodaatio. Tämä on tarkoitus saada aikaan linssin muotoa muuttamalla. Linssin kuoren etu- ja takapintojen alla on kiinnitettyinä muotoaan muuttavia yksiköitä ja kanavia, joita pitkin neste pääsee virtaamaan. Sädekehän lihasten jännittyessä ja mykiön ripustinsäikeiden löystyessä linssi paksuuntuu nesteen virtauksen vuoksi ja sen taittovoima kasvaa. Mallin etuna on mahdollisesti se, että

se sallii pienet epätarkkuudet implantoitavan linssin voimakkuudessa sekä potilaan silmän fysiologiset muutokset ikääntyessä. FluidVision on vielä aivan alkuvaiheessa kehityksensä suhteen. [9][58]

8.9. *LiquiLens*

LiquiLens on yhdysvaltalaisen Vision Solution Technologiesin kehittämä linssimalli. Se koostuu kahdesta toisiinsa sekoittumattomasta nesteestä oman kapselipussinsa sisällä. Kolme neljäsosaa linssistä on täytetty nesteellä, jonka taitekerroin on sopiva kaukonäköä varten. Loput yksi neljäsosaa täyttää toinen neste, jonka taitekerroin on suurempi ja joka kelluu toisen nesteen yläpuolella. Kun potilas haluaa lukea, hänen täytyy kallistaa päätään alaspäin, jolloin painovoiman vuoksi painavampi neste virtaa linssin alempana olevan etureunan mukaisesti. Korkeamman taitekertoimen neste virtaa samalla matalamman taitekertoimen nesteen päälle linssin takaosaan ja tuloksena on suuremman taittovoiman omaava linssi. [58]

9. Keinomykiöiden säädettävyys postoperatiivisesti

Yksi alan keskeisistä kehityssuunnista on keinomykiöiden säädettävyysmahdollisuus leikkauksen jälkeen. Nykyaikaisilla silmän mittausmenetelmillä ei pystytä mittaamaan kaikkia silmän ominaisuuksia tarkasti. Lisäksi silmän ominaisuudet vaihtelevat usean eri muuttujan suhteen. Keinomykiön lopullinen sijainti tai kulma ei ole ennen leikkausta tiedossa ja lisäksi itse leikkaus voi aiheuttaa muutoksia silmän sarveiskalvossa kuten hajataittoa ja korkeamman asteen aberraatioita. Ongelmana on myös mustuaisen koon, muodon, dynamiikan ja keskeisyyden vaihtelut eri vuorokauden aikojen sekä valaistusolosuhteiden välillä. Myös iän myötä tapahtuu muutoksia näissä samoissa ominaisuuksissa, joten ennen leikkausta määritellyt mittaustulokset eivät enää muutaman vuoden päästä välttämättä pidä paikkaansa. Silmän optisten ominaisuuksien tarkempien mittausmenetelmien kehitys sekä postoperatiivisten tulosten tarkka ennustaminen preoperatiivisesti ovat edelleen jäljellä olevia haasteita alalla. [16][20]

Nykyään potilaan jäännöstaittovirhettä voidaan korjata muutamalla eri menetelmällä. Silmään voidaan asentaa silmänsisäinen piilolinssi, jolloin jo asennettu keinomykiö jää paikoilleen. Sarveiskalvoa muokkaamalla esimerkiksi LASIK-leikkauksella voidaan päästä tyydyttävään lopputulokseen, mikäli menetelmä sopii potilaalle. Viimeisin vaihtoehto on keinomykiön vaihtaminen kokonaan uuteen. Kaikissa näissä menetelmissä on omat riskinsä. [88]

Keinomykiön taittovoima yritetään laskea yleisimmin sellaiseksi, että potilaan silmä olisi emmetrooppinen kauas katsottaessa. Erityisesti hyperopiaa pyritään välttämään, sillä tällöin potilas tarvitsisi jatkuvasti silmälasit nähdäkseen. Jäännöshyperopiaa on pyritty estämään siten, että keinomykiön taittovoimaa lisätään hiukan eli silmästä pyritään tekemään hieman myooppinen. Keinomykiön taittovoiman laskemiseksi on kehitelty monia erilaisia kaavoja, mutta useimmat niistä ovat puutteellisia ja tämän lisäksi mittausmenetelmät ovat epätarkkoja (luku 5.3.4). Nykyaikaisilla mittausmenetelmillä ja lasikentakaavoilla lähes kaikille potilaille saadaan luotua näöntarkkuus, joka on enintään 2

dioplerin päässä emmetropiasta ja potilaiden näöntarkkuus on vähintään 20/40 Snellenin asteikolla. Sarveiskalvon muotoilussa käyneiden potilaiden silmän keratometrisia ominaisuuksia on kuitenkin haastavampaa mitata ja tällaisen potilaan tapauksessa leikkauksen jälkeiset tulokset ovat keskimäärin huonompia. Sarveiskalvon muotoiluleikkaukset ovat olleet suositumpia nuoremmilla ihmisillä, joten nuoremman sukupolven ikääntyessä yhä suurempi osa kaihileikkausta tarvitsevista potilaista on käynyt sarveiskalvon muotoilussa. Tulevaisuudessa keinomykiöiden mahdollinen säädettävyys postoperatiivisesti on siis nykypäivää suuremmassa roolissa. Muutamia erilaisia keinomykiön säätömenetelmiä on kehitelty ja seuraavassa käsitellään niistä neljää. [88]

9.1. Invasiiviset menetelmät

Krasner on patentoinut säädettävän keinomykiön jo vuonna 1990. Keinomykiön optiikka koostuu läpinäkyvästä joustavasta pussista ja sen sisällä olevasta läpinäkyvästä nesteestä tai geelistä. Kun keinomykiö on implantoitu silmään, voidaan ohuella neulalla ruiskuttaa optiikan pussiin lisää ainetta, jolloin se pullistuu ja taittovoima kasvaa. Vastaavasti pussista voidaan imeä pois ainetta, jolloin taittovoima pienenee. Tämä voidaan tehdä leikkauksen yhteydessä sekä myös myöhemmin, jos silmän kokonaistaittovoima todetaan virheelliseksi. Krasnerin menetelmässä suurimpana ongelmana on sen invasiivisuus, jossa on aina riskejä potilaan näkökyvyn kannalta. [89]

Werblin on kehittänyt toisenlaisen menetelmän, joka on myös invasiivinen luonteeltaan. Werblinin monen optiikan systeemillä voidaan korjata taittovirheitä sekä hajataittoa. Systeemissä on kolme eri optiikkaa, joista etummainen ja takimmainen voidaan vaihtaa. Koska keskimäinen optiikka on haptiikoineen kiinteä, ei ongelmia tule epäkeskeytyksen kanssa. Taittovoima on myös yksinkertaisempi laskea kuin silmänsisäistä piilolinssiä käytettäessä. Menetelmän huonona puolena on sen invasiivisuus. [90]

9.2. Valolla muokattava IOL

Valolla säädettävä keinomykiö on David Schwartzin et al. kehittänyt malli. Keinomykiö sisältää valoherkkiä molekyyliä, jotka mahdollistavat optiikan taittovoiman säätämisen. Säätäminen tapahtuu noninvasiivisesti pieniä määriä ultravioletivaloa käyttä-

mällä ja se perustuu fotokemiallisiin reaktioihin sekä diffuusioon. Optiikka koostuu silikonimatriisista, jonka sisällä on fotoreaktiivisia makromeereja, fotoinitiaattori sekä matriisiin yhdistettyjä uv-säteilyä absorboivia osia.

