

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

**TRİFOKAL GÖZ İÇİ LENS İMPLANTASYONU
SONUÇLARIMIZ**

UZMANLIK TEZİ
DR. ENDER ERDEN

İZMİR-2020

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

**TRİFOKAL GÖZ İÇİ LENS İMPLANTASYONU
SONUÇLARIMIZ**

UZMANLIK TEZİ

DR. ENDER ERDEN

TEZ DANIŞMANI

PROF.DR. ÜZEYİR GÜNENÇ

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince emeği geçen başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. F. Hakan ÖNER' e ve öğretim üyelerimiz Prof. Dr. Mehmet H. ERGİN' e, Prof. Dr. Ali Osman SAATÇI' ye, , Prof. Dr. Süleyman KAYNAK' a, Prof. Dr. Ahmet MADEN' e, Prof. Dr. İsmet DURAK' a, Prof. Dr. A. Tülin BERK' e, Prof. Dr. Meltem Söylev BAJİN' e, Prof. Dr. Zeynep ÖZBEK' e, Prof. Dr. Nilüfer KOÇAK' a, Prof. Dr. Aylin YAMAN' a, Doç. Dr. Gül ARIKAN' a, Doç. Dr. Arif Taylan ÖZTÜRK' e, Doç. Dr. Mahmut KAYA' ya ve Doç. Dr. Ziya AYHAN' a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin oluşumunda, yönlendirilmesinde ve yazılmasında bana destek veren, beraber çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Üzeyir GÜNENÇ' e ayrıca teşekkür ederim. Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm hekim arkadaşlarıma, tüm klinik çalışanlarına teşekkür ederim.

Bugünlere ulaşmamda büyük emek ve desteği olan, sevgi ve ilgilerini hiç eksik etmeyen, bana hep çok şanslı olduğumu hissettiren canım anneme, babama ve ağabeyime sevgi, saygı ve minnet duygularımı sunarım. Tezimin oluşumunda, eğitimimin her aşamasında bana destek veren, beraber çalışmaktan ve hayatımı paylaşmaktan mutluluk duyduğum sevgili eşim Uzm. Dr. Burçin ERDEN' e ve ailemize katılmasıyla dünyamızı aydınlatan canım kızım Duru ERDEN' e sonsuz teşekkür ederim.

Dr. Ender ERDEN

İzmir, 2019

İÇİNDEKİLER

TABLO LİSTESİ	II
RESİM LİSTESİ	III
GRAFİK LİSTESİ	IV
KISALTMALAR VE SİMGELER	V
ÖZET.....	1
İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT).....	2
GİRİŞ VE AMAÇ	3
GENEL BİLGİLER.....	5
GEREÇ VE YÖNTEM	30
BULGULAR	36
TARTIŞMA	44
KAYNAKÇA	52

TABLO LİSTESİ

Tablo-1: Göz içi lens jenerasyonlarının tarihçesi.....	14
Tablo-2: Göz içi lens tasarımları.....	16
Tablo-3: Monofokal torik göz içi lensler	17
Tablo-4: Multifokal refraktif göz içi lensler	19
Tablo-5: Difraktif multifokal göz içi lensler	21
Tablo-6: Trifokal göz içi lensler	22
Tablo-7: EDOF özellikli göz içi lensler	23
Tablo-8: Akomodatif göz içi lensler	24
Tablo-9: Snellen-LogMAR birimleri dönüşüm tablosu.....	35
Tablo-10: Hastaların demografik özellikleri ve preoperatif verileri	36
Tablo-11: Değişik tasarımlı göz içi lenslerde, farklı mesafelerdeki görme keskinlikleri.....	47

RESİM LİSTESİ

Resim-1: Erişkin insan lensinin anatomisi	5
Resim-2: Erişkin lens kapsülünün bölgelere göre kalınlığı.....	6
Resim-3: LOCS III sınıflandırması.	11
Resim-4: Normal kontrast duyarlılık eğrisi	27
Resim-5: Acriva Reviol Tri-ED göz içi lensi şematik gösterimi	33



GRAFİK LİSTESİ

Grafik-1: En iyi düzeltilmiş uzak mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	37
Grafik-2: Düzeltilmemiş uzak mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	37
Grafik-3: En iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	38
Grafik-4: Düzeltilmemiş ara mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	39
Grafik-5: En iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	40
Grafik-6: Düzeltilmemiş yakın mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları.....	40
Grafik-7: Defokus eğrisi	41
Grafik-8: Fotopik ortamda kontrast duyarlılığı	42
Grafik-9: Sferik ekivalan değeri	42
Grafik-10: Okuma hızı.....	43

KISALTMALAR VE SİMGELER

GİL: Göz İçi Lens

D: Dioptri

PMMA: Polimetil Metakrilat

MGİL: Multifokal Göz İçi Lens

EDOF: Enhanced Depth Of Focus

Nm: Nanometre

UV: Ultraviole

LOCS-III: Lens Opacities Classification System III

EKKE: Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu

İKKE: İntrakapsüler Lens Ekstraksiyonu

Nd-YAG: Neodyum-Yitrium-Aluminyum-Garnet

AGİL: Akomodatif göz içi lens

MTF: Modülasyon Transfer Fonksiyonu

Cm: Santimetre

FDA: Food and Drug Administrations

MNREAD: Minnesota Low Vision Reading Test

KDF: Kontrast Duyarlılık Fonksiyonu

CPD: Cycles Per Degree

FACT: Functional Acuity Contrast Testing

VCTS: Vision Contrast Test System

Mm: Milimetre

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı bilateral VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lens implantasyonu yapılan hastaların memnuniyetini, görsel ve refraktif sonuçlarını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada 01.05.2017 – 01.04.2019 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Göz Hastalıkları Polikliniği'ne başvuran hastalardan, bilateral katarakt tanısı almış, fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmış ve her iki göze VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lensi implante edilmiş olan hastalar 6 ay boyunca takip edildi. 1. ve 6. ayda düzeltilmiş ve düzeltilmemiş uzak, ara ve yakın mesafede görme keskinlikleri değerlendirildi. 6. ayda ayrıca kontrast duyarlılığı ve okuma hızı ölçüldü, defokus eğrisi oluşturuldu.

Bulgular: Çalışmamıza dahil edilen 11 hastanın 9'u (%82) kadın, 2'si (%18) erkekti. Yaş ortalaması $64\pm5,64$ yıl olarak hesaplandı. Postoperatif 6. ayda hastaların en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalaması uzak mesafede $0,13\pm0,1$ logMAR, ara mesafede $0,2\pm0,09$ logMAR, yakın mesafede $0,15\pm0,08$ logMAR olarak bulundu. Defokus eğrisi yakın, orta ve uzak mesafede görme keskinliğinin yeterli düzeyde olduğu görüldü. Postoperatif 6. ayda Pelli Robson testi sonucu monokuler ortalaması $1,38\pm0,17$ logU, binokuler ortalaması $1,47\pm0,14$ olarak hesaplandı. Postoperatif sferik ekivalan değeri ortalaması $0\pm0,40$ D olarak hesaplandı. Binokuler okuma hızı ortalaması 169 ± 25 kelime/dakika olarak ölçüldü. Hastaların %82'si (9 hasta) göz içi lenslerinden memnun olduklarını belirttiler. Hastaların %18'i (2 hasta) yakın gözlüğü kullanma ihtiyacı olduğunu belirtti. Halo, kamaşma ile ilgili şikayetleri sorulduğunda hastaların %9'u (1 hasta) bunun hayatını olumsuz etkilediğini belirtti. Hastaların 6 aylık izleminde komplikasyona rastlanmadı.

Sonuçlar: Acrivia Reviol TRI-ED göz içi lensinin bilateral implantasyonunun bütün mesafelerde tatmin edici görme keskinliği düzeyleri, yüksek kontrast duyarlılık ve düşük fotik fenomen oranı sağladığı sonucuna varıldı.

SUMMARY

Objective: To evaluate the satisfaction and visual and refractive outcomes of patients undergoing bilateral VSY Acriva Reviol Tri-ED intraocular lens implantation.

Materials and Methods: Phacoemulsification surgery with VSY Acriva Reviol Tri-ED intraocular lens implantation was performed in patients diagnosed bilateral cataracts in the Ophthalmology Clinic of Dokuz Eylül University Hospital between May 2017 and March 2019. Patients were followed up for 6 months. Uncorrected and corrected distant, intermediate and near visual acuities were evaluated at the end of first and sixth months. Contrast sensitivity, reading speed were measured and a defocus curve was established only at the postoperative 6th month visit.

Results: Of the 11 patients included in our study, 9 (82%) were female and 2 (18%) were male. The mean age was 64 ± 5.64 years. At the postoperative 6th month, the best corrected visual acuities were 0.13 ± 0.1 logMAR at long distance, 0.2 ± 0.09 logMAR at intermediate distance, and 0.15 ± 0.08 logMAR at near distance. Visual acuity was found to be adequate at near, medium and long distance. At the 6th postoperative month, the Pelli Robson test result was 1.38 ± 0.17 logU for monocular and 1.47 ± 0.14 for binocular vision. The mean postoperative spherical equivalent value was 0 ± 0.40 D. The mean binocular reading speed was 169 ± 25 words / minute. 82% of the patients (9 patients) were satisfied with intraocular lenses. Eighteen percent of the patients (2 patients) stated that they needed to wear reading glasses. When asked about glare and halo complaints, 9% of the patients (1 patient) said it had a negative impact on her life. No complication was observed during the 6-month follow-up.

Conclusions: We concluded that bilateral implantation of the Acrivia Reviol TRI-ED intraocular lens provides satisfactory visual acuity levels, high contrast sensitivity, and low photic phenomena at all distances.

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Saydam lenste oluşan kesafetlere katarakt denir. Lensin saydamlığını yitirmesinin sebepleri arasında genetik faktörler, inflamasyon, radyasyon, metabolik bozukluklar, beslenme bozuklukları, travma veya senilite ilişkili değişiklikler gibi birçok sebep bulunmaktadır (1). İlerleyen teknolojiye rağmen günümüzde hala dünyada en sık körlük sebebi %47.8 oranla katarakttır (2).

İlk katarakt cerrahisi 2500 yıl önce Hindistan’da lensin vitreusa düşürülmesi yöntemi uygulanarak yapılmıştır (3). Katarakt cerrahisinde kullanılan teknolojinin ilerlemesiyle birlikte cerrahi kesiler küçülmüş ve oluşabilecek komplikasyonlar azaltılmıştır. Önce intrakapsüler cerrahiden ekstrakapsüler cerrahiye geçilmiş; ilerleyen zamanlarda ,1967 yılında, Charles Kelman tarafından tanımlanan fakoemülsifikasyon yöntemiyle modern katarakt cerrahisine başlanmıştır (4). Katarakt hastalığının bilinen tek tedavisi cerrahidir. Günümüzde cerrahiler içinde en yaygın fakoemülsifikasyon ve göz içi lens (GİL) implantasyonu cerrahisi yapılmaktadır (5).

İlk göz içi lens implantasyonu, Harold Ridley tarafından polimetil metakrilat (PMMA) materyalinden yapılan, asimetrik, bikonkav, 24 dioptri (D) kırma gücü olan bir lensle 1949 yılında gerçekleştirilmiştir (6). İlerleyen yıllarda göz içine yerleştirilen bu monofokal göz içi lenslerin yapıldığı materyal değişmiş, göz içine daha rahat yerleştirilen ve operasyon sonrası daha az komplikasyon yaratan materyallere geçilmiştir. Fakat bu lenslerin odak noktası uzak mesafede en iyi görme keskinliğini sağlamak amacıyla ayarlandığı için presbiyopi önemli bir sorun olarak kalmıştır. Yakın ve uzak mesafenin gözlükten bağımsız olarak görülmesi amacıyla ilk multifokal göz içi lens (MGİL) implantasyonu uygulaması John Pierce tarafından 1986 yılında yapılmıştır. Polimetil metakrilat materyalden üretilen refraktif yapıda bir lens kullanmıştır (7). Bu sayede yakın gözlüklerinden kurtulmak amaçlansa da günümüzde ara mesafedeki görme keskinliğinin görüş kalitesi açısından önemli olduğu fark edilmiştir. Bu amaçla trifokal göz içi lensler geliştirilmiştir. Bu lensler sayesinde ara mesafedeki görme keskinliğinin artırılması amaçlanmıştır. Fakat trifokal göz içi lenslerde halo ve kamaşma sorunu, kontrast duyarlılıktaki düşüklük

de görme kalitesini olumsuz etkilemektedir. Bunu ortadan kaldırmak için geliştirilen ilk “enhanced depth of focus (EDOF)” özellikli difraktif, trifokal göz içi lens Tecnis Symphony’ dir (8). Bu çalışmaya dahil edilen hastalarda kullanılan VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lensleri difraktif, trifokal ve EDOF özellikli lenslerdir.

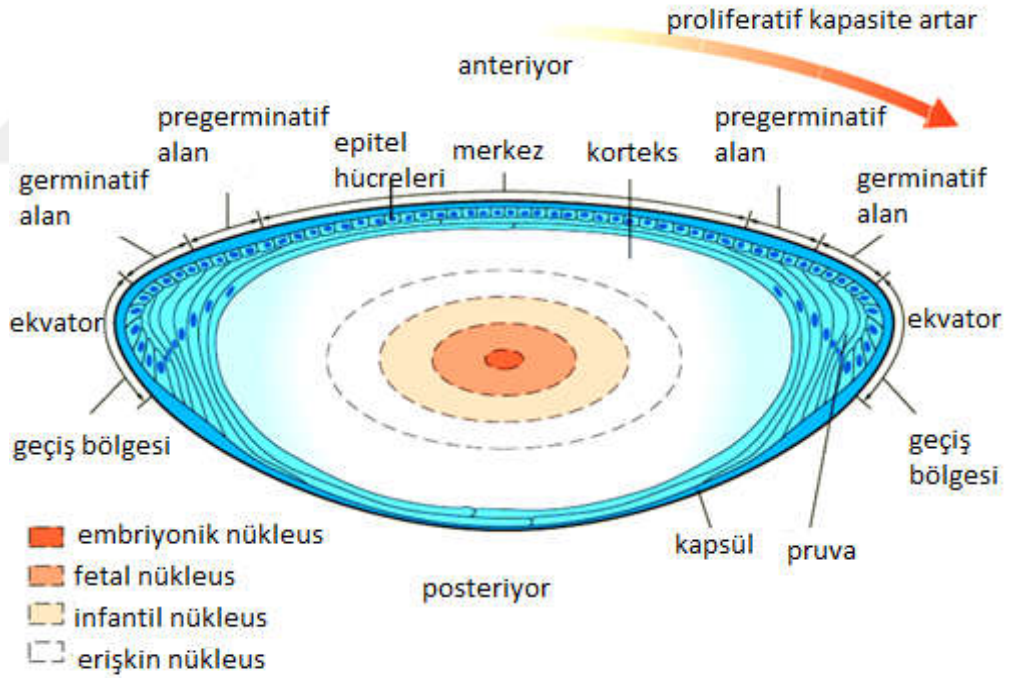
Bu çalışmanın amacı Dokuz Eylül Üniversitesi Göz Hastalıkları Kliniği’ne başvuran ve bilateral fakoemülsifikasyon cerrahisi ve VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lens implantasyonu yapılan hastaların memnuniyetini, görsel ve refraktif sonuçlarını değerlendirmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lens Anatomisi

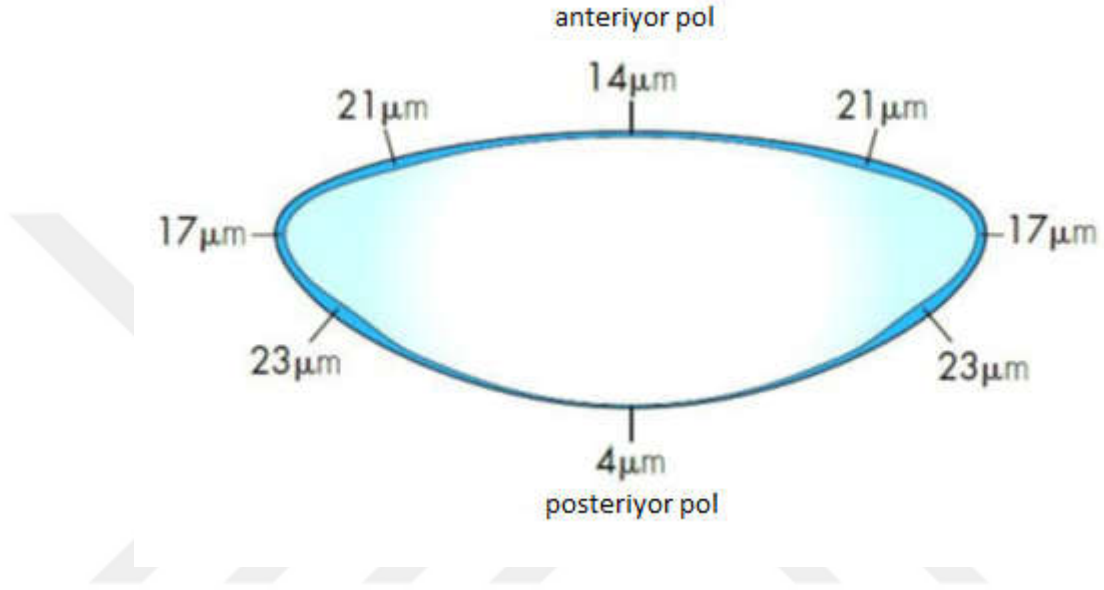
Lens, irisin arkasında ön hyaloid membran tarafından oluşturulan patellar fossanın önünde yerleşmiştir. Bikonveks yapıya sahiptir ve arka yüzünün konveksitesi ön yüzden daha fazladır (Resim-1). Ekvator bölgesinden zonüller ile siliyer cisme tutunmuştur. Lensin ekvatoryal çapı doğumda yaklaşık 6mm'dir. Erişkin yaşa gelindiğinde yaklaşık 9mm'ye ulaşmaktadır. Ön arka uzunluğu ise yaklaşık olarak doğumda 3mm erişkin yaşta 5mm'dir. Lensin ortalama kırma gücü 19.7 D'dir (9). Lensin arka yüzü 0.5 D kurala aykırı astigmatizma oluşturur fakat bu durum korneanın 0.5 D kurala uygun fizyolojik astigmatizması ile dengelenir (10).



Resim-1: Erişkin insan lensinin anatomisi

(Ophthalmology. Yanoff M. 2004. 2. Baskı)

Lens kollajen yapıda elastik bir kapsülle kaplıdır. Ağırlıklı olarak tip IV kollajen ve glikoproteinlerden oluşmuştur. Kapsül kalınlığı zonüllerin yapıştığı preekvatoryal bölgede en fazla, ekvator ve ön arka kutuplarda ise en azdır (Resim-2). Kapsülün altında tek sıra küboidal epitel hücreler bulunur. Bu epitel hücrelerinden ekvatorunda bulunanlar aktif olarak bölünüp lens fibrillerini oluşturur. Diğer epitel hücreleri ise aköz hümör ile madde alışverişi yapar ve kapsül materyali salgılar (9).



Resim-2: Erişkin lens kapsülünün bölgelere göre kalınlığı

(Ophthalmology. Yanoff M. 2004. 2. Baskı)

2.2. Lens Embriyolojisi

Lens yüzey ektodermi tarafından oluşturulur. Dördüncü gestasyonel haftada yüzey ektoderminin kalınlaşması sonucu lens plağı belirir. Haftanın sonuna doğru lens vezikülü yüzey ektoderminden tamamen ayrılır. Beşinci haftada vezikül kavitesi arka yüzeydeki epitel hücreleri tarafından oluşturulan primer lens lifleriyle dolmaya başlar. Bu lens liflerinin çekirdekleri öne doğru ilerler ve ekvatoru geçerler. Vezikülün ön duvarındaki epitel hücreleri ise sekonder lens liflerini oluştururlar (11).

Primer lens fibrilleri, embriyonik nükleusu oluşturur. Embriyonik nükleusun etrafını saran ikincil lens fibrilleri doğuma kadar fetal nükleusu oluştururlar. Sekonder lens lifleri önde düz Y, arkada ters Y harfi şeklinde birleşirler. Fetal

çekirdekte Y sütürler lens kapsülünün hemen altındadır.   retim devam ettikçe Y sütürleri de lensin merkezine doğru itilir. Zamanla sertleşen embriyonik fetal nükleus erişkin lensin nükleus kısmını oluşturur. Sonradan oluşan ve daha yumuşak olan infantil ve yetişkin nükleus ise erişkin lensin epin  kleusunu oluşturur (12).

Lens kapsülü 5. haftanın sonunda görülür. Bu dönemde ayrıca tunika vask  loza lentis adı verilen lensin beslenmesinden birkaç ay boyunca sorumlu olacak vasküler sistem gelişmeye başlar. Bu sistem hyaloid arter ve optik çukur çevresindeki annuler damarlardan beslenir. Sistemin arka bölümü primer vitreusu,   n bölümü ise irisin vasküler yapısını ve pupiller membranı oluşturur. Sekizinci aya gelindiğinde hyaloid arter gerilemiştir fakat kalıntıları görülebilir. Lensin zon  ler lifleri ise 4. ayın başında siliyer cismin pigmentsiz epitelinden gelişir (11).

2.3. Lens Fizyolojisi

Lens dokusu yüksek orandan proteinden oluşmuştur. Ağırlığının yaklaşık 2/3'   su, 1/3'   proteinler ve az miktarda diğer maddelerden (aminoasit, elektrolit, lipit) oluşur. Göze gelen 300 nanometre (nm) dalga boyu altındaki ışınlar kornea tarafından emilir. 300-400nm arası dalga boyundakiler ise lens tarafından emilir. Lens gelen ışığın %95'ini geçirir. Kalan kısım çoğunlukla lensteki hücre membranları tarafından yansıtılır.

Lenste enerji   retimi çoğunlukla aköz sıvıdan geçen glikozun anaerobik solunum ile yakılmasıyla gerçekleşir. Aerobik solunum lens epiteli ile sınırlıdır. Glikoz metabolizmasının küçük bir kısmı ise sorbitol yolağı ile gerçekleşir. Sorbitolün aköz sıvıya difüzyon hızının düşük olması sebebiyle lenste birikmesi sonucu su çekmesinin diyabetik katarakt oluşumunda rolü olduğu bilinmektedir.

Lensteki su miktarı ağırlıklı olarak sodyum pompası ile dengelenir. Bu dengenin bozulması katarakt oluşumunun nedenlerindendir. Ayrıca lenste bulunan kalsiyum konsantrasyonu artışı lens hücrelerine sitotoksik etki yapabilir.

Lensin içeriğindeki proteinler eriyebilir kristalin ve erimeyen alb  minoid olarak ikiye ayrılır. İlerleyen yaşlarda lensteki kristalin protein oranı azalırken

albüminoid protein miktarı artar. Bu durumun senilite ilişkili kataraktta rol oynadığı düşünülmektedir (13).

2.4. Katarakt

Tüm dünyada önlenabilir körlük sebeplerinin başında katarakt gelir. Katarakt lensteki lokalize veya yaygın olarak opasite artışı olması durumudur. İleri yaşlarda epitel hücreleri düzleşir ve proliferasyon hızları düşer. Bunun sonucunda epitel yoğunluğu azalır (14). Lens kapsülü de zamanla kalınlaşır. Bu değişiklikler lensin saydamlığını azaltır (15).

Etiyolojisinde birçok faktör sayılmakla beraber oluşum mekanizması tam olarak aydınlatılamamıştır. Risk faktörleri arasında ileri yaş, genetik, sigara ve alkol tüketimi, artmış vücut/kitle indeksi, ultraviyole-b (UV-B) maruziyeti, radyasyon, ilaç kullanımı (steroid, fenotiazin, allopurinol) sayılabilir (16-18).

Kataraktın sınıflandırılması için genel olarak 2 farklı yöntem vardır. Anatomik lokalizasyonuna göre kortikal, nükleer, ön ve arka subkapsüler, miks ve diğer kataraktlar olarak ayrılır. Etiyolojisine göre konjenital, gelişimsel veya juvenil, senil, patolojik, travmatik, komplike ve sekonder kataraktlar olarak gruplandırılır.

Senil kataraktlar ileri yaşlarda en sık görülen katarakt tipidir. Yaş ilerledikçe lenste ağırlık artışı ve kalınlaşma görülür. Lensin yapısal proteinlerinde oluşan kimyasal değişiklikler proteinlerin birikimine yol açar. Bu da lensin saydamlığını azaltır ve ışık saçılmalarına neden olur. Lenste öncelikle sararma, ilerleyen zamanda kahverengine dönme gerçekleşir (19).

Senil kataraktlar morfolojik olarak 3 grupta incelenir:

1) Nükleer katarakt:

Yaşa bağlı olarak lens nükleusunda ürokrom pigmentinin birikmesi nedeniyle renk değişimi oluşması, lensin sertleşmesi ve lenste sklerotik değişiklikler oluşması sonucu gelişen katarakt tipidir. Bu değişimler çoğunlukla fetal nükleusta başlar ve yıllar içinde gerçekleşmektedir. Genellikle bilateral ve asimmetrik olarak görülür. Gelişen nükleer kataraktın değerlendirilmesi biyomikroskop ile yapılır.

Lensin yoğunluğu ve kırma indeksi arttıkça yalancı miyopi gelişir. Bu miyopi erken dönemde refraksiyon tashihi ile düzeltilebilse de ilerleyen zamanda görme keskinliğinde azalma izlenir (20).

2) Kortikal katarakt:

Senil kataraktların morfolojik sınıflandırılmasına göre en sık görülen katarakt türüdür (21). Lens korteksinin kalınlığı erişkin dönemde ön ve arka yüzde toplam 2mm'dir. Lens korteksi hümeör aköz ile sıvı alışverişi içerisinde. Korteks, nükleusa göre yaşamsal faaliyetler açısından daha aktif ve daha az kompakttır. Bu nedenle elektrolit dengesizliği öncelikle bu tabakada başlar (22). Lenste protein yıkımı ve denaturasyonu başlaması bunu tetikler. Kortikal kesafetin ilk bulgusu lenste vakuollerin oluşması ve lens liflerinin yıkımıdır. İlerleyen dönemlerde biyomikroskopik olarak izlenebilen kama şeklinde opasiteler oluşur. En iyi retroillüminasyon ışığı ile gözlemlenirler.

Kortikal kesafetler çoğunlukla inferonazal kadranda oluşmaya başlar. Kesin nedeni bilinmese de bu durum, katarakt ile UV ışınları maruziyeti arasındaki ilişkiyi desteklemektedir (23). Bu kesafetler optik aksa uzanana kadar hastaların görme keskinliği iyi düzeydedir.

3) Arka subkapsüler katarakt:

Arka subkapsüler katarakt tipik olarak santralde arka kapsülün hemen önünde yerleşir. Başlangıç dönemden itibaren optik aksta bulunduğu için erken dönemde bulgu verir. Önceleri ışık saçılması, kamaşma şikayetleri olan hastanın ilerleyen dönemde görme keskinliği de düşer. Genellikle hasta aydınlıkta okuma yaparken şikayetlerinin artmasından yakınır.

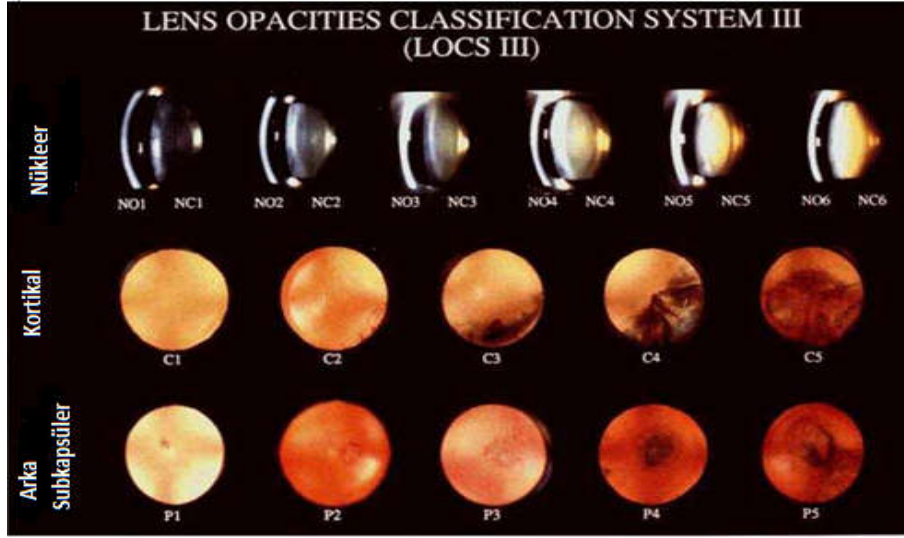
Arka subkapsüler kataraktın radyasyon maruziyeti, uzun süre sistemik steroid kullanımı ve diyabet ile ilişkili olabileceği gösterilmiştir (24). Arka subkapsüler kataraktın etiyolojisinin arka kapsül ve korteks arasına, ölen lens hücrelerinin debrisinin ve kapsül epitel hücrelerinin ilerlemesinin olduğu düşünülür (25). Bu toz görünümlü yapılar ileride plak halini alır ve arka kapsüle sıkı tutunur. Bu durum katarakt cerrahisi sırasında plağın temizlenmesini zorlaştırır ve arka kapsül rüptürü riskini artırır.