[88][91]

Makromeerit ovat yhteensopivia silikonimatriisin kanssa ja ne on suunniteltu siten, että läpinäkyvyys säilyy muodonmuutoksessa. Makromeerit ovat lisäksi veteenliukenemattomia, jotta ne eivät pääse vuotamaan silmän muihin osiin. Säteilytys 365 nanometrin ultraviolettivalolla aiheuttaa makromeerien polymeroitumisen verkkomaiseksi rakenteeksi silikonimatriisin sisään sillä alueella, jolle valo osuu. Valon säteilytysmäärää, kuten säteen voimakkuutta sekä kestoja, ja säteilytysalueen muotoa säätelemällä optiikan kaarevuussädettä voidaan pienentää tai suurentaa sekä poistaa hajataittovirheitä ja korkeamman asteen aberraatioita. Kun makromeerit polymerisoituvat säteilytetyllä alueella, muodostuu diffuusiogradientti säteilytetyyn alueeseen päin ja vapaiden makromeerien määrä tasoittuu koko optiikan alueella pullistaen säteilytettyä aluetta ylimääräisten makromeerien tilavuuden verran. [91]

Vuorokauden päästä optiikan säteilytyksestä diffuusio on tasapainossa ja loppusäteilytys voidaan toteuttaa. Koko optiikka altistetaan loppusäteilytykselle. Tällöin kaikki makromeerit polymerisoituvat eivätkä ne pääse enää siirtymään optiikan sisällä. Tätä toista säteilytystä kutsutaankin ”lukitukseksi”. Lukituksen jälkeen optiikan muotoa ei voida enää muuttaa. [91]

Pilottitutkimuksessa oli mukana 14 silmää, joissa hyperopian suuruus oli 0,25 - 2,0 diopteria. Edellä kuvatulla menetelmällä 13 silmää saatiin korjattua alle 0,25 diopterin päähän halutusta taittovoimakkuudesta ja yksi silmä alle 0,50 diopterin päähän halutusta. Jos silmän hyperooppinen taittovirhe on yli 2,0 diopteria, täytyy säteilytys tehdä kahden kertaan, jottei ultravioletti-säteilyn vuorokausittaiset annosrajat ylittyisi. Makromeerin määrä optiikassa riittää kemiallisen analyysin perusteella useampaan säteilytyskertaan. Nämä säteilytykset täytyy luonnollisesti tehdä ennen materiaalin lukitusta. Valolla säädettävä keinomykiö on uutena teknologiana siis varsin lupaava ja saat-

taa antaa mahdollisuuden hienosäätää keinomykiö taittovoimaa ja korjata aberraatioita postoperatiivisesti. Menetelmän huonona puolena on se, että optiikkaa voidaan säätää vain ennen lukitusta ja tämän jälkeen sitä ei voida enää muokata. Ajan ja ikääntymisen mukanaan tuomiin muutoksiin ei siis tällä menetelmällä pystytä vastaamaan. [91]

9.3. *Magneettisesti muokattava IOL*

Egglestonin ja Matthews'n magneettisesti säädettävissä oleva menetelmä on edellä kuvattua menetelmästä poiketen yhä uudelleen säädettävä. Menetelmällä voidaan muokata keinomykiötä sitä mukaan kun silmän luonnolliset ominaisuudet muuttuvat esimerkiksi vanhetessa. Magneettisesti säädettävä menetelmä perustuu optiikan siirtämiseen silmän aksiaalisuunnassa eteenpäin tai taaksepäin tarpeen mukaan. Keinomykiö koostuu ulkokehästä, jossa on kierteet sekä optiikasta vastakierteillä. Kun optiikkaa kierretään magneettisella voimalla, se siirtyy kierteillä eteen- tai taaksepäin riippuen kiertosuunnasta tietyn matkan verran ja silmän kokonaistaittovoima suurenee tai pienenee vastavasti. Voiman, jolla optiikkaa kierretään, täytyy olla suuruudeltaan sopiva anatomisten rajoitteiden vuoksi. Jos optiikkaa käännetään liian suurella voimalla, mykiön ripustin säikeet saattavat vahingoittua, sillä haptiikoiden tarttumisominaisuuksia ja sädelihasten kestävyyttä ei ole pystytty tarkkaan määrittämään ja mittaamaan. Jos taas käytettävä voima on liian pieni, se ei ylitä optiikan ja ulkokehän välistä kitkavoimaa ja koko keinomykiö ulkokehineen lähtee pyörimään. Käytettävä voima täytyy vielä saada määriteltä tarkasti. Toistaiseksi voiman suuruutena on käytetty empiirisesti ja kokemuksen perusteella määriteltä arvoa. [92]

Säätömekanismeissa käytetään magneettista kytkeytymistä kääntövoiman aikaansaamiseksi. Keinomykiöön valittiin magneettiseksi aineeksi samarium-kobolttia, sillä siitä on aikaisempaa kokemusta lääketieteellisissä implanteissa ja sen magneettinen momentti on suuri. Prototyyppejä valmistettiin 2- sekä 4-napaisena. Ulkoisena lähteenä käytettiin neodyymi-kestomagneettia ja siitä valmistettiin myös 2- ja 4-napaiset versiot. Momenttimittauksien mukaan 2,0 millimetrin ilmarakoa käytettäessä saatiin aikaan suurempi voima kuin on tarpeen, joten menetelmä toimii voimansiirron osalta. Magneettisesti

säädettävän keinomykiön kehitys on alkutekijöissään, mutta teknologiana se on toimiva ja lupaava. [93]

10. Aivojen adaptiivisuus

Multifokaalisten ja akkommodatiivisten keinomykiöiden jatkuvasti kehittyessä aivojen toimintamekanismeilla saattaa olla myös suuri merkitys akkommodatiivisen näkökyvyn palauttamiselle. Silmän akkommodaation kaikkia mekanismeja ei tunneta vielä tarkasti. Myöskään näiden mekanismien muutosta iän myötä ei tunneta. Uusimman tiedon valossa aivojen adaptiivisuuskyky ja plastisuus ovat tallella aikuisiässäkin paljon suuremmassa määrin kuin mitä aiemmin luultiin. Neuraalinen plastisuus muodostuu muutoksista neuronien synapseissa ja neuroniyhteyksissä sekä myös uusien neuronien muodostumisessa. Keskushermoston vastetta ikänäön korjaaviin keinomykiöihin voidaan mahdollisesti käyttää hyväksi näkökyvyn hienosäätöön ja näin parantaa potilaan kokemaa näköaistimusta. [94]