Katarakt genellikle başlangıçta tek tiptir. İlerleyen zamanlarda diğer katmanlarda da opasite artışı meydana gelir ve katarakt karma hal alır. Kataraktın ilerlemesi sonucu matür katarakt oluşur. Bu aşamada biyomikroskopik incelemede fundus reflesi alınamamaya başlar. Su dengesi bozulan lensin korteks tabakası fazla su alır ve şişerse buna entümesan katarakt adı verilir (26). İlerleyen evrelerde korteks likefiye olur. Kahverengi olan nükleus inferiora doğru yer değiştirir. Lensin bu haline ise morgagnian katarakt adı verilir (27). Son olarak bu sınıfın bir kısmının kaybı sonucu hipermatür katarakt oluşur. Bu aşamada lens beyaz ve parlak bir görünümündedir. Ön kamarada pigmentler görülebilir. Bu pigmentler makrofaj aktivasyonunu uyarak fakolitik glokomu tetikleyebilir.

2.5. Kataraktın Muayene Bulguları ve Derecelendirilmesi

Kataraktın görme fonksiyonu üzerine etkileri görme keskinliğinde azalma, miyopiye kayma, kontrast duyarlılıkta azalma, monoküler diplopi, renk algılama bozukluğu, görme alanı kaybı ve kamaşma olarak özetlenebilir. Bu semptomları olan hastalara biyomikroskopik muayene ile katarakt tanısı konabilir.

Kataraktın yoğunluğunun derecelendirilmesi için birkaç sınıflandırma sistemi bulunmaktadır. "Lens Opacities Classification System III (LOCSIII)" günümüzde en yaygın kullanılan sistemdir (Resim-3). Bu sistemde kortikal kesafet ve arka subkapsüler kesafet 5, nükleer skleroz ise 6 gruba ayrılmıştır. Ayrıca Kowa erken katarakt dedektörü ve Scheimpflug foto biyomikroskobu cihazlarıyla da katarakt tanısı, derecelendirilmesi ve takibi yapılabilmektedir.



Resim-3: LOCS III sınıflandırması.

(Clasificación LOCS III. Tomado de Chylack et al, 1993.)

2.6. Katarakt Cerrahisinin Tarihçesi

Katarakt ameliyatının yaklaşık 3000 yıllık bir geçmişi vardır. Hintli Sursuta Circa'nın ince uzun bir şişle gerçekleştirdiği bulanık lense vitreusa düşürme operasyonu ilk katarakt ameliyatı olarak kabul görmektedir (28). 1668 yılında Stephan Blaukaart korneadan yapılan kesiden kataraktlı lense çıkarmıştır (29).

Jacques Daviel, ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonunun (EKKE) öncülünü uygulayarak modern katarakt cerrahisini başlatmış kabul edilir (30). Bu yöntemde arka kapsül korunur. Lens nükleusundan başlayarak küçük parçalar halinde dışarı alınır. İntrakapsüler yaklaşıma göre daha küçük bir kesiden gerçekleştirilmesi, arka kapsül önüne göz içi lens yerleştirilme olanağı vermesi gibi avantajları vardır. Ayrıca arka kapsül korunduğu için vitreus yapısı bozulmaz ve retina ile ilişkili komplikasyonlar daha az sıklıkla gerçekleşir.

1753 yılında Samuel Sharp lensin kapsülü ile dışarı alındığı intrakapsüler lens ekstraksiyonu (İKKE) yaklaşımını tanımlamıştır. İlerleyen zamanlarda diğer teknolojilerle birleştirilen bu yöntemde lens zonüllerinden kopartılarak kapsülü ile birlikte göz dışına alınır. Bu işlem kriyo veya forseps yardımıyla yapılabilir. İntraoküler lens implantasyonunu zorlaştıracığı için günümüzde bu yöntem

genellikle yeterli kapsül ve zonül desteğinin olmadığı durumlarda gerçekleştirilir. Krwawiecz ve Kelman tarafından farklı yöntemlerle tanımlanan krioekstraktör cihazı da intrakapsüler yaklaşım için önemli bir gelişme olmuştur (28,31). Lensi vakum gücüyle göz dışına alma tekniği Barraquer tarafından 1917’de gerçekleştirilmiştir.

19. yüzyıl başlarında Carl Himly ameliyat öncesi ilk midriyazisi yapmıştır. Karl Kolker ise kokaini katarakt ameliyatında lokal anestezi olarak kullanan ilk kişidir. 1867’de Williams ilk kornea sutureasyonunu yapmıştır (32).

Fakoemulsifikasyon tekniği 1960lı yıllarda Charles D. Kelman tarafından bulunmuş ve geliştirilmiştir. Bu teknik EKKE tekniğinin daha küçük bir korneal kesiden gerçekleştirilmesine olanak sağlaması düşüncesi ile geliştirilmiştir (33). Başlarda çok fazla komplikasyon oluşturmaları nedeniyle popüler olmasa da 1970lerde irrigasyon-aspirasyon tekniğinin kullanıma girmesiyle tekrar yaygınlaşmıştır. 1980li yıllarda çeşitli maddelerden oluşan viskoelastiklerin üretilmesiyle modern fakoemulsifikasyon cerrahisi en çok tercih edilen yöntem olmuştur.

2.7. Göz İçi Lenslerin Tarihçesi

Katarakt cerrahisinin geçmişi 3000 yıl öncesine dayanmaktadır fakat göz içi lens implantasyonu daha kısa tarihe sahiptir. İlk göz içi lens implantasyonu 1949 yılında Sir Harold Ridley tarafından gerçekleştirilmiştir. İkinci dünya savaşı sırasındaki göz perforasyonlarında polimetil metakrilat benzeri bir materyalin göz içinde enflamasyona yol açmadığını fark etmesi üzerine Ridley bu materyalden bir merceği göz içine implante etmiştir (34). Bu tarihe kadar yapılan operasyonlar afaki ile sonuçlanmaktaydı. Bu durum birçok komplikasyona neden olmakla beraber afak tashihi için kalın camlı gözlüklerin kullanım mecburiyetini doğuruyordu.

İkinci jenerasyon göz içi lensler olarak bilinen ön kamara göz içi lensleri ilk olarak Baron tarafından uygulanmıştır. Peter Choyce, açılı destekli tek parçalı ön kamara lensini geliştirmiştir. Yine 1950’li yıllarda Epstein ve Binkhorst tarafından irise fikse edilen ön kamara lenslerini geliştirmişlerdir. Ancak bu ön kamara lenslerinin irise karşı ciddi reaksiyon göstermesi ve korneal dekompanzasyona yol açması gibi komplikasyonları olmuştur (35). Bu nedenle arka kamaraya yerleştirilen

lensler üzerine çalışmalar hızlandı. Shearing, sulkusa implante etmek için J-bacıklı göz içi lensleri geliştirmiştir (34).

Gelişen katarakt cerrahisi ile daha küçük kesilerden lens implantasyonu yapılması gündeme gelmiştir. İlk katlanabilir göz içi lens implantasyonu 1986 yılında Thomas Mazzocco tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu lens silikon materyalinden üretilmiştir. Daha sonra akrilik ve hidrojel materyaller de bu lenslerin üretiminde kullanılmıştır. Daha kolay yerleştirilmeleri ve daha az enflamasyona yol açmaları nedeniyle günümüzde bu materyallerden üretilen lensler yaygın olarak kullanılmaktadır (36).

İlerleyen yıllarda yakın ve uzak mesafeyi gözlükten bağımsız görme düşüncesi ile multifokal göz içi lensler geliştirilmeye başlanmıştır. İlk multifokal göz içi lens implantasyonu uygulaması John Pierce tarafından 1986 yılında yapılmıştır. Polimetil metakrilat materyalden üretilen refraktif yapıda bir lens kullanmıştır (8). İlk difraktif multifokal göz içi lensin önündeki düz yüzey refraktif yapıda olup ışığı toplamakta, arka difraktif yüzey ise ışığın eşit dağılımını sağlamaktaydı. İlk katlanabilir MGİL 1997 yılında silikon materyalden yapılmıştır. Daha sonra ReZOOM AMO göz içi lens akrilik materyalden üretilmiştir (37). Tecnis MGİL silikon-akrilik materyalden ilk kez “wavefront” teknolojisi ile üretilmiş ve korneal pozitif sferik aberasyonun düzeltilmesi amaçlanmıştır. Parıltı, azalmış kontrast duyarlılık, halka şeklinde görme alanı defekti sorunlarını aşmak için Acri.Twin lens ismiyle üretilen MGİL’ ler, biri uzak biri yakın baskın olarak üretilmiş ve hastaların her iki gözüne uygulanmıştır. Fakat istenilen sonuçlar alınamamıştır. Apodizasyon teknolojisi ile üretilen Acrysof IQ ReSTOR göz içilens akrilik yapıda difraktif bir MGİL’tir. İç içe olan halka sayısı 12’ye çıkarılmıştır. İlk EDOF özellikli göz içi lens Tecnis Symphony’dır. Difraktif akromatik olan bu lensler, MGİL’ler gibi ışığı odak noktalarına paylaştırmak yerine odak noktasını uzatmayı hedefler (8). Monofokal lenslerin oluşturduğu yakın ve ara mesafeyi gözlüksüz net görememe problemini aşmak için farklı bir yaklaşım olan akomodatif göz içi lenslerin ilki 1998 yılında implante edilmiştir (38). Göz içi lens jenerasyonlarının tarihçesi Tablo-1’de gösterilmiştir (34-38).

Tablo-1: Göz içi lens jenerasyonlarının tarihçesi

JENERASYON	TARİH	LENS
I	1949-1954	Orjinal Ridley arka kamara GİL
II	1952-1962	Erken dönem ön kamara GİL
III	1953-1975	İris destekli GİL
IV	1963-1990	Orta dönem ön kamara GİL
V	1975-1990	Arka kamara GİL gelişimi
VI	1990-	Modern arka kamara ve ön kamara GİL
VII	1986-	Multifokal GİL
VIII	1998-	Akomodatif ve fakik refraktif GİL

2.8. Göz İçi Lens Materyalleri

Göz içi lens materyalleri temelde katlanma özelliğine göre ikiye ayrılır. İlk kullanılan göz içi lens materyali olan PMMA katlanamayan bir materyaldir. Daha sonra üretilen silikon ve akrilik lensler katlanabilir. Akrilik lensler ise hidrofilik ve hidrofobik olarak ikiye ayrılır. Son teknoloji üretilen bazı lenslerde farklı materyaller bir arada kullanılmaktadır.

Göz içi lens implantasyonunun yapıldığı ilk yıllarda EKKE ve İKKE yöntemleri sıkça uygulandığı için PMMA materyale sahip göz içi lensler ağırlıklı olarak kullanılıyordu. Bu materyalden üretilen lenslerin avantajı yüksek dioptri çeşitliliğine sahip olmaları, yüksek optik çözünürlüğe sahip olmaları ve göz içi stabilitelerinin yüksek olmasıydı. İlerleyen yıllarda katarakt ekstraksiyonu için yapılan kesiler küçüldükçe popüleritelerini yitirmişlerdir. Tek parça ve 3 parçalı modelleri mevcuttur.

Katlanabilir lenslerden silikon lensler ilk olarak 1984 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Kolay katlanırlar. Kırıcılık indeksleri düşük olduğu için yüksek