Näkörata kuljettaa molemmista silmistä saadut informaatiot näköaivokuorelle, jossa nämä yhdistyvät yhdeksi kuvaksi. Jos toisesta silmästä välittyvä informaatio on syystä tai toisesta huonompaa laadultaan, esimerkiksi sumentunutta tai vääristynyttä, valitsevat aivot toisen silmän välittämän parempilaatuisen informaation kuvanmuodostukseen. Aivot pystyvät ainakin tällä tavoin adaptoitumaan ja muodostamaan selkeän kuvan saatavilla olevasta informaatiosta. Samankaltainen tilanne on silloin, kun silmään on asennettu monipolttopisteinen keinomykiö eli aivoihin välittyy epätarkkoja kuvia sekä yksi tarkka. Aivot osaavat valita tarkan kuvan kaikista tarjolla olevista kuvista. Toiset ihmiset pystyvät sopeutumaan monipolttopisteisten keinomykiöiden käyttöön eli heidän aivonsa adaptoituvat tilanteeseen. Joidenkin potilaiden aivot taas eivät tähän pysty. Tätä ilmiötä ei ole vielä tutkittu tarkasti. Ikänäöstä kärsivien neuraalista adaptiivisuutta muuttuvaan näkökykyyn ei ole tutkittu. Myöskään näköaivokuoren mahdollista adaptoitumista keinomykiöön kaihileikkauksen jälkeen ei ymmärretä. [94]

Luonnollista akkommodaatiota stimuloivat useat eri asiat ja koko akkommodaatioprosessia ja varsinkin aivojen osuutta siihen ei ymmärretä. Akkommodaatio on takaisinkytkentäprosessi. Verkkokalvolle muodostuvan kuvan epätarkkuus stimuloi akkommodaa-

tiota kuten myös kromaattisen aberraation määrä. Silmämunat kääntyvät sisäänpäin lähelle katsottaessa ja myös tämä stimuloi aivoja muuttamaan mykiön kaarevuutta katseletäisyydelle sopivaksi. Myös tietoisuus esineen etäisyydestä aiheuttaa akkommodaatiomekanismin käynnistymisen. Akkommodaatio on siis monimutkainen prosessi ja monet eri asiat vaikuttavat siihen. Sitä, kuinka paljon kullakin edellä mainituista asioista on merkitystä prosessissa, ei tiedetä. [94]

Ikänäön korjaamiseen on tällä hetkellä tarjolla sekä mukautumiskykyisiä että monipolttopisteisiä keinomykiöitä. Yleistymässä ovat niin sanotut mix & match -tekniikat, joissa potilaan eri silmiin asennetaan eriominaisuksiset tai jopa erityyppiset keinomykiöt. Tämä asettaa aivan uudenlaisia haasteita näköjärjestelmälle. Jotkin potilaat sopeutuvat uusiin keinomykiöihinsä hyvinkin nopeasti ja pystyvät käyttämään niiden akkommodatiivisia ominaisuuksia hyväksi, mutta neutraalinen adaptoituminen saattaa kestää jopa vuoden, joten kärsivällisyyttä vaaditaan niin potilaalta kuin lääkäriltäkin. Täysin silmälaseitta pärjääminen on silti vielä nykytekniikalla harvojen saavutettavissa, joten neuroadaptaation parempi ymmärtäminen sekä uudet teknologiat ovat tarpeellisia. [94]

11. Yhteenveto ja tulevaisuuden näkymät

Tämän diplomityön tavoitteena oli esitellä mukautumiskykyisiä eli akkommodatiivisia keinomykiöitä ja niiden kehitysastetta sekä erilaisten ratkaisujen potentiaalia ikänäön korjaavaksi teknologiaksi. Työssä käsiteltiin myös markkinoilla ja kehitteillä olevia kilpailevia ikänäön korjaavia ratkaisuja sekä koko kaihi- ja taittovirhekirurgian alan vielä ratkaistavia ongelmakohtia. Nämä ongelmat koskevat myös mukautumiskykyisten keinomykiöiden kehitystä ja ne täytyy ottaa huomioon, jotta kehitettävä ratkaisu voitaisiin hyväksyä kliiniseen käyttöön ja siitä tulisi standardinomaisesti käytetty keinomykiö ikänäön ja kaihin korjaamisessa.

Mukautumiskykyiset keinomykiöt jaettiin tässä työssä eri ryhmiin niiden toimintamekanismin mukaan. Yhden optiikan passiivisten mallien on tarkoitus tuottaa akkommodatiivinen vaste optiikan eteenpäin siirtymisellä sädekehän lihasten supistumisen ansiosta. Tällä hetkellä Euroopan ja Yhdysvaltain markkinoilla on tarjolla ainoastaan tällaisia akkommodatiivisia keinomykiöitä. Tutkimuksissa, joissa on mitattu näiden keinomykiömallien optiikan eteenpäin siirtymistä, merkittävää akkommodatiivista vastetta ei kuitenkaan ole havaittu. Vastauksena passiivisten mallien huonoon akkommodationtuottamiskykyyn on kehitetty aktiiviseen siirtymiseen perustuvia malleja. Näissä malleissa optiikan siirtymiseen käytetään jotakin ajavaa voimaa sädekehän lihasten lisäksi. Ensimmäisessä ratkaisussa käytetään repulsiivisia kestopagneetteja siirtymisen apuna. Toisessa mallissa käytetään hyväksi sädekehän kärjen ja mykiön kapselipussin välistä pientä etäisyyttä ja jousivoimaa optiikan suuremman siirtymisen aikaansaamiseksi. Molemmat menetelmät ovat kehityspolkunsa alkuvaiheessa ja niiden toimivuudesta ei ole vielä saatavilla tutkimustietoa.

Silmän takakammion aksiaalinen pituus on rajoitettu, joten pelkällä optiikan eteenpäin siirtymisellä ei voida aikaansaada muutamaa diopteria suurempaa akkommodatiivista vastetta. Tämän ongelman ratkaisemiseksi on kehitetty kaksi optiikkaa sisältävät mallit, jotka muodostivat seuraavan tässä työssä käytetyistä ryhmistä. Kun kaksioptiikkaisen

keinomykiön etummainen linssi kulkee saman matkan kuin yksioptiikkaisen keinomykiön optiikka, on akkommodaation amplitudi suurempi. Työssä esitellyt kaksi mallia ovat yhden optiikan malleja lupaavampia siinä mielessä, että aikaansaadut akkommodatiiviset vasteet pilottitutkimuksessa ja eläinkokeissa ovat olleet suurempia. Kolmas työssä käsitelty ryhmä koostui kapselipussin täyttävistä malleista. Ensimmäisessä mallissa kapselipussi täytetään muistimateriaalilla, joka muuttaa muotoaan kehon lämpötilan vaikutuksesta. Toisessa tähän ryhmään kuuluvista malleista käytetään kapselipussin täyttämiseen silikonipolymeeriä ja kapselipussiin tehty reikä peitetään tulpalla tai tulpapana toimii silmään asennettava ohut keinomykiö. Kapselipussin täyttävillä malleilla on saatu aikaan akkommodatiivinen vaste eläimen silmään implantoituna, mutta muuten ne ovat vielä kehityksensä alkuvaiheessa.

Näiden kolmen ryhmän lisäksi työssä käsiteltiin täysin erilaiseen toimintamekanismiin, eli optiikan pullistumiseen reiän läpi paineen kasvun takia, perustuvaa NuLensia sekä vasta idea-asteella olevia keinomykiöitä. NuLens on aikaansaadun akkommodatiivisen vasteen perusteella lupaavin kehitetyistä akkommodatiivisista malleista. Tosin sitä on toistaiseksi asennettu vain muutamiin ihmissilmiin ja aikaansaadun akkommodaation määrä on arvioitu epäsuorasti. Apinakokeista saadut objektiiviset tulokset olivat kuitenkin varsin lupaavia. Taulukkoon 4 on tiivistetty työssä käsitellyt akkommodatiiviset keinomykiömallit.

Akkommodatiivisten keinomykiöiden lisäksi tässä diplomityössä käsiteltiin myös monipolttopisteisiä keinomykiöitä. Ne ovat merkittävin vaihtoehto akkommodatiivisille keinomykiöille nykypäivänä. Ne ovat kehityksessään akkommodatiivisia keinomykiöitä edellä ja ne ovatkin toinen merkittävistä kehityssuunnista. Uusilla monipolttopisteisillä keinomykiöillä on saatu aikaan erittäin hyviä hoitotuloksia. Monipolttopisteisyys aiheuttaa ratkaisussa kuitenkin perustavanlaatuisen ongelman eli epätarkkojen kuvien muodostumisen tarkan kuvan rinnalle, mistä ei voida päästä lainkaan eroon toimintamekanismin luonteen vuoksi. Tulevaisuudessa monipolttopisteiset keinomykiöt jäänevät pois käytöstä akkommodatiivisten keinomykiöiden vallatessa alaa, mutta nykypäivänä ne ovat varteenotettava vaihtoehto ikänäön korjaamiseksi. Työssä esiteltiin myös muita

kehitettyjä ratkaisuja ikänäön korjaamiseen. Taulukkoon 5 on tiivistetty ikänäön korjaamiseen kehitetyt kilpailevat ratkaisut.

Taulukko 4. Työssä esiteltyt mukautumiskykyiset keinomykiöt

	Sijoitupaikka	Materiaali	Kehitysvaihe/ hyväksytty markk.	Akkommodatiivinen vaste		
1 optiikan passiiviset mallit				Objektiivinen/Subjektiivinen/Eläinkokeet		
1CU	kapselipussiin taakse	hydrogeeli	Eurooppa 2001	alle 0,5D	1,5 D	ei tied
Crystalens	kapselipussiin taakse	silikoni	Eurooppa 2002 FDA:n hyväksyntä 2003	≈ 0 D	J1 13/26 % 1)	ei tied.
BioComfold	kapselipussiin taakse	hydrogeeli	Eurooppa 1996	≈ 0 D	ei tied.	ei tied.
Tetraflex	kapselipussiin eteen	hydrogeeli	Eurooppa 2003, FDA:n kliiniset tutkimukset käynnissä	0,4 ± 0,6 D	3,1 D/ 1,7 D 2)	ei tied.
1 optiikan aktiiviset mallit						
Müllerin napinläppi	optiikka kapselipussiin eteen	ei tiedossa	pilottitutkimus	ei tiedossa		
Preussnerin mikromagneettinen	kapselipussi	riippuu käytävästä IOL:istä	kokeellinen	ei tiedossa		
2 optiikan mallit						
Synchrony	kapselipussi	silikoni	pilottitutkimus	0,5 - 2,5D	J1/J3 3)	ei tied
Sarfarazi	kapselipussi	silikoni	pilottitutkimus	ei tied.	ei tied.	7-8 D
Kapselipussin täyttävät mallit						
SmartIOL	kapselipussi	hydrofobinen akryylipolymeeri	kokeellinen	ei tiedossa		
Nishi	kapselipussiin eteen ja taakse	silikoni	eläinkokeet	eläinkokeissa saatu aikaan vaste		
Muut						
NuLens	takakammio	PMMA ja siliikonigeeli	pilottitutkimus	10 D 4)	10 D 4)	34 D
FlexOptic	kapselipussi	silikoni	idea-aste	ei tiedossa		
FluidVision	kapselipussi	ei tiedossa	kokeellinen	ei tiedossa		
LiquiLens	kapselipussi	kaksi eri nestettä	idea-aste	ei tiedossa		

1) 1/7 vuoden päästä J1 tason saavuttaneita potilaita

2) 3/6 kuukauden päästä implantoinnista

3) DCNVA J1 kaikki silmät, ilman apuvälineitä J1 64 % ja J3 kaikissa silmissä

4) Epäsuorasti arvioitu

Taulukko 5. Yhteenvedo kilpailevista ratkaisuista ikänäön korjaamisessa

	Yleisyys	Soveltuvuus kaihin hoitoon	Edut	Ongelmat
Lukulasit	hyvin yleinen	ei	yksinkertaisuus, edullisuus, helppo vaihdettavuus	ulkoinen apuväline, lasit täytyy ottaa pois kauas katsottaessa
Moniteholasit	hyvin yleinen	ei	edullisuus, helppo vaihdettavuus, noninvasiivisuus, monikäyttöisyys	ulkoinen apuväline, katse täytyy suunnata oikein
Monitehopiilolasit	yleinen	ei	käytännön helppous silmälaseihin verrattuna	ulkoinen apuväline, silmiin asentaminen, puhtaanapito, rajoitettu käyttöaika/vrk, tottumattomuus
Monovisio keino-mykiöillä	melko yleinen	ei	silmälaseitta pärjääminen	aniseikonia, tottumattomuus
Monipolttopisteiset keinomykiöt	melko harvinainen	kyllä	vaivaton ja huomaamaton potilaalle	kontrastiherkkyyden heikentyminen, häiriöt kuvassa, häikäistyminen, tottumattomuus
Monipolttopisteiset silmänsisäiset piilolinssit	harvinainen	ei	vaivaton ja huomaamaton potilaalle	kontrastiherkkyyden heikentyminen, häiriöt kuvassa, häikäistyminen, tottumattomuus
PresbyLASIK	harvinainen	ei	vaivaton ja huomaamaton potilaalle	kontrastiherkkyyden heikentyminen, häiriöt kuvassa, häikäistyminen, tottumattomuus

Kaihin leikkaustekniikoissa on edistytty paljon alkuajoista. Nykyaikainen pienen viillon menetelmä ja fakoemulsifikaation käyttö samentuneen mykiön poistamiseksi ovat ylivoimaisesti parempia aiempiin menetelmiin verrattuna. Pienen viillon tekniikka on mahdollistanut yhä tarkemmat ja paremmat postoperatiiviset leikkaustulokset ja sen myötä potilastyytyväisyys on kasvanut huomattavasti. Tämä uusi leikkaustekniikka asettaa kuitenkin rajoitteita keinomykiön muotoilulle ja materiaalivalinnoille. Keinomykiön täytyy olla rullautuva tai kasaan taittuva, jotta se voidaan implantoida pienen viillon kautta. Nykypäivänä tämä tavoite on jo saavutettu, sillä lähestulkoon kaikki implantoitavat keinomykiöt ovat malliltaan taittuja. Taittuvuuden vaatimus täytyy siis muistaa ja ottaa huomioon täysin uusia keinomykiömalleja kehitettäessä juuri pienen

viillon leikkaustekniikan ylivoimaisuuden vuoksi. Leikkaustekniikka vaikuttaa olevan melko huippuunsa viritetty jo nyt. Kaihileikkaustekniikoiden saralla kehitystarvetta saattaisi olla vaihtoehtoisissa leikkaustekniikoissa, sillä kaikkien potilaiden kohdalla fakoemulsifikaatiotekniikan käyttö ei ole mahdollista.