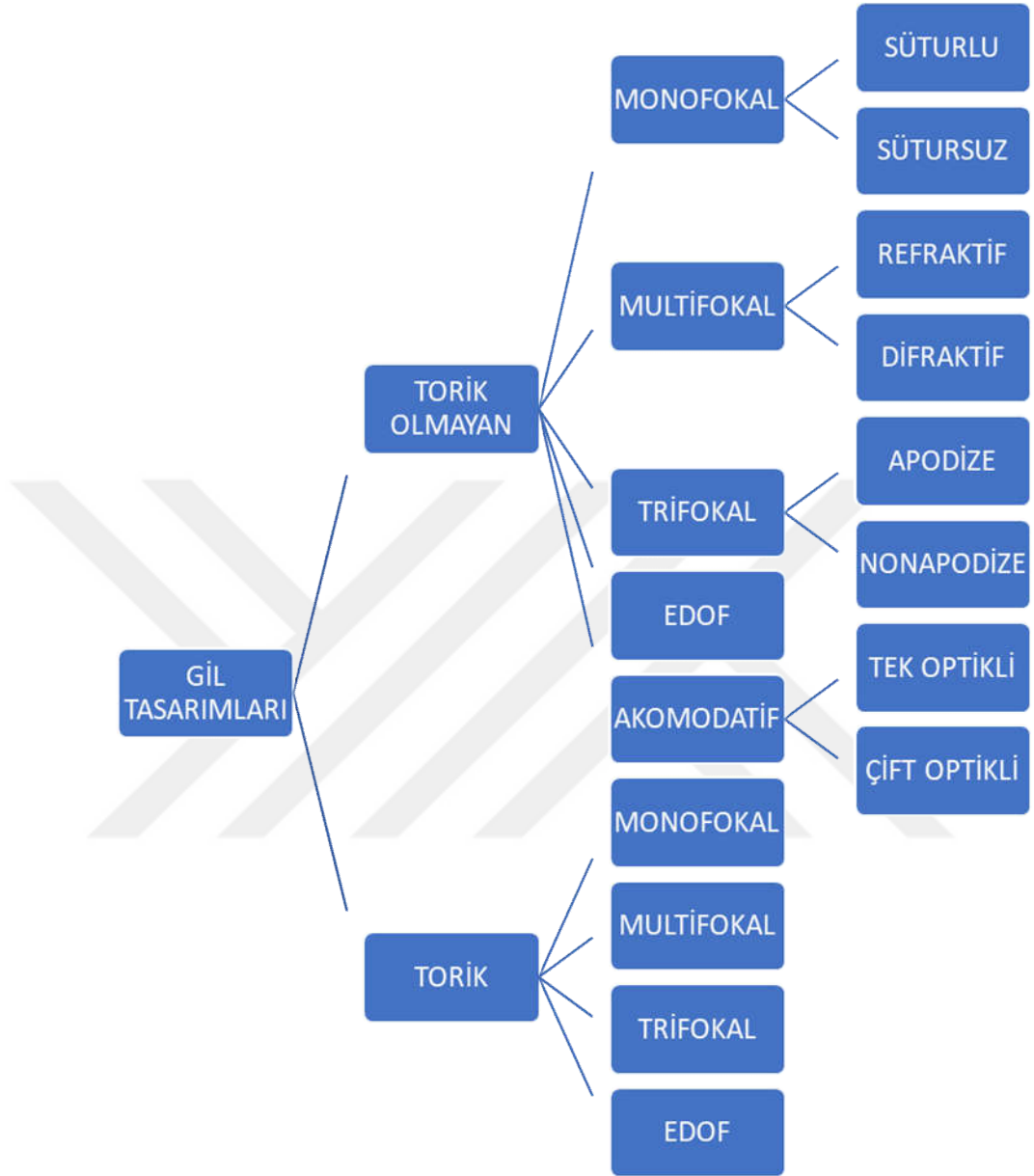
dioptrilerde kalınlıkları artar ve katlanmaları zorlaşır. Tek ve 3 parçalı modelleri vardır. PMMA haptik kullanılarak desantralizasyon sorunu aşılmaya çalışılmıştır. Silikon, Neodyum-Yitrium-Aluminyum-Garnet (Nd-YAG) lazer için hassastır, bu nedenle arka kapsül opasitelerinin açılması sırasında dikkat edilmesi gerekir. Silikon lenslerin arka yüzeyleri intravitreal gazlar ile temas ettiğinde opaklaşabilirler. Ayrıca intravitreal silikon ile etkileşime girerler. Bu durum pars plana vitrektomi sırasında cerrahın retinayı görmesini güçleştirebilir (39). İkinci kuşak silikon lenslerde kullanılan saf silikon materyal bu tür problemlere daha az yol açmaktadırlar (40).

Akrilik göz içi lensler daha az arka kapsül opasitesi oluşturur. Nd-YAG lazere daha dirençlidir. Yüksek refraktif indeksi sayesinde incedir. Ayrıca PMMA gibi yüksek optik kaliteye sahiptir. Silikon materyale göre daha yavaş açıldıklarından kapsül travmalarına karşı daha güvenlidir. Bu nedenle günümüzde sık tercih edilen lens materyalidir. Hidrofobik akrilik lensler yüzey travmalarına yatkındır bu nedenle enjektör sistemi ile yerleştirilmesi önerilir. Yüksek arka kapsül adezyonu ve keskin kenarlar sayesinde arka kapsül opasitesi riski düşüktür. Hidrofilik akrilik lensler travmaya daha dayanıklıdır fakat arka kapsül opasitesi geliştirme riski hidrofobik akriliklerden fazladır.

2.9. Göz İçi Lens Tasarımları

Katarakt cerrahisi ve GİL teknolojisindeki gelişmeler, hastaların beklentisindeki artış GİL tasarımlarında gelişmeye yol açmıştır. Yeni tasarımlarla yakın, ara ve uzak mesafede kesintisiz net görüş, yüksek kontrast duyarlılık ve astigmatizmanın düzeltilmesi amaçlanmaktadır. Bu çalışmada kullanılan EDOF özellikli göz içi lenslere kadar çeşitli göz içi lens tasarımları yapılmıştır.

Tablo-2: Göz içi lens tasarımları



2.9.1. Torik Göz İçi Lensler

Kataraktı olan hastaların yaklaşık %20' sinde 1.5D'den fazla korneal astigmatizma mevcuttur (41). Bunun düzeltilmesi için korneaya uygulanan çeşitli yöntemler vardır fakat bunlar öngörülebilirliği düşük ve kısıtlı müdahalelerdir. Bu nedenle torik göz içi lenslerin üretimine ihtiyaç duyulmuştur. İlk torik göz içi lens 1992 yılında Shimizu ve arkadaşları tarafından tasarlanmıştır (42). Tablo-3 'te

günümüzde yaygın olarak kullanılan bazı monofokal torik göz içi lenslerin özellikleri listelenmiştir.

Tablo-3: Monofokal torik göz içi lensler

TORİK GİL	FİRMA	MATERYAL	SİLİNDİRİK GÜÇ(D)
Acriva Toric	VSY Biotechnology	Hidrofobik akrilik, tek parça	1.0-4.0 (0.50 aralıklarla)
Acri.Comport / AT Torbi (646 TLC)	Carl Zeiss Meditec	Hidrofobik yüzeyli hidrofilik akrilik, tek parça	1.0-12.0 (0.50 aralıklarla)
AcrySof Toric (SN60T3-T9)	Alcon	Hidrofobik akrilik, tek parça	1.50-6.0 (0.75 aralıklarla)
MicroSil / Torica	Human Optics	Silikon, üç parça	2.0-12.0 (1.0 aralıklarla)
Lentis Tplus (LS-312T1-T6, LU-313T1-T6)	Oculentis	Hidrofobik yüzeyli hidrofilik akrilik, tek parça	0.5-12.0 (0.75 aralıklarla)
STAAR (AA4203TF, AA4203TL)	Staar Surgical Company	Silikon yüzey	2.0 / 3.5
T-Flex (573T,623T)	Rayner	Hidrofilik akrilik, tek parça	1.0-11.0 (0.25 aralıklarla)
AF-1 Torik	Hoya	Hidrofobik akrilik, üç parça	1.5 / 2.25 / 3.0
Tecnis Toric	Johnson&Johnson Vision	Hidrofobik akrilik	1.0-4.0 (0.5 aralıklarla)

2.9.2. Multifokal Göz İçi Lensler

Multifokal göz içi lensler yakın, orta ve uzak mesafenin gözlükten bağımsız net görülebilmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. Akomodatif göz içi lenslerden (AGİL) farklı olarak siliyer cisimden bağımsız olarak fonksiyon gösterirler. Işığın difraksiyon ve refraksiyon özelliği kullanılarak tüm mesafelerde net görüş sağlanmaya çalışılır. MGİL uygulama sonuçları ile defa 1987 yılında Keates ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır. Hastaların çoğunluğunda yakın ve uzak görme keskinliklerinin 20/40'ın üstünde olduğu bildirilmiştir (43).

2.9.2.1. Refraktif Multifokal Göz İçi Lensler

Refraksiyon ışığın kırıcılık indeksi farklı ortamlar arasında geçişi sırasında yön değiştirmesidir. Refraktif MGİL' lerde içi içe geçmiş konsantrik refraktif halkalar mevcuttur. Santralde uzak mesafe için bir daire onun dışında yakın mesafe için bir halka sonrasında tekrar uzak mesafe halkası şeklinde tasarlanmıştır. Bu lenslerdeki sferik aberasyonların azaltılması için asferik versiyonları tasarlanmıştır. Asferik zonlar bu çok odaklılığı lens yüzeyine eşit olarak dağıtır (44). Fakat pupil boyutu ve ortam aydınlatması görüntü kalitesini etkilemeye devam eder. Işığın refraktif halkalara dağılımını pupilla boyutu belirler. Yakına bakarken küçülen pupil ışığı yakın odaklı halkaya yönlendirirken; uzağa bakarken büyüyen pupil ışığın çoğunluğunu uzak odağa yönlendirir (45). Refraktif MGİL' ler ışığı odak noktalarına böldüğü için geçişler serttir ve sıklıkla halo ve parıltı efekti oluştururlar (46). Günümüzde kullanılan bazı MGİL' lerin özellikleri Tablo-4'te listelenmiştir.

Tablo-4: Multifokal refraktif göz içi lensler

MULTİFOKAL REFRAKTİF GİL	FİRMA	MATERYAL	OPTİK VE TÜM ÇAP (mm)	YAKIN DÜZELTME (D)
Sulcoflex Multifocal	Rayner	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.5 / 14.0	+3.5
MF 4	IOLTECH	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.0 / 10.5	+4.0
M-Flex (580F, 630F)	Rayner	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.25 / 12.5	+3.0 / +4.0
ReZoom (NXG1)	Johnson& Johnson Vision	Hidrofobik akrilik, üç parça	6.0 / 13.0	+3.5
Array (SA40N, SA40NB)	Johnson& Johnson Vision	Silikon, üç parça	6.0 / 13.0	+3.5

2.9.2.2. Difraktif Multifokal Göz İçi Lensler

Difraksiyon ışığın kırılması, bükülmesi anlamına gelmektedir. Işık ışınları kendi dalga boyundan daha dar bir aralıktan geçerken ışığın dalga boyu ve yönü değişir. Difraktif MGİL'ler, bunun gibi çok sayıda dar aralıklar oluşturacak şekilde tasarlanmıştır. Göze gelen ışık demetinin difraksiyonu sonucu retinaya geçen farklı dalga boyu ve yöne sahip ışınlar oluşur. Bu ışıklardan aynı fazda olanlar birleşip daha yüksek enerjili bir ışın oluştururken ters fazda olanlar birbirlerini söndürürler. Bu olaya interferans denir. Bu pozitif ve negatif interferanslar modülasyon transfer fonksiyonunu (MTF) artırır. Bu modeldeki yarıkları oluşturmak için yan yana dizilmiş prizmalar kullanılır. Monofokal lenslerin sıkıştırılması sonucu kurvatürü korunup kalınlığı azaltılır ise oluşan cisimlere fresnel lensleri denir. Bu fresnel

lenslerine mikroskobik prizmalar eklenmesiyle ise kinoform lensler elde ederiz. Kinoform lensler difraktif MGİL'lerin temelini oluştururlar. Kinoform lens sistemi tüm difraktif halkalara uygulanır. Merkeze en yakın prizmaya birinci sıra prizma denir. Merkezden uzaklaştıkça ikinci ve üçüncü sıralar oluşturulur. Prizmanın yüksekliği gelen ışık ışınlarının paylaştırılma oranını belirlerken taban genişliği ise odak mesafesini belirler. Taban genişliği daraldıkça odak mesafesi kısalır. Prizma taban genişlikleri aynı ise birinci sıranın adisyon gücü, ikinci sıra prizmanın yarısı kadardır. Bu tasarıma sahip lenslerde gelen ışığın yaklaşık %41'i yakın %41'i uzak için kullanılırken %18'i kaybedilir (44). Bu dağılım refraktif lenslerden farklı olarak pupil bağımsızdır (47). Difraktif bifokal göz içi lens tasarımlarında birinci sıra prizmaların gücü ortalama +3.5 D 'ye ayarlanmıştır. Dolayısıyla prizma taban genişliklerinin aynı olduğu kabul edilirse ikinci sıra prizmanın gücü +7D 'ye karşılık gelir. Bu prizmalar 10 cm ve 30 cm için 2 odak oluşturur ve yakın görüş için iyi bir bifokalite oluşur (48,49). Piyasadaki bazı difraktif multifokal GİL'lerin özellikleri Tablo-5'te gösterilmiştir.

Tablo-5: Difraktif multifokal göz içi lensler

DİFRAKTİF MGİL	FİRMA	MATERYAL	OPTİK VE TÜM ÇAP (mm)	YAKIN DÜZELTME (D)
Acriva Reviol (BB MF 613, BB MFM 611)	VSY Biotechnology	Hidrofobik akrilik, tek parça	6.0 / 11.0- 13.0	+3.75
Acri.Twin (733D, 737D)	Acri.Tech / Carl Zeiss Meditec	Silikon, düz haptik, üç parça	6.0-6.5 / 11.0-13.0	+4.0
Acri.LISA (366D, 376D, 536D) AT LISA (801, 802, 809M)	Carl Zeiss Meditec	Hidrofobik akrilik, tek / üç parça, düz haptik	6.0 / 11.0-12.5	+3.75
CeeOn 811 E	Pharmacia	PMMA, tek parça	6.0 / 13.0	+4.0
Tecnis (ZMA00, ZMB00)	Johnson& Johnson Vision	Hidrofobik akrilik, tek/üç parça	6.0 / 13.0	+4.0
ReStor (SA60D3, SN60D3, SN6AD1, D3 MN60D3)	Alcon Laboratories	Hidrofobik akrilik, apodize, tek/üç parça	6.0 / 13.0	+2.5 / +3.0 / +4.0
MicroSil (MS6125, MS614, MS714PB)	Dr.Schmidt Intraocular Linsen	Silikon, üç parça	6.0 / 12.0-14.0	+3.5
Focusforce ReVision	Zarracom	Hidrofobik akrilik, tek parça	6.0 / 12.50	+4.0
OptiVis	Aaren Scientific	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.0 / 11.0	+3.5
Bi Flex M	Medicontur	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.0 / 13.0	+3.5

2.9.3. Trifokal Göz İçi Lensler

Difraktif bifokal göz içi lensler yakın ve uzak mesafede iyi bir görme keskinliği ve kontrast duyarlılığı sağlasa da ara mesafede yeterli değildirler. Bu amaçla kabaca iki bifokal difraktif lensin kombinasyonuyla trifokal göz içi lensler oluşturulmuştur. Bu lenslerde birinci sıra prizmanın gücü ortalama +1.75 D olarak belirlenmiştir. Bu tasarımda +1.75D' lik prizmayı terk eden %20'lik ışının yaklaşık yarısı +3.50D'lik prizmada kullanılır ve ışın kaybı azalmış olur. Böylece ilk prizma yaklaşık 60cm'de ara mesafeyi oluşturur ve ikinci sıra prizmalarla 30cm de yakın mesafe odağı oluşturulur (8). Bazı trifokal göz içi lenslerin özellikleri Tablo-6' da gösterilmiştir.