Jälkikaihi on yksi suurimmista kaihileikkauksen jälkeisistä ongelmista, joka on vielä ratkaisematta [2]. Optiikan reunojen muotoilu kulmikkaiksi vähentää tutkimusten mukaan jälkikaihin muodostumista [47]. Lisäksi keinomykiössä käytettävän optiikan materiaalin pinnanmuokkauksella voidaan mahdollisesti vaikuttaa mykiön epiteelisolujen kulkeutumiseen optiikan pinnalle. Nykymenetelmistä jälkikaihea voidaan korjata Nd:YAG-kapsulotomialla. Menetelmä ei kuitenkaan sovi kaikille yleisesti käytetyille materiaaleille. Tämä on syytä ottaa huomioon keinomykiön materiaalin valintavaiheessa.

Jos akkommodatiivisia keinomykiöitä aiotaan jonain päivänä käyttää yleisesti ikänäön korjaamiseen, asettaa se keinomykiöissä käytetyille materiaaleille aivan uudenlaisia haasteita. Ikänäön ilmaantuessa jo vähän yli 40-vuotiaalle tulee keinomykiön implan-tointiaika pitenemään huomattavasti. Tämä asettaa käytettävälle materiaalille aivan uudet kestävyysvaatimukset. Käytettävän materiaalin täytyy pysyä ominaisuuksiltaan muuttumattomana. Se ei esimerkiksi saa haurastua eikä siitä saa irrota merkittävästi partikkeleita. Lisäksi keinomykiökäytössä materiaalin täytyy pysyä kirkkaana ja samentumista ei saisi esiintyä, jotta valonsäteet pääsevät edelleen kulkeutumaan verkkokalvolle ilman häiriöitä.

Uusien mittauslaitteiden sekä uuden sukupolven taittovoiman laskentakaavojen kuten Holladay 2:n käyttö ovat johtaneet potilasta tyydyttäviin tuloksiin yhä useammin [92]. Linssisysteemin optisten ominaisuuksien kokonaisvaltainen määrittely on kuitenkin tarpeen, jotta postoperatiivinen tulos pystyttäisiin ennustamaan mahdollisimman tarkasti [16]. Nykyisillä menetelmillä on mahdollista päästä jopa 0,25 diopterin päähän emmetropiasta kaukonäön suhteen [39]. Lähes kaikille potilaille saadaan luotua näöntarkkuus,

joka on enintään 2 diopterin päässä emmetropiasta ja potilaiden näöntarkkuus on vähintään 20/40 Snellenin asteikolla [88].

Jäljelläolevana haasteena alalla on kuitenkin edellistä parempien diagnostisten työkalujen kehittäminen. Potilaiden henkilökohtaisten tarpeiden sekä hermoston adaptiivisuuden määrittäminen ennen leikkausta on tärkeää mahdollisimman hyvän tuloksen saavuttamiseksi. Mix & match –tekniikoiden yleistyessä aivojen adaptiivisuuskykyyn täytyy kiinnittää entistä enemmän huomiota hyvän potilasvasteen aikaansaamiseksi. Silmän akkommodaation fysiologian ja aivojen adaptiivisuuskyvyn entistä parempi ymmärtäminen auttaa kehittämään edelleen parempia teknologisia ratkaisuja potilaille. [7]

Lopputulosten mittaus standardoiduilla menetelmillä ja yhteneväinen arviointi ovat tärkeitä, jotta keinomykiön toimintamekanismeja voidaan arvioida, ja jotta menetelmiä ja teknologioita voitaisiin edelleen kehittää parempaan suuntaan. Toistaiseksi on haastavaa kehittää luotettavaa ja toistettavissa olevaa mittausmenetelmää silmän taittoviman muutoksen mittaamiseksi. Useimmissa tutkimuksissa akkommodatiivista vastetta mitataan subjektiivisesti ja standardoituja menetelmiä ei ole olemassa. [16] [22]

Biometriset mittaukset, jotka mittaavat etukammion syvyyttä, antavat tällä hetkellä tarkimmat ja objektiivisimmat tulokset ja näitä tulisikin käyttää jos suinkin mahdollista. Carl Zeissin osittaiskoherenssi-interferometriaan perustuva IOLMaster on tällä hetkellä paras biometrinen mittauslaite markkinoilla. [2]

Jos objektiivisten mittausmenetelmien käyttö ei ole mahdollista, joudutaan käyttämään subjektiivista mittausmenetelmää. Yleisimmin määritetään potilaan DCNVA eli kaukonäkö-korjattu lähinäön tarkkuus. Tässä tapauksessa pitäisi käyttää tutkimusmenetelmänä satunnaistettua kontrolloitua sokkotutkimusta. Kontrolliryhmän koehenkilöiden ikä- ja sukupuolijakaumaan sekä mahdollisiin silmäsairauksiin tulisi kiinnittää huomiota, jotta tulosten vääristymisen riski minimoitaisiin. Lisäksi, vaikka käytettäisiinkin samaa näöntarkkuuden mittausmenetelmää, vaihtelevat olosuhteet aiheuttavat ongelmia

subjektiivisten mittaustulosten vertailussa. Alalle tarvittaisiin siis selkeät standardit ja ohjeistukset mittausmenetelmien speksauksen suhteen. [22][58]

Yksi keskeinen kehityssuunta on keinomykiöiden säädettävyys postoperatiivisesti, sillä kaikkia tekijöitä ei voida ottaa huomioon linssien valitsemisvaiheessa ennen leikkausta, vaikka mittausmenetelmät olisivatkin kehittyneempiä [16]. Tähän vaikuttaa silmän ominaisuuksien jatkuva muuttuminen niin vuorokauden eri aikoina kuin ikääntymisenkin seurauksena. Työssä käsiteltiin kolmea erilaista kirjallisuudessa esiintynyttä menetelmää: valolla säädettäviä ja magneettien avulla säädettäviä keinomykiöitä sekä invasiivisia menetelmiä. Invasiiviset menetelmät jäänevät vähitellen pois käytöstä, kun muut menetelmät kehittyvät. Työssä esitellyllä valolla säädettävällä menetelmällä ei voida vastata ikääntymisen mukanaan tuomiin muutoksiin silmän taittovoimassa vaan se on tarkoitettu leikkauksen jälkeisen jäännöstaittovirheen korjaamiseen. Magneettisesti säädettävää keinomykiömallia voidaan säätää useita kertoja ja teoriassa myös pitkän ajan päästä. Menetelmä on kuitenkin vasta kehityksensä varhaisvaiheessa.

Objektiivisesti mitattujen tutkimustulosten mukaan näöntarkkuudessa ei ole merkittäviä eroja nykyisten saatavilla olevien akkommodatiivisten keinomykiöiden ja tavallisten yksipolttopisteisten keinomykiöiden välillä. Subjektiivisten tutkimustulosten mukaan akkommodatiivisilla keinomykiöillä on saatu aikaan kuitenkin hyviäkin vasteita joissakin kliinisissä tutkimuksissa. Useat potilaat ovat olleet tyytyväisiä leikkaustuloksiin ja pärjäävät lähes täysin ilman ulkoisia näkemisen apuvälineitä. Tällä hetkellä saatavilla olevilla akkommodatiivisilla keinomykiöillä ei näyttäisi siis olevan ainakaan negatiivista vaikutusta saavutettuun näöntarkkuuteen, mutta välttämättä ylimääräistä hyötyäkään niistä ei potilaalle ole. Jälkikäihen suurempi muodostumismahdollisuus nykyisiä akkommodatiivisia keinomykiöitä käytettäessä täytyy kuitenkin ottaa huomioon keinomykiötä valittaessa. [2][22][21][61][62]

Kaikenkaikkiaan koko kaihi- ja taittovirhekirurgian alalta löytyy useita ongelmakohtia, jotka täytyy vielä ratkaista. Tämän lisäksi akkommodatiivisten keinomykiöiden kehittämisessä täytyy ottaa huomioon niiden toimintamekanismien asettamat erityishaasteet.

Akkommodatiivisten keinomykiöiden saralla riittää siis vielä kehitettävää moniksi vuosiksi ellei vuosikymmeniksi eteenpäin ennen kuin kaikin puolin toimiva ratkaisu saavutetaan. Tulevaisuudessa mukautumiskykyiset keinomykiöt saavuttanevat kuitenkin 6-8 diopterin akkommodoitumiskyvyn, mikä on tarpeen tyydyttävän näkökyvyn saavuttamiseksi.

Jos akkommodatiivisessa mielessä toimiva, potilaalle turvallinen, materiaaliominaisuuksiltaan pitkäikäinen, jälkikäihien muodostumista estävä ja ennen kaikkea helposti implantoitava ja valmistuskustannuksiltaan edullinen akkommodatiivinen keinomykiö saadaan kehitettyä, sillä on väistämättä valtava merkitys ja potentiaali taloudellisesti. Se tulisi suurella todennäköisyydellä korvaamaan kaihileikkauksissa käytetyt tavalliset keinomykiöt, mutta tätäkin suuremmat markkinat sillä tulisi luultavasti olemaan ikänäön korjaamisessa. Vaatimuslista akkommodatiivisen keinomykiön pakollisista ominaisuuksista on kuitenkin pitkä ja useimmat listan seikoista vaativat vielä lisäkehittelyä ja uusia ratkaisuja, jotta tämän teknologian koko potentiaali saataisiin hyötykäyttöön.

12. Lähteet

- [1] Saari K. M., *Silmätautioppi*, Kandidaattikustannus Oy, 5. painos, Jyväskylä, 2001, ISBN: 951-8951-18-7
- [2] Menapace R., Findl O., Krieckenbaum K., Leydolt-Koepl C. H., *Accommodating intraocular lenses: A critical review of present and future concepts*, Graefe's Archive for Clinical Experimental Ophthalmology, Volume 245, Number 4, Pages 473-489, 2007
- [3] HYKS-sairaanhoitoalueen lautakunta, esityslista 30.03.2010/Asia 3, *Kaihijonotilanne ja jononpurkusuunnitelma*, 2010. Saatavilla: <http://asiakirjat.hus.fi/djulkaisu/kokous/KOKOUS-936-3.HTM> (viitattu 20.4.2010)
- [4] Doane J., *Accommodating intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 15, Pages 16-21, 2004
- [5] Olsen T., *Calculation of intraocular lens power: a review*, Acta Ophthalmologica Scandinavica, Volume 85, Pages 472-485
- [6] Tonekaboni K., Whitsett A. J., *The IOL horizon: Accommodative intraocular lenses*, Optometry, Volume 76, Issue 3, Pages 185-190, 2005
- [7] Buznego C., Trattler W. B., *Presbyopia-correcting intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 20, Issue 1, Pages 13-18, 2009
- [8] Beiko G., *Status of accommodative intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 18, Issue 1, Pages 74-79, 2007
- [9] Doane J. F., Jackson R. T., *Accommodative intraocular lenses: considerations on use, function and design*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 18, Issue 4, Pages 318-324, 2007
- [10] Hiltunen, Holmberg, Kaikkonen, Lindblom-Yläne, Nienstedt, *Galenos: Ihmiselimistö kohtaa ympäristön*, WSOY, 1. painos, Porvoo, 2001. ISBN: 951-0-26501-2
- [11] Crick, Khaw, *A Textbook of Clinical Ophthalmology: A Practical Guide to Disorders of the Eyes and Their Management*, World Scientific Publishing Co. Ltd., 3rd Edition, Singapore, 2003. ISBN: 981-238-128-7

- [12] Ohio Valley Eye Physicians, kuva: *Eye Anatomy – Cross section view*. Saatavilla: http://www.ohiovalleyeye.com/eyeinfo_.htm (viitattu 23.7.09)
- [13] Tortora, Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*, 11th edition, John Wiley & Sons, Inc, New York, 2006. ISBN: 978-0-471-68934-3
- [14] Werner L., *Biocompatibility of intraocular lens materials*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 19, Pages 41-49, 2008
- [15] Nienstedt, Hänninen, Arstila, Björkqvist, *Ihmisen fysiologia ja anatomia*, WSOY, 12.-13. painos, Porvoo 2000. ISBN: 951-0-23265-3
- [16] Pepose J., *Maximizing satisfaction with presbyopia-correcting intraocular lenses: The missing links*, American Journal of Ophthalmology, Volume 146, Issue 5, Pages 641-648, 2008
- [17] Kashani S., Mearza A., Claoué C., *Refractive lens exchange for presbyopia*, Contact Lens and Anterior Eye, Volume 31, Issue 3, Pages 117-121, 2008
- [18] Dick H. B., *Accommodative intraocular lenses: current status*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 16, Issue 1, Pages 8-26, 2005
- [19] i4Vision verkkosivut, kuva: *kaihi*. Saatavilla: <http://www.i4vision.co.uk/#/cataract/4516520406> (viitattu 19.1.2010)
- [20] Uusitalo R. et al., Suomen Silmälääkäriyhdistyksen asettama työryhmä, *Aikuisiän harmaakaihi*, Duodecim 2005;121(20):2232-2244. Saatavilla: <http://www.terveysportti.fi/xmedia/hoi/hoi50035.pdf>
- [21] Bausch&Lomb verkkosivut. Saatavilla: <http://www.bauschsurgical.com> (viitattu 22.2.2010)
- [22] Findl O., Intraocular lenses for restoring accommodation: Hope and reality, Journal of Refractive Surgery, Volume 21, Pages 321-323, 2005
- [23] Kivelä T., *Silmätaudit*, Therapia Fennica verkkoversio, 2007. Saatavilla: <http://www.therapiafennica.fi> (viitattu 19.1.2010)
- [24] Robert M. Scharf, kuva: *Optics and refractive error*. Saatavilla: <https://rmscharf.ipower.com/Optics%20and%20Refraction.html> (viitattu 21.1.2010)
- [25] Güell J. L., Velasco F., *Phakic intraocular lens implantation*, International Ophthalmology Clinics, Volume 42, Pages 119-130, 2002