Tablo-6: Trifokal göz içi lensler

TRİFOKAL GİL / FİRMA	MATERYAL	OPTİK/ TÜM ÇAP (mm)	YAKIN / ORTA MESAFE DÜZELTME (D)	HAPTİK / HAPTİK AÇISI	ASFE RİTE
LentisMplus (LS-312MF 15/30, LS-313MF 30) / Oculentis	Hidrofilik akrilik, tek parça	6.0 / 11.0	+1.50 / +3.0	Plate	+(Ref- raktif)
FineVision / PhysIOL	Hidrofilik akrilik, apodize	6.15 / 10.75	+1.75 / +3.50	Micro F/ 5 derece	(-0.11)
FineVision / PhysIOL	Hidrofilik akrilik, apodize	6.0 / 11.40	+1.75 / +3.50	Pod F/ 5 derece	(-0.11)
AT Lisa Tri 839 MP / Carl Zeiss	Hidrofobik yüzeyli, hidrofilik akrilik	6.0 / 11.0	+1.66 / +3.33	Plate/ 0 derece	(-0.18)
Acrysof IQ Panoptix / Alcon	Hidrofobik akrilik	6.0 / 13.0	+2.17/ +3.25	Modifiye L haptik / 0 derece	(-0.10)

2.9.4. Enhanced Depth Of Focus (EDOF) Özellikli Göz İçi Lensler

EDOF teknolojisi trifokal lenslerdeki halo ve kamaşma etkisinden kurtulmak, kontrast duyarlılığı artırmak, kesintisiz net görüş sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. Bu lenslerde ışığı paylaştırarak veya dağıtarak farklı odaklar oluşturmak yerine genişletilmiş odak derinliği oluşturulur. Bunu difraktif yüzeyindeki “echelette” tasarımıyla gerçekleştirir. Bu tasarımda prizmalar kesintisiz görüntüyü oluşturmak üzere optimize edilmiştir. 2016 yılında Tecnis Symphony ilk defa EDOF lensi ile “Food and Drug Administrations (FDA)” onayı almıştır (50). Bu GİL bikonveks yapıdadır. Wavefront teknolojisi ile tasarlanmış asferik yüzeye sahiptir. Arka yüzü akromatik, difraktif, “echelette” tasarıma sahiptir. Bu tasarımıyla ışığın yaklaşık tamamını retinaya iletir ve kromatik aberasyonları düşürür (51). EDOF özellikli göz içi lensler Tablo-7’de gösterilmiştir.

Tablo-7: EDOF özellikli göz içi lensler

EDOF GİL	FİRMA	MATERYAL	OPTİK VE TÜM ÇAP (mm)	YAKIN /ORTA MESAFE DÜZELTME (D)	HAPTİK VE HAPTİK AÇISI
TECNIS Symfony	Johnson & Johnson Vision	Hidrofobik akrilik, wavefront teknolojisi	6.0 / 13.0	Echelette tasarım	TRI-FIX tasarım
Acriva UD Reviol Tri-ED	VSY	Hidrofobik yüzeyli hidrofilik akrilik, yarı apodize (ilk 3.6mm apodize sonraki 2.4mm nonapodize)	6.0 / 11.0	+1.50 / +3.0	Plate/ 0 derece
Acriva TRINO VA	VSY	Hidrofobik yüzeyli hidrofilik akrilik	6.0 / 11.0	+1.50 / +3.0 Trifokal SVT tasarım	Plate/ 0 derece

2.9.5. Akomodatif Göz İçi Lensler

Yakın ve ara mesafede görme keskinliğini artırmak için üretilen bir başka lens tasarımı ise akomodatif göz içi lenslerdir. İlerleyen yaşlarda yakını görememe sorunu lense ve siliyer kasa bağlı faktörler olarak iki grupta toplanabilir. Katarakt ameliyatı ile lense bağlı faktörler elimine edilmektedir. Öte yandan siliyer kas aktivitesi yaşla beraber azalsa da 80 yaşına kadar etkili olduğu gösterilmiştir (52). Üretilen AGİL'lerin akomodasyon yeteneği yaklaşık 1.5D civarındadır. Bu ara mesafe için yeterli olabilse dahi yakın mesafede MGİL'lerden daha kötü performans göstermişlerdir (53). Günümüzde kullanılan bazı akomodatif göz içi lensler Tablo-8' de gösterilmiştir.

Tablo-8: Akomodatif göz içi lensler

AKOMODATİF GİL	FİRMA	MATERYAL	OPTİK TASARIMI
Synchrony	Visiogen	Silikon, tek parça	Çift optik
Sarfarazi	Bausch & Lomb	Silikon, tek parça	Çift optik
Crystalens AT-45	Eyeonics	Silikon, tek parça	Tek optik
BioComFold	Morcher	Hidrofilik akrilik, tek parça	Tek optik
Tetraflex KH-3500	Lenstec	Hidrofilik akrilik, tek parça	Tek optik
1-CU	Human Optics	Hidrofilik akrilik, tek parça	Tek optik

2.9.6. Asferisite

Asferik kelimesi bir yüzeyin, bu konuda lensin, küresel bir yüzeyinin olmaması durumunu anlatmak için kullanılır. Asferik lens, merkezden gelen ışınlar ile periferden gelen ışınları aynı noktada toplamaz. Normal insan korneası merkezde bir miktar eğimli, periferde ise daha düzdür. Korneanın bu şekline prolat kornea denir. Prolat korneada merkezden gelen ışınlar, periferden gelen ışınların önünde birleşir. Buna korneanın negatif sferik aberasyonu denir. Bazı korneal bozukluklarda veya geçirilen korneal cerrahiler sonunda kornea oblat hal alır. Bu durumda merkezden gelen ışınlar daha geride toplanır, buna pozitif sferik aberasyon denir (54).

İnsan hayatı boyunca normal anterior korneal sferik aberasyon $+0.27\ \mu\text{m}$ ile $+0.30\ \mu\text{m}$ arasında sabit kalır (55). Normal kristalin lens, bunu $-0.20\ \mu\text{m}$ 'lik negatif aberasyonuyla dengeler. Sonuçta yaklaşık $+0.10\ \mu\text{m}$ pozitif sferik aberasyon kalır. Katarakt geliştikçe pozitif sferik aberasyon artar, görme kalitesi düşer (56). Katarakt cerrahisi sonucu korneadaki pozitif sferik aberasyon kalır. Asferik göz içi lensler aslında bu aberasyonu ortadan kaldırmak için negatif sferik aberasyona sahiptirler ve korneanın pozitif sferik aberasyonunu dengeler (57). Fakat sağlıklı işlev görmeleri için lensin göz içi pozisyonu da ideal olmalıdır (58).

2.9.7. Apodizasyon

Apodizasyon teknolojisi, prizma yüksekliklerini merkezden periferde doğru azaltarak basamak geçişlerini yumuşatmayı hedefler. Böylece odaklanmamış ışınların halo ve kamaşma oluşturmalarını engeller ve kontrast duyarlılığı artırır (59).

2.10. Akomodasyon ve Presbiyopi

Akomodasyon; yakın, orta ve uzak mesafeye bakarken retinaya düşen görüntünün netliğini devam ettirmek için gözde gerçekleşen değişikliklerdir. Yaşla beraber bu yetenek azalır. Buna presbiyopi denir. Bunun nedeni lensin elastisitesinin ve siliyer kasın kasılma gücünün azalmasıdır (60).

Akomodasyon gerçekleştiğinde lensin ekvator sınırı, nükleusa yaklaşmakta ve lens ön arka uzunluğu artmaktadır. Yaklaşık 5 diyoptrilik bir akomodasyon için lenste meydana gelen değişiklikler; ekvatoryal çapta %3.5 azalma (61), lens kalınlığında yaklaşık 300 mikron artma, lens n kapsülünde korneaya doğru 250 mikron ve lens arka kapsülünde retinaya doğru 50 mikron yer değiştirme şeklinededir (62).

2.11. Okuma Performansı

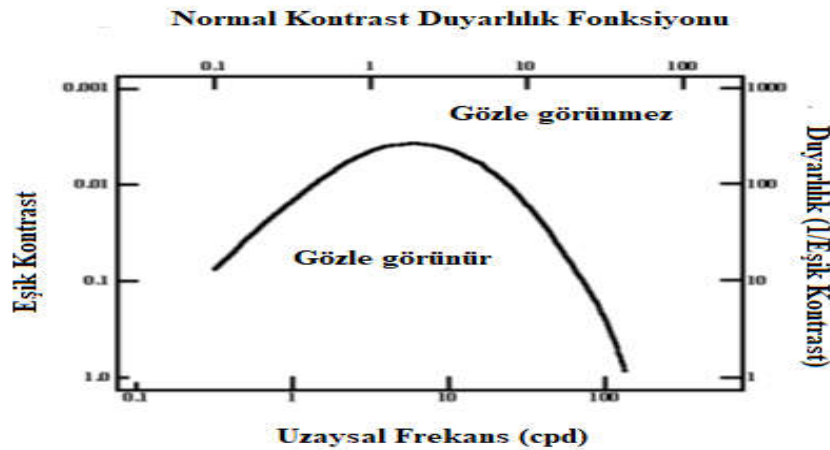
Okuma sensoryal, motor ve bilişsel özelliklerin ortak çalıştığı kompleks bir yetenektir. Okuma performansı değerlendirilirken okuma hızı, kritik baskı boyutu ve maksimum okuma hızı kullanılabilir. Bunlardan okuma hızı, görme keskinliği ile karşılaştırıldığında; fonksiyonel görme için daha fazla bilgi sağlayan objektif bir parametredir (63). Bu amaçla metin tabanlı kartlar içeren MNREAD (Minnesota Low Vision Reading Test) okuma kartları, Radner okuma kartları ve Salzburg okuma masası geliştirilmiştir (64-66). Okuma performansını değerlendirmede hangi testin kullanılması gerektiğine ilişkin bir fikir birliği sağlanamamıştır. MNREAD okuma kartları, kişilerin yakın mesafede okuma performanslarının değerlendirilmesinde kullanılan metin tabanlı kartlardır. Her cümle 3 sıra ve 60 harften oluşmaktadır. Kartlar, 1.3 logMAR' dan başlayıp -0.5 logMAR'a kadar 0.1 logaritmik aralıklarla oluşturulmuş toplam 19 cümleden oluşmaktadır. MNREAD kartlarında logMAR değerlerinin Snellen ve M değeri karşılıkları da bulunmaktadır (67).

2.12. Kontrast Duyarlılık

Görme keskinliği, yüksek kontrastta görme kaybını derecelendirmeye yarar. Hastalığın gidişatını, tedaviye cevabı gösterir. Test sırasındaki postür, okuma tarzı gibi ek bilgiler edinilebilir. Fakat görme kalitesini tek başına göstermez. Görme kalitesi hastanın günlük aktivitelerini yaparken ne kadar konforlu olduğunu gösterir. Kontrast, görülmek istenen objenin zeminden aydınlanma farkına denir. Kontrast =
$$\frac{(\text{En yüksek parlaklık düzeyi} - \text{En düşük parlaklık düzeyi})}{(\text{En yüksek parlaklık düzeyi} + \text{En düşük parlaklık düzeyi})}$$
 şeklinde formüle edilir.

Rutin göz muayenesinde görme keskinliği ölçülürken kullanılan tablolarda beyaz fon üzerinde siyah karakterler vardır ve kontrast düzeyi formüle göre “1”dir. Fakat insan görme fonksiyonu bundan çok daha karmaşıktır. Günlük yaşamda aralarında belirgin kontur farkı olmayan, minimal aydınlanma farkı olan büyük objeleri ayırt edebilmek; keskin sınırlı küçük objeleri ayırt etmek kadar önemlidir. Görme kalitesinde kontrast duyarlılık önemli bir faktördür. Yüksek frekansta ince detayların görülmesi kolaylaşırken düşük frekansta büyük cisimlerin pozisyonu ve şekli daha rahat ayırt edilir (68).

Kontrast duyarlılık genellikle bir eğri ile ifade edilir (Resim-4). X aksı uzaysal frekansı, Y aksı kontrast duyarlılığı gösterir. Eğrinin altında kalan alan görülebilen kısmı ifade eder. Buna kontrast duyarlılık fonksiyonu (KDF) denir. Görsel uyaranların uzaysal frekansı “cycles per degree(cpd)” ile ifade edilir. KDF genellikle 1 ile 8 cpd arasında pik yapar. Daha yüksek frekanslarda düşmesinin nedeni retinadaki fotoreseptörlerin sınırlı sayıda olmasından kaynaklanır. Kontrast duyarlılık ölçümünde genellikle ızgaralar kullanılır. Bir açık renkle bitişik bir koyu renk ızgara beraber bir siklusu (cycle) oluşturur. Bu siklusların kalınlığı uzaysal frekans ile değişir. Izgara kalınlaştıkça uzaysal frekans düşer. Sinüs dalgası ızgaralar keskin sınırlar içermezler. Bu sayede defokus, aberasyon ve ışık saçılmasından etkilenmeden sadece uzaysal frekans ve kontrasttan etkilenirler.



Resim-4: Normal Kontrast Duyarlılık Eğrisi

(Movshon JA, Kiorpes L: Analysis of the development of spatial contrast sensitivity in monkey and human infants. J Opt Soc Am A 1988,5(12):2166–72.)

Campell ve Green retinadaki değişik hücre membran kanallarının değişik uzaysal frekanslarda aktive olması konseptini önermişlerdir (69). Bu teoriye göre retina uniform yapıda değildir. Fovea yüksek görme keskinliği ve düşük uzaysal frekanslar ile aktive olurken retina periferi yüksek frekanslarda aktive olur. Retinadaki ganglion hücreleri ikiye ayrılır. P hücreleri küçük, yavaş iletimli aksonları olan hücrelerdir. Lateral genikulat çekirdeğin parvoseller hücreleri ile bağlantılılardır. Yüksek uzaysal rezolusyonlar ile ilgili bilgiyi taşırlar. M hücreleri büyük, hızlı iletimli aksonları olan hücrelerdir. Lateral genikulat çekirdeğin magnoselüler hücreleri ile bağlantılılardır. Düşük uzaysal rezolusyonlar yüksek temporal rezolusyonlar ile ilgili bilgiyi taşırlar. Bu ganglion hücrelerindeki kanalların hepsi değişik eşiklere sahiptir. Eşikten düşük frekanslara sahip uyaranlar parsiyal cevap oluşturur. Eşikten büyük frekanslar reseptif alandaki birden fazla ganglion hücresini tam ya da parsiyel olarak aktive edeceğinden ortalama cevap yine düşür (70).

Kontrast duyarlılığı değerlendirmek için çeşitli testler oluşturulmuştur. Pelli Robson testi aynı boyutta fakat azalan kontrastta harflerden oluşur. Her sırada 2 tane l harf grubu vardır. Sağa gittikçe her harf 0.04 logU soluklaşır. 85 cd/m² aydınlatmada bir metre uzaklıktan okuma yapılır. En az iki harf okunabilen en düşük kontrast skor olarak kaydedilir. Farklı çalışmalara göre ortalama 6-7 sıra okuyabilenler normal kabul edilir. “Functional Acuity Contrast Testing(F.A.C.T)” testinde plakalar sinüs dalgası ızgaralarından oluşur. Arthur Ginsburg tarafından geliştirilmiştir. Her plaka 5 uzaysal frekans kolonu ve 9 sıra azalan kontrastlı şekillerden oluşur. Sağa ve aşağıya gittikçe uzaysal frekans artar. 3 metre uzaklıktan okunur. 5 farklı uzaysal frekansta okunabilen en alt sıra grafikte işaretlenerek kontrast duyarlılık grafiği oluşturulur. “Vision contrast test system (VCTS) by Vistech” testi de sinüs ızgaralarından oluşur. 5 sıra 9 kolon mevcuttur. Her sıra çeşitli uzaysal frekanstadır (1.5 cpd’ten 18 cpd’ye kadar). Kolonda aşağıya gittikçe kontrast azalır. ızgaralar 90 derece dik, 15 derece sağa veya sola eğik şekilde durur. VCTS-6500 uzak, VCTS-6000 yakın mesafede kullanılır. 103 ile 240 cd/m² aydınlıkta uygulanır. “Cambridge low contrast grating”, “Bailey Lovie chart”, “Arden plate tests”, “Regan charts” ve “Mars letter charts” kontrast duyarlılığı ölçerken kullanılan diğer testlerdir.

2.13. Modülasyon Transfer Fonksiyonu

Modülasyon transfer fonksiyonu; bir optik sistemin, bir objenin değişik düzeylerdeki detayını (uzaysal frekans) görüntü oluşturmak için iletebilme yeteneğine denir. Göz içi lenslerin optik kalitesinin in vitro olarak ölçülüp değerlendirilmesine olanak sağlar. Birimi obje kontrastının görüntü kontrastına oranı olarak ifade edilir. Optik ortamın, kontrast duyarlılığına katkısını gösterir (71).

2.14. Fotik Fenomen

MGİL implantasyonu yapılan hastalarda sık karşılaşılan şikayetlerden biri de kamaşma şikayetidir. Kamaşma görme alanındaki bir ışığın görülmek istenen cismin kontrastını değiştirerek zeminden ayırt edilmesini zorlaştırma durumudur. Göze gelen ışığın geçtiği yüzeylerdeki düzensizlikler buna neden olabilir. MGİL implantasyonu yapılan hastalarda bu şikayeti en sık arttıran neden rezidü astigmatizma olduğu görülmüştür (72). Bilateral MGİL implantasyonu yapılanlarda tek taraflı uygulamaya göre kamaşma şikayetinin daha az olduğu görülmüştür (73). Refraktif MGİL’lerde, difraktiflere göre kamaşma şikayetinin daha fazla olduğu görülmüştür (74).

2.15. Nöroadaptasyon

MGİL’ler retinada birden fazla görüntüyü aynı anda oluşturur. Bakılan mesafeye göre kullanılan lens halkası ve prizmalar değiştiği için bu görüntülerin netlikleri de değişmektedir. Görüntünün algılanması için oksipital kortekste bu görüntüler işlenir ve en net olanı seçilir. Doğumdan itibaren beynimiz bunu kendi lensimizle öğrenmiştir. Katarakt ameliyatından sonra göz içine implante edilen lenslere beynimizin alışması için süreye ihtiyaç vardır. Bu süreç birkaç hafta ile birkaç ay arasında değişmektedir. Genç erişkinlerde ve bilateral implantasyon yapılan hastalarda sürenin daha kısa olduğu görülmüştür (75). Sorunsuz bir cerrahiye rağmen toplumun yaklaşık %10 ‘unda bu lenslerin tolere edilemediği görülmüştür (76). Bazı durumlarda İOL değişikliği ihtiyacı olan olgular mevcuttur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 01.05.2017 – 01.04.2019 tarihleri arasında Doku Eylül Üniversitesi Hastanesi Göz Hastalıkları Polikliniği'ne başvuran hastalardan, bilateral katarakt tanısı almış, fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmış ve her iki göze VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lensi implante edilmiş olan hastaların dosya verileri incelendi. Tanımlayıcı çalışmamız için Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı.

3.1. Hasta Seçimi

3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- 1-Her iki göz için senil katarakt tanısı olması
- 2-Her iki gözden fakoemülsifikasyon ve göz içi lens implantasyonu cerrahisi geçirmesi
- 3-Her iki göze VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lensi implante edilmesi

3.1.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- 1- Operasyon öncesinde katarakt dışında göz hastalığının bulunması
- 2- Postoperatif dönemde herhangi bir göz hastalığının ortaya çıkması
- 3- Operasyon sırasında komplikasyon gelişmesi
- 4- Preoperatif dönemde 1D ve üzerinde korneal astigmatizmanın olması
- 5- Preoperatif dönemde 5D ve üzerinde hipermetropi veya miyopi olması
- 6- Preoperatif dönemde pupil çapının 1.5mm'den küçük veya 3mm'den büyük olması

- 7- Gözün aksiyal uzunluğunun 22mm'den küçük veya 25mm'den büyük olması
- 8- Hastanın ambliyopi hikayesinin olması
- 9- Hastanın nörolojik hastalık veya diyabet hikayesi olması
- 10- Hastanın preoperatif ve postoperatif vizitlerine düzenli gelmemesi veya muayene notlarının eksik kaydedilmiş olması

Bu kriterleri karşılayan 54-73 yaş arasında 11 hastanın (9 kadın, 2 erkek) 22 gözü çalışmaya dahil edildi.

3.2. Çalışma Protokolü

3.2.1. Preoperatif Muayene

- 1- Tüm hastaların ayrıntılı medikal öyküleri değerlendirildi.
- 2- Preoperatif muayenede hastaların otorefraktometre ölçümü (Nidek ARK 510-A autorefraktometer, NIDEK Co., LTD., Japonya) yapıldı.
- 3- Düzeltilmemiş ve en iyi düzeltilmiş görme keskinlikleri uzak mesafede (4m) Snellen eşeli ile ölçüldü ve logMAR dönüşümü yapıldı (77,78).
- 4- Renkli görme fonksiyonları ishihara kartları ile değerlendirildi.
- 5- Işık refleksi ve relatif afferent pupil defekti değerlendirildi.
- 6- Göz hareketlerine bakıldı.
- 7- Biyomikroskopik muayene yapıldı.
- 8- Mezopik ve fotopik ortamlarda pupil çapları, keratometri değerleri, santral kornea kalınlığı ölçümü Scheimpflug kamera (Pentacam, Oculus, GmbH, Almanya) ile yapıldı.
- 9- Ameliyat öncesi göz içi basıncı Goldmann aplanasyon tonometresi ile ölçüldü.

10- Aksiyel uzunluk, ön kamara derinliği lazer interferans biometri ile (IOL Master 500, version V2.02, Carl Zeiss, Almanya) hesaplandı.

11- Göz içi lens dioptri gücü belirlenirken emetropi hedeflenerek SRK-T formülü kullanıldı.

12- İndirek oftalmoskop ile fundus muayenesi yapıldı.

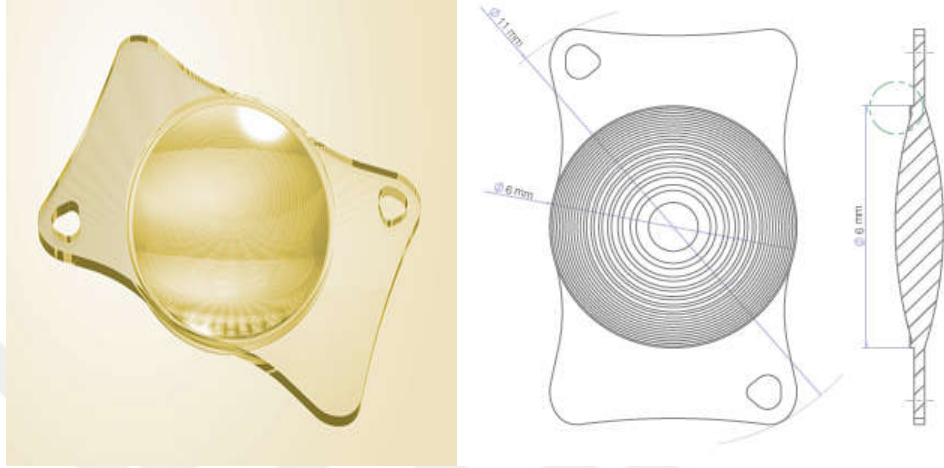
13- Her hastaya optik disk ve makula optik kohorens tomografisi (Heidelberg Engineering, Almanya) çekildi.

3.2.2. Cerrahi Teknik

Operasyonların tamamı aynı tecrübeli cerrah Üzeyir Günenç tarafından gerçekleştirildi. Hastaların ikinci gözleri ilk ameliyattan bir hafta sonra opere edildi. Preoperatif pupilla dilatasyonu için hastalara 15 dakika ara ile üç kez %1 siklopentalat, %0.5 tropikamid ve %2.5 fenilefrin damlatıldı. %0.5 proparakain ile topikal anestezi yapıldı. Endoftalmi profilaksisi için %5 povidon iodin damlatılıp en az 3 dakika beklendi. %10'luk povidon iyodin çözeltisi ile cerrahi saha temizliği yapıldı. Hasta örtülmesi ardından göz kapakları blefarosta ile açıldı. Ana giriş 2.4 mm'lik bıçak (Slit Knife, Alcon Lab.) ile korneal astigmatizmayı minimize edecek şekilde yapıldı. Önce %4 sodyum kondrotin sülfat ve %3 sodyum hyaluronat içerikli dispersif özellikli viskoelastik madde (Viscoat, Alcon Lab.) sonra %1 sodyum hyaluronat içerikli koheziv özellikli viskoelastik madde (Provisc, Alcon Lab.) ön kamaraya verilerek soft-shell tekniği uygulandı. Kistotom ile başlanıp kapsülöreksis mikroforsepsi ile devam edilerek 5-5.5 mm' lik kapsülöreksis yapıldı. 20G bıçak (V-lance Knife, Alcon Lab.) ile yan girişler yapıldı. Hidrodiseksiyon ve hidrodelineasyon yapıldı. "Böl ve ye" metoduyla nükleus aspire edildi. Epinükleus aspire edildikten sonra, bimanüel irigasyon-aspirasyon tekniği ile korteks temizliği yapıldı. Kapsüler kese ve ön kamara 1% sodyum hyaluronat içerikli koheziv özellikli viskoelastik madde (Provisc, Alcon Lab.) ile dolduruldu. Acriva Reviol Tri-ED göz içi lens, Acriject Green 2.2 (VSY Biyoteknolojileri) lens enjektörüne yüklendikten sonra kapsül içine yerleştirildi. Bimanuel irigasyon-aspirasyon ile viskoelastik madde temizlendikten sonra purkinje imajının lensin santral bölgesinde olması sağlanmak

koşulu ile GİL santralizasyonu yapıldı. Giriş yerlerine stromal hidrasyon yapıldı ve ön kamaraya 0.1mg/0,1ml sefuroksim verilerek operasyon sonlandırıldı.

3.2.3. Acriva Reviol Tri-ED Göz İçi Lensi Teknik Özellikleri



Resim-5: Acriva Reviol Tri-ED Göz İçi Lensi Şematik Gösterimi

(Acriva Reviol Tri-ED IOL Product Brochure: VSY Biotechnology; Available from: http://www.vsybiotechnology.com/media/2016/08/Reviol_Tri-ED.pdf?v=0.0.1. Cited 25 Aug 2016.)

- 1- Hidrofobik yüzeyli %25 su içeriğine sahip akrilik materyalden üretilmiştir.
- 2- Mavi ışık filtre, UV blokaj özelliği mevcuttur.
- 3- Optik çapı 6mm'dir.
- 4- Optik dizaynı yarı apodize (merkezde 3.6mm apodize, kalan 2.4mm' lik kısım non-apodize), asferik, aktif-difraktif Tri-ED' tir.
- 5- Plate haptik yapısına sahiptir ve uzunluğu 11 mm'dir.
- 6- Haptik kenarları "All Square Enhanced Edge" teknolojisi ile üretilmiş olup, haptik açısı 0 derecedir.
- 7- Sıfır dioptriden 32 dioptriye kadar yarım dioptrilik aralıklarla üretimi mevcuttur (79).

3.2.4. Postoperatif Muayene

Postoperatif dönemde 1. ve 6. aylarda aynı muayeneler tekrarlandı. Bütün muayeneler aynı doktorlar Üzeyir Güneç ve Ender Erden tarafından gerçekleştirildi.

1- Düzeltilmemiş ve en iyi düzeltilmiş görme keskinlikleri; monooküler ve binoküler olarak yakın (40cm) ve orta (1m) mesafelerde ETDRS Near logMAR Chart 2000 (Precision Vision, LaSalle, IL) kullanılarak ölçüldü. Ayrıca uzak (4m) mesafede düzeltilmemiş ve en iyi düzeltilmiş görme keskinlikleri Snellen eşeli ile hesaplandı ve değerler logMAR cinsine çevrildi.

2- Hastalara MNREAD okuma kartlarının Türkçe versiyonları okutuldu. Hastaların sadece kart-1 ile binoküler okuma hızlarına bakıldı. Yanlış okunan ya da atlanan kelime varsa “okuma hızı = $60 \times (10 - \text{Hata}) / \text{zaman (saniye)}$ ” formülü kullanılarak kelime/dakika cinsinden hesaplandı (80).

3- Pelli Robson eşelini içeren Optec Plus (Stereo Optical Co., Chicago, ABD) cihazı kullanılarak kontrast sensitivitesi fotopik ortamda monooküler ve binoküler olarak ölçüldü.

4- Biyomikroskopik muayene yapıldı.

5- Otorefraktometre ölçümü (Nidek ARK 510-A autorefraktometer, NIDEK Co., LTD., Japonya) yapıldı.

6- Renkli görme fonksiyonları ishihara kartları ile değerlendirildi.