- [26] Espandar L., Meyer J. J., Moshirfar M., *Phakic intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 19, Pages 349-356, 2008
- [27] Chang D. H., Davis E. A., *Phakic intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 17, Pages 99-104, 2006
- [28] Alio J. L., Amparo F., Ortiz D., Moreno L., *Corneal multifocality with excimer laser for presbyopia correction*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 20, Pages 264-271, 2009
- [29] Advanced Medical Optics, *Tecnis multifocal intraocular lens, Summary of safety and effectiveness data*, 2009. Saatavilla: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/P080010b.pdf (viitattu 20.3.2010)
- [30] Young H. D., Freedman R.A., *University physics*, 10th edition, Addison Wesley Longman Inc., USA, 2000. ISBN: 0-201-60336-5
- [31] Ikonen E., *Optiikan perusteet*, 3. painos, TKK Mittaustekniikka, Helsinki 2005. ISBN: 951-22-4709-7
- [32] Encyclopedia Britannica, kuva: *Aberration: typical lens aberrations*. Saatavilla: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic-art/430511/3025/Lens-aberrations> (viitattu 12.1.2010)
- [33] Wikipedia Chromatic aberration, kuva: *Chromatic aberration*. Saatavilla: http://en.wikipedia.org/wiki/Chromatic_aberration (viitattu 12.1.2010)
- [34] TKK Fotogrammetria, Maa-57.260 luentokalvot, kuva: *Vääristymä*. Saatavilla: http://foto.hut.fi/opetus/260/luennot/1/2008_maa57260_teorial.pdf (viitattu 12.1.2010)
- [35] Hyvärinen L., *Silmät ja näkeminen, Työnäkö*, Helsinki, päivitetty 2001. Saatavilla: <http://www.lea-test.fi> (viitattu 18.2.2010)
- [36] Wikipedia Snellen chart, kuva: *Snellenin kirjaintaulukko*. Saatavilla: http://en.wikipedia.org/wiki/Snellen_chart (viitattu 19.4.2010)
- [37] Vistech vision contrast test system instructions, kuva: *juovatesti kontrastiherkyyden mittaamiseen*. Saatavilla: <http://www.agingeye.net/cataract/Vistech2.pdf> (viitattu 20.3.2010)

- [38] Pelli D. G., Robson J. G., Wilkins A. J., *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. Clinical Vision Sciences, Volume 2, Issue 3, Pages 187-199, 1988. Saatavilla: <http://www.psych.nyu.edu/pelli/pellirobson/> (viitattu 20.3.2010)
- [39] Lee A. C., Qazi M. A., Pepose J. S., *Biometry and intraocular lens power calculation*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 19, Pages 13-17, 2008
- [40] Eleftheriadis H., *IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases*, British Journal of Ophthalmology, August, Volume 87, Issue 8, Pages 960-963, 2003
- [41] Langenbucher A., Haigis W., Seitz B., *Difficult lens power calculations*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 15, Pages 1-9, 2004
- [42] Drexler W., Findl O., Menapace R., Rainer G., Vass C., Hitzenberger C. K., Fercher A. F., *Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery*, American Journal of Ophthalmology, Volume 126, Pages 524-534, 1998
- [43] Fine, Packer, Hoffman, *Refractive lens surgery*, Springer Berlin Heidelberg, 2005. ISBN: 3-540-22716-4
- [44] HumanOptics AG verkkosivut. Saatavilla: <http://www.humanoptics.com> (viitattu 18.1.2010)
- [45] Alcon verkkosivut. Saatavilla: <http://www.alcon.com> (viitattu 18.1.2010)
- [46] Doan K. T., Olson R. J., Mamalis N., *Survey of intraocular lens material and design*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 13, Pages 24-29, 2002
- [47] Buehl W., Findl O., *Effect of intraocular lens design on posterior capsule opacification*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 34, Pages 1976-1985, 2008
- [48] Staar Surgical verkkosivut. Saatavilla: <http://www.staar.com> (viitattu 25.1.2010)
- [49] Stephenson M., *Patient selection strategies for aspheric IOLs*, Review of Ophthalmology, Vol 13:01, 2006
- [50] FDA Medical Devices verkkosivut. Saatavilla: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/>
- [51] Lenstec verkkosivut. Saatavilla: <http://www.lenstec.com> (viitattu 20.2.2010)

- [52] Turun silmäexpertit verkkosivut, kuva: *AcrySof ReSTOR IOL*. Saatavilla: <http://www.turunsilmaexpertit.fi/restor.html> (viitattu 19.10.2009)
- [53] Alcon AcrySof ReSTOR verkkosivut. Saatavilla: <http://www.acrysofrestor.com> (viitattu 22.2.2010)
- [54] Alcon AcrySof ReSTOR suomenkieliset verkkosivut. Saatavilla: <http://www.restor.fi> (viitattu 22.2.2010)
- [55] McLeod S. D., *Optical principles, biomechanics and initial clinical performance of a dual-optic accommodating intraocular lens*, Trans Am Ophthalmol Soc, Volume 14, 2006
- [56] Hoffman R. S., *Current presbyopia-correcting technology good despite limited accommodative power*, Ophthalmology Times, March 2006
- [57] Cimberle M., *Three accommodative IOLs show high-quality surface on SEM*, Ocular Surgery News U.S. Edition, August, 2002. Saatavilla: <http://www.osnsupersite.com/view.aspx?rid=13414> (viitattu 19.04.2010)
- [58] Stephenson M., *What's next in accommodative IOLs*, Review of Ophthalmology, Vol. 13:02, 2006
Saatavilla: www.revophth.com/index.asp?page=1_874.htm
(viitattu 21.1.2010)
- [59] Menapace R., Preussner P.-R., *Magnet-driven active-shift IOL to restore accommodation*, Cataract and Refractive Surgery Today, January 2009
- [60] Kirshhoff A., Stachs O., Guthoff R., *Three-dimensional ultrasound findings of the posterior iris region*, Graefe's Archives for Clinical and Experimental Ophthalmology, Volume 239, Pages 968–971, 2001
- [61] Findl O., Leydolt C., *Meta-analysis of accommodating intraocular lenses*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 33, Pages 522-527, 2007
- [62] Takakura A., Iyer P., Adams J. R., Pepin S., *Functional assessment of accommodating intraocular lenses versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: Meta-analysis*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 36, Pages 380-388, 2010
- [63] Mastropasqua L., Toto L., Nubile M., Falconio G., Ballone E., *Clinical study of the ICU accommodating intraocular lens*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 29, Pages 1307-1312, 2003