7- Mezopik ve fotopik ortamlarda pupil çapları, keratometri değerleri, santral kornea kalınlığı ölçümü Scheimpflug kamera (Pentacam, Oculus, GmbH, Almanya) ile yapıldı

8- Göz içi basıncı Goldmann aplanasyon tonometresi ile ölçüldü.

9- Monooküler ve binoküler olarak defokus eğrileri çıkarıldı.

10- Aksiyel uzunluk, ön kamara derinliği lazer interferans biometri ile (IOL Master 500, version V2.02, Carl Zeiss, Almanya) hesaplandı.

11- İndirek oftalmoskop ile fundus muayenesi yapıldı.

12- Her hastaya optik disk ve makula optik kohorens tomografisi (Heidelberg Engineering, Almanya) çekildi.

13- Sübjektif hasta memnuniyeti soruldu.

3.2.5. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler Microsoft Excel (Microsoft Office 365 ProPlus Sürüm 1912, ABD) programı kullanılarak değerlendirildi. Tanımlayıcı türde olan çalışmamızda analiz için ortalama, standart sapma ve yüzde değerleri kullanıldı. Görme keskinlikleri logMAR eşdeğerlerine dönüştürülerek işleme alındı (78). Görme keskinlikleri dönüşüm tablosu Tablo-9’ da gösterilmiştir (78).

Tablo-9: Snellen-LogMAR birimleri dönüşüm tablosu (78)

ETDRS Standart Sıra Numarası	Kalitatif Ölçümler	Ondalık	Snellen Oranı	LogMAR	Rezolüsyon Açısı	Uzaysal Frekans Devir / Derece
-3		2,00	20/10	-0,30	0,5	60,00
-2		1,60	20/12,5	-0,20	0,625	48,00
-1		1,25	20/16	-0,10	0,8	37,50
0		1,00	20/20	0,00	1	30,00
		0,90		0,05		27,00
1		0,80	20/25	0,10	1,25	24,00
		0,70		0,15		21,00
2		0,63	20/32	0,20	1,6	18,75
		0,60		0,22		18,00
3		0,50	20/40	0,30	2	15,00
4		0,40	20/50	0,40	2,5	12,00
		0,30		0,52		9,00
5		0,32	20/63	0,50	3,15	9,52
6		0,25	20/80	0,60	4	7,50
7		0,20	20/100	0,70	5	6,00
8		0,16	20/125	0,80	6,25	4,80
9		0,13	20/160	0,90	8	3,75
10	6 mps	0,10	20/200	1,00	10	3,00
11	5 mps	0,08	20/250	1,10	12,5	2,40
12	4 mps	0,06	20/320	1,20	16	1,88
13	3 mps	0,05	20/400	1,30	20	1,50
14		0,04	20/500	1,40	25	1,20
15	2 mps	0,03	20/640	1,51	32	0,94
16		0,025	20/800	1,60	40	0,75
17		0,020	20/1000	1,70	50	0,60
18	1 mps	0,016	20/1250	1,80	62,5	0,48
21	50 cm PS	0,008	20/2500	2,10	125	0,24
31	50 cm EH	0,0008	20/25000	3,10	1250	0,02

Microsoft Excel için çevrim formülleri:
-Log10(Ondalık Görme Keskinliği)=LogMAR Eşdeğeri
Power(10;-Logmar Eşdeğeri)=Ondalık Görme Keskinliği (İngilizce Excel için)
Kuvvet(10; -Logmar Eşdeğeri)=Ondalık Görme Keskinliği (Türkçe Excel için)

4. BULGULAR

Çalışmamıza dahil edilen 11 hastanın 9'u (%82) kadın, 2'si (%18) erkekti. Yaş ortalaması 64 ± 5.64 (min. 54, max. 73) yıl olarak hesaplandı. Preoperatif en iyi düzeltilmiş görme keskinlikleri ortalama 0.4 ± 0.11 logMAR düzeyindeydi. Operasyon öncesinde hastaların ortalama sferik ekivalan değeri -1.57 ± 2.64 , ortalama korneal astigmatizmaları -0.46 ± 0.14 idi. Ortalama göz aksiyel uzunlukları 23.49 ± 0.77 mm idi. Hastaların preoperatif verileri ve demografik özellikleri Tablo-10' da gösterilmiştir.

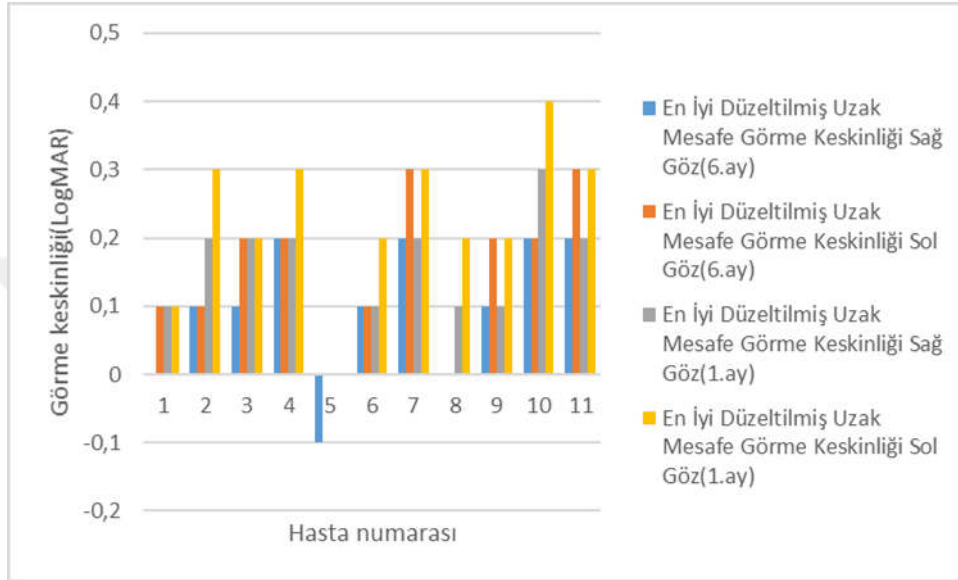
Tablo-10: Hastaların demografik özellikleri ve preoperatif verileri

Hastaların Demografik Özellikleri ve Preoperatif Verileri	
Hasta yaşı	64 ± 5.64
Cinsiyet	9K/2E
Preoperatif sferik ekivalan değeri	-1.56 ± 2.63
Preoperatif korneal astigmatizma değeri	-0.46 ± 0.14
Aksiyel uzunluk	23.49 ± 0.77
Kullanılan GİL gücü	20.25 ± 2.88

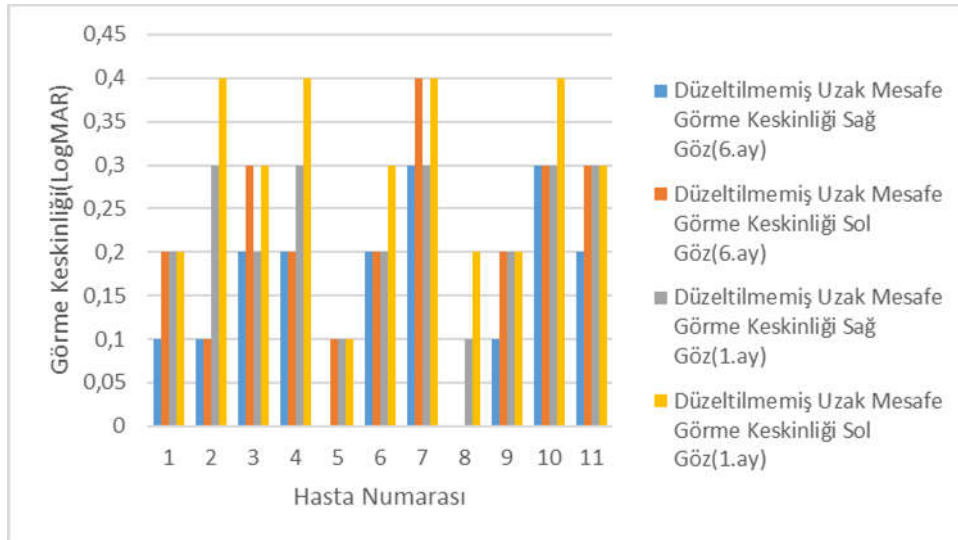
4.1. Uzak Mesafe Görme Keskinliğinin Değerlendirilmesi

Postoperatif 1. ayda hastaların uzak mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.25 ± 0.09 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 1. ayda hastaların uzak mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.19 ± 0.09 logMAR olarak bulundu.

Postoperatif 6. ayda hastaların uzak mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.18 ± 0.1 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 6. ayda hastaların uzak mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.13 ± 0.1 logMAR olarak bulundu. Sonuçlar Grafik 1 ve 2’de gösterilmiştir.



Grafik-1: En iyi düzeltilmiş uzak mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları

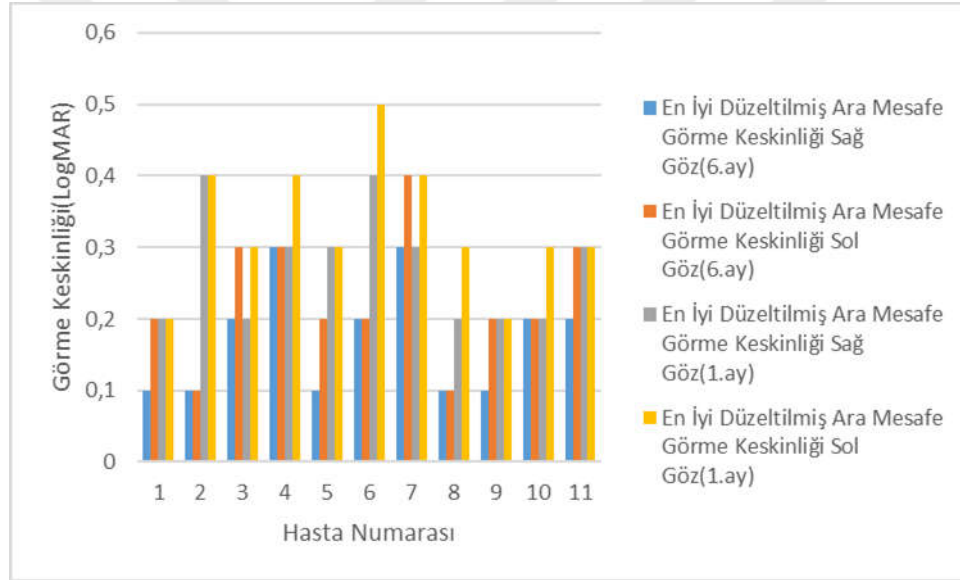


Grafik-2: Düzeltilmemiş uzak mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları

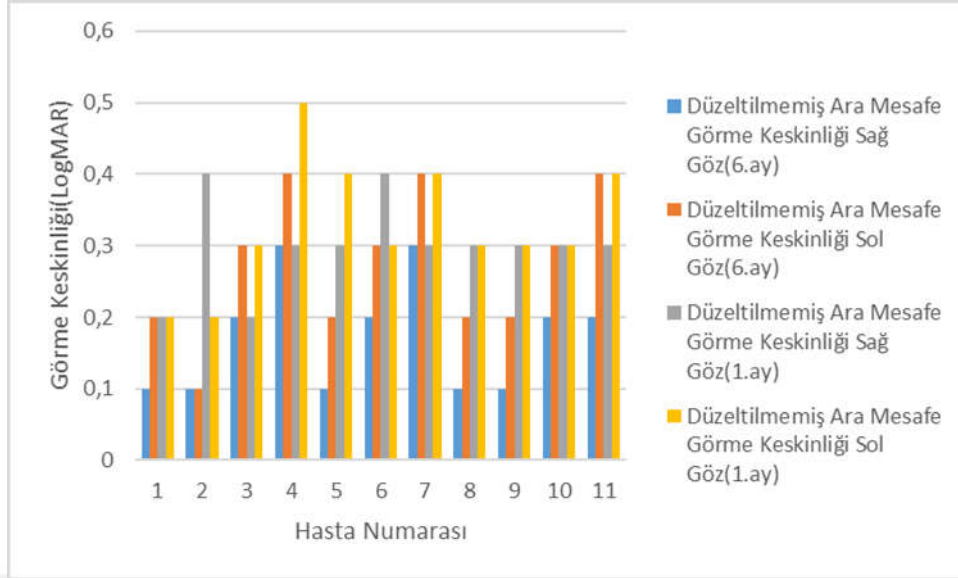
4.2. Ara Mesafe Görme Keskinliğinin Değerlendirilmesi

Postoperatif 1. ayda hastaların ara mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.31 ± 0.08 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 1. ayda hastaların ara mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.3 ± 0.09 logMAR olarak bulundu.

Postoperatif 6. ayda hastaların ara mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.22 ± 0.1 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 6. ayda hastaların ara mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.2 ± 0.09 logMAR olarak bulundu. Sonuçlar Grafik 3 ve 4'te gösterilmiştir.