- [64] Findl O., Kriechbaum K., Menapace R., Koepl C., Sacu S., Wirtlich M., Buehl W., Drexler W., *Laserinterferometric assessment of pilocarpine-induced movement of an accommodating intraocular lens: a randomized trial*, *Ophthalmology*, Volume 111, Pages 1515-1521, 2004
- [65] Heatley C. J., Spalton D. J., Hancox J., Kumar A., Marshall J., *Fellow eye comparison between the ICU accommodative intraocular lens and the AcrySof MA30 monofocal intraocular lens*, *American Journal of Ophthalmology*, Volume 140, Pages 207–213, 2005
- [66] Sauder G., Degenring R. F., Kampeter B., Hugger P., *Potential of the ICU accommodative intraocular lens*, *British Journal of Ophthalmology* Volume 89, Pages 1289–1292, 2005
- [67] Kampeter B.A., Sauder G., Jonas J.B., *Contrast and glare sensitivity after implantation of AcrySof and Human Optics ICU intraocular lenses*, *European Journal of Ophthalmology*, Volume 15, Pages 458–461, 2005
- [68] Hancox J., Spalton D., Heatley C., Jayaram H., Marshall J., *Objective measurement of intraocular lens movement and dioptric change with a focus shift accommodating intraocular lens*, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Volume 32, Pages 1098–1103, 2006
- [69] Wolffsohn J. S., Naroo S. A., Motwani N. K., Shah S., Hunt O. A., Mantry S., Sira M., Cunliffe I. A., Benson M. T., *Subjective and objective performance of the Lenstec KH-3500 'accommodative' intraocular lens*, *British Journal of Ophthalmology*, Volume 90, Pages 693-696, 2006
- [70] Marchini G., Mora P., Pedrotti E., Manzotti F., Aldigeri R., Gandolfi S. A., *Functional assessment of two different accommodative intraocular lenses compared with a monofocal intraocular lens*, *Ophthalmology*, Volume 114, Pages 2038–2043, 2007
- [71] Harman F. E., Maling S., Kampougeris G., Langan L., Khan I., Lee N., Bloom P. A., *Comparing the ICU accommodative, multifocal, and monofocal intraocular lenses; a randomized trial*, *Ophthalmology*, Volume 115, Pages 993–1001, 2008
- [72] Legeais J. M., Werner L., Abenhaim A., Renard G., *Pseudoaccommodation: BioComFold versus a foldable silicone intraocular lens*, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Volume 25, Pages 262–267, 1999
- [73] Preussner P. R., Wahl J., Gerl R., Kreiner C., Serester A., *Accommodative lens implant*, *Ophthalmologie*, Volume 98, Pages 97–102, 2001
- [74] Visiogen verkkosivut. Saatavilla: www.visiogen.com (viitattu 22.2.2010)

- [75] Ossma, Galvis et al., *Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens. Part 2: Pilot clinical evaluation*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 33, Jan 2007
- [76] Natalini R., *Twin-optic elliptical IOL emulates natural accommodation*, Eye World, September 2003
- [77] Kessler J., *Experiments in refilling the lens*, Archives of Ophthalmology, Volume 71, Pages 412–417, 1964
- [78] Haefliger E., Parel J. M., Fantès F., et al., *Accommodation on an endocapsular silicon lens (Phaco-Ersatz) nonhuman primate*, Ophthalmology, Volume 94, Pages 471-477, 1987
- [79] Sakka Y., Hara T., Yamada Y., et al. *Accommodation in primate eyes after implantation of refilled endocapsular balloon*, American Journal of Ophthalmology, Volume 121, Pages 210-212, 1996
- [80] Nishi Y., Mireskandari K., Khaw P., Findl O., *Lens refilling to restore accommodation*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 35, Pages 374-382, 2009
- [81] O’heineachain, *Thermoplastic IOL fills capsule like natural lens, kuva: Smart IOL in lens form and in rod form*. Saatavilla: <http://www.es CRS.org/Publications/EuroTimes/04december/pdf/Thermoplastic.pdf> (viitattu 21.1.2010)
- [82] Nishi O., Nishi K., Nishi Y., Chang S., *Capsular bag refilling using a new accommodating intraocular lens*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 34, Pages 302–309, 2008
- [83] Nishi O., *Refilling the lens of the rabbit eye after intercapsular cataract surgery using an endocapsular balloon and an anterior capsule suturing technique*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 15, Pages 450-454, 1989
- [84] Nishi O., Hara T., Hara T., Sakka Y., Hayashi F., Nakamae K., Yamada Y., *Refilling the lens with an inflatable endocapsular balloon: surgical procedure in animal eyes*, Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol Volume 230, Pages 47–55, 1992
- [85] Nishi O., Nishi K., Mano C., Ichihara M., Honda T., *Controlling the capsular shape in lens refilling*, Archives of Ophthalmology, Volume 115, Pages 507–510, 1997

- [86] Nishi O., Nishi K., *Accommodation amplitude after lens refilling with injectable silicone by sealing the capsule with a plug in primates*, Archives of Ophthalmology, Volume 116, Pages 1358–1361, 1998
- [87] Alio J. L., Ben-nun J., Rodríguez-Prats J. L., Plaza A. B., *Visual and accommodative outcomes 1 year after implantation of an accommodating intraocular lens based on a new concept*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 35, Issue 10, Pages 1671-1678, 2009
- [88] Schwartz D. M., *Light-adjustable lens*, Trans Am Ophthalmol Soc, Volume 101, Pages 411-430, 2003
- [89] Krasner, *Small incision intraocular lens with adjustable refractive power*, United States Patent, nro. 4,950,289, 1990
- [90] Werblin T. P. , *Multicomponent intraocular lens*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 12, Pages 187-189, 1996
- [91] Chayet A., Sandstedt C. A., Chang S. H., Rhee P., Tsuchiyama B., Schwartz D., *Correction of residual hyperopia after cataract surgery using the light-adjustable intraocular lens technology*, American Journal of Ophthalmology, Volume 147, Pages 392-397, 2009
- [92] Matthews M., Eggleston H., Hilmas G., *Development of a repeatedly adjustable intraocular lens*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 29, Pages 2204-2210, 2003
- [93] Matthews M., Eggleston H., Pekarek S., Hilmas G., *Magnetically adjustable intraocular lens*, Journal of Cataract and Refractive Surgery, Volume 29, Pages 2211-2216, 2003
- [94] Pepin S., *Neuroadaptation of presbyopia-corrected intraocular lenses*, Current Opinion in Ophthalmology, Volume 19, Pages 10-12, 2008