Grafik-3: En iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları

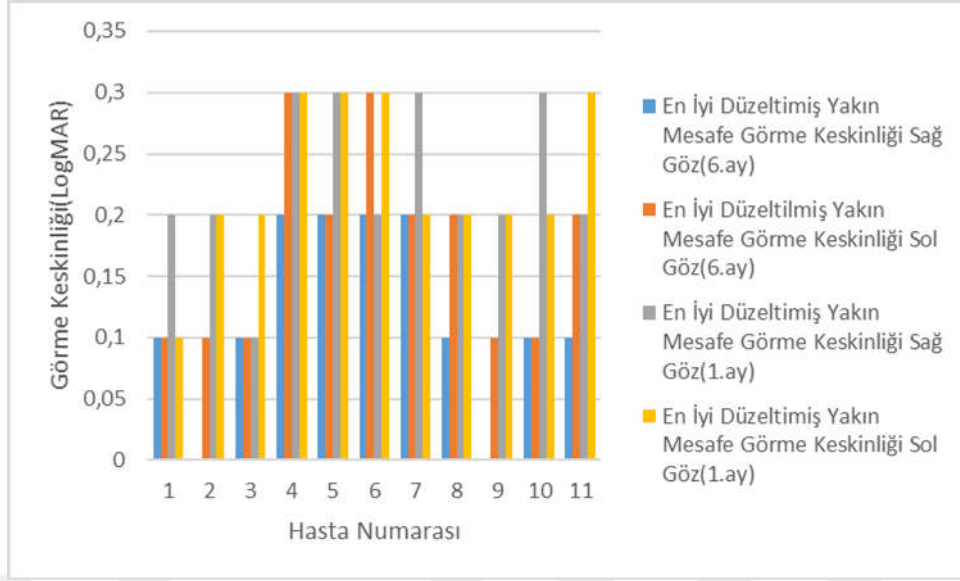


Grafik-4: Düzeltilmemiş ara mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları

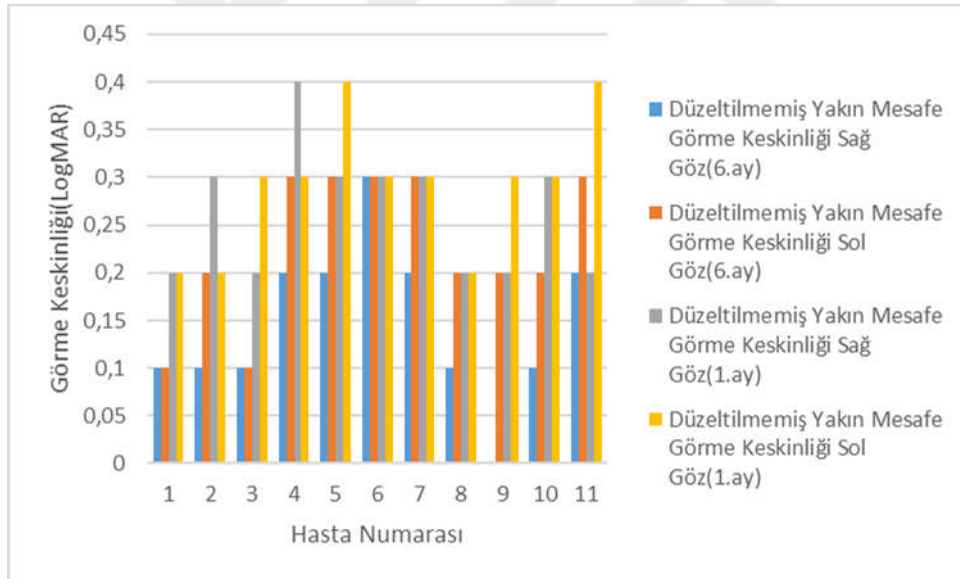
4.3. Yakın Mesafe Görme Keskinliğinin Değerlendirilmesi

Postoperatif 1. ayda hastaların yakın mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.28 ± 0.07 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 1. ayda hastaların yakın mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.23 ± 0.06 logMAR olarak bulundu.

Postoperatif 6. ayda hastaların yakın mesafede düzeltilmemiş görme keskinliği ortalama 0.19 ± 0.09 logMAR olarak bulundu. Postoperatif 6. ayda hastaların yakın mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.15 ± 0.08 logMAR olarak bulundu. Sonuçlar Grafik 5 ve 6'da gösterilmiştir.



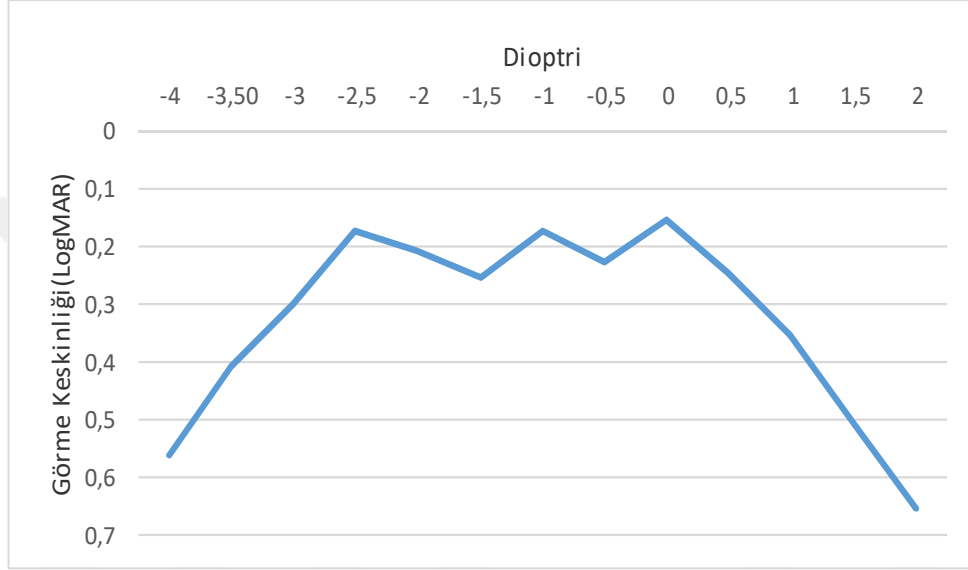
Grafik-5: En iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları



Grafik-6: Düzeltilmemiş yakın mesafe görme keskinliği 1. ve 6. ay sonuçları

4.4. Defokus Eğrisi

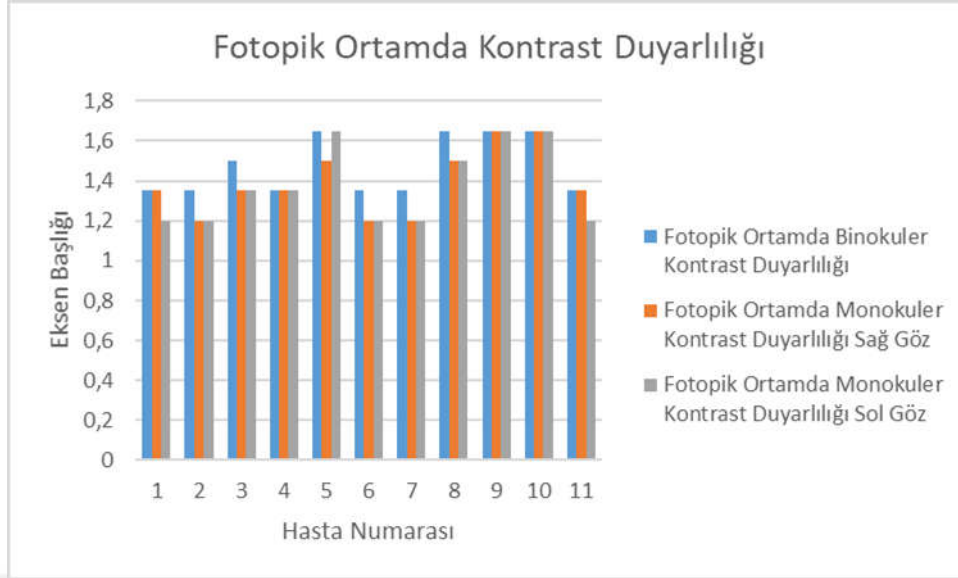
Defokus eğrisi genel olarak değerlendirildiğinde yakın, orta ve uzak mesafede görme keskinliğinin yeterli düzeyde olduğu görülmektedir. Defokus eğrisi oluşturulurken görme keskinlikleri monokuler olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızda defokus eğrisi Grafik 7’de gösterildiği şekildedir.



Grafik-7: Defokus eğrisi

4.5. Kontrast Duyarlılığın Değerlendirilmesi

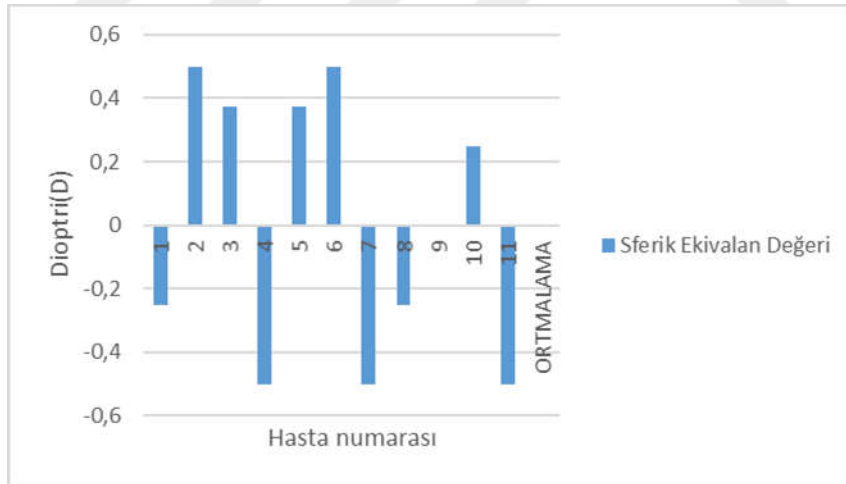
Postoperatif 6. ayda Pelli-Robson testi uygulanarak fotopik (85cd/m²) ortamda 1 metre uzaklıktan ölçülen kontrast duyarlılığının monokuler ortalaması 1.38 ± 0.17 logUnit, binokuler ortalaması 1.47 ± 0.14 olarak hesaplandı. Sonuçlar Grafik 8’de gösterilmiştir.



Grafik-8: Fotopik ortamda kontrast duyarlılığı

4.6. Sferik Ekivalan Değeri

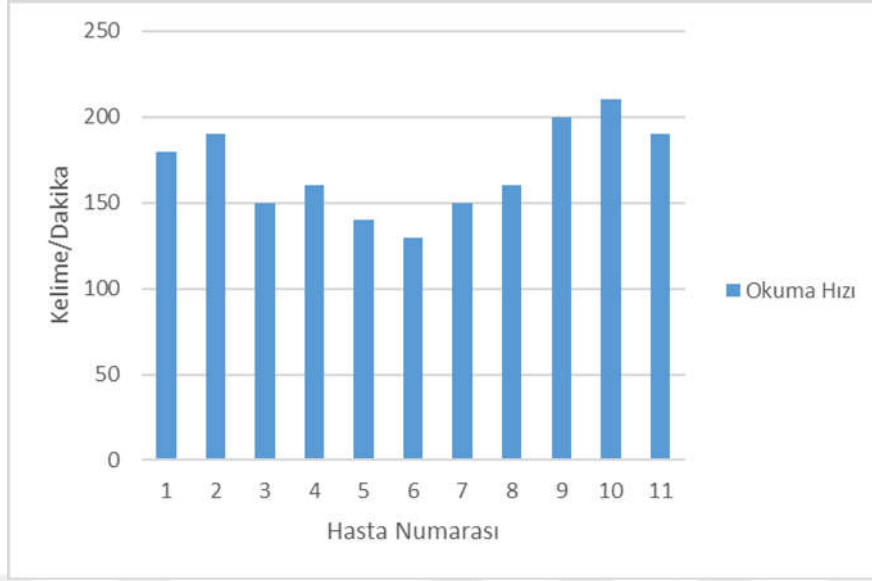
Postoperatif sferik ekivalan değeri ortalaması 0 ± 0.40 D olarak hesaplandı.



Grafik-9: Sferik ekivalan değeri

4.7 Okuma Hızı

Kırk cm uzaklıktan binokuler okuma hızı ortalaması 169 ± 25 kelime/dakika olarak ölçüldü. Her hasta için okuma hızı Grafik 10'da gösterilmiştir.



Grafik-10: Okuma hızı

4.8. Subjektif Hasta Memnuniyeti

Hastaların %82'si (9 hasta) göz içi lenslerinden genel anlamda memnun olduklarını ve diğer insanlara tavsiye edebileceklerini belirttiler. Hastaların %18'i (2 hasta) günlük yaşamda okuma yaparken yakın gözlüğü kullanma ihtiyacı olduğunu belirtti. Halo, kamaşma ile ilgili şikayetleri sorulduğunda hastaların %9'u (1 hasta) bunun hayatını olumsuz etkilediğini belirtti.

4.9 Komplikasyon

Hastaların hiçbirinde intraoperatif veya postoperatif 6 aylık izlemde komplikasyona rastlanmadı.

5. TARTIŞMA

Günümüzde katarakt cerrahisi ve göz içi lens teknolojisi hızla gelişmektedir. Bununla beraber hasta beklentisi de artmaktadır. Göz içi lens teknolojisi bu beklentiler yönünde ilerlemektedir. Multifokal göz içi lensler yakın ve uzağı gözlüksüz görme ihtiyacını karşılamış fakat ara mesafelerde yetersiz kalmıştır. Trifokal göz içi lensler ara mesafe görme ihtiyacını karşılamak üzere geliştirilmiştir. Fakat görme kalitesini etkileyen diğer önemli faktör olan kontrast duyarlılıkta kayıp yaşandığı tespit edilmiştir (81). EDOF teknolojisi ise retinaya geçen ışık miktarını ve kontrast duyarlılığı artırarak görme kalitesini artırmayı amaçlamıştır. Bu çalışmada EDOF teknolojisine sahip olan bir göz içi lens kullanılmış ve bu beklentiyi karşılayıp karşılayamayacağı araştırılmıştır.

5.1. Uzak Mesafede Görme Keskinliği

Çalışmamızda uzak mesafede görme keskinliği değerlendirildiğinde postoperatif 6. ayda hastaların uzak mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.13 ± 0.1 logMAR olarak bulundu.

Literatürde bu çalışmada da kullanılan göz içi lens olan VSY Acriva Reviol Tri-ED'i kullanarak yapılan çalışmaları araştırdığımızda karşımıza çıkan tek yayın olan Acar ve ark.'nın (82) yaptığı bir çalışmada bu çalışmaya benzer şekilde bilateral katarakt dışında oftalmolojik problemi olmayan 20 hastanın 40 gözüne fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmış ve VSY Acriva Reviol Tri-ED göz içi lens implante edilmiştir. Postoperatif dönemde 6. ayda en iyi düzeltilmiş uzak mesafe görme keskinliği ortalaması -0.05 ± 0.08 logMAR olarak bulunmuştur.

Tan ve ark.'nın (83) yaptığı çalışmada 40 katarakt hastasında tek taraflı veya bilateral fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrasında bir diğer EDOF teknolojisine sahip göz içi lens olan Tecnis Symphony implante edilmiştir. Postoperatif 3. ayda yapılan ölçümlerde ortalama uzak mesafe görme keskinliği -0.04 ± 0.08 logMAR olarak hesaplanmıştır.

Cabello-Alvarez ve ark. (84) 22 hastanın 44 gözüne FineVision trifokal difraktif göz içi lensini implante etmişlerdir. Bu lensin EDOF özelliği bulunmamaktadır. Binokuler uzak mesafe en iyi düzeltilmiş görme keskinliği -0.05 ± 0.05 logMAR olarak hesaplamışlardır.

Altemir-Gomez ve ark. (85) 44 hastaya Tecnis monofokal (ZCB00), 78 hastaya Tecnis multifokal (ZMB00) göz içi lensleri implante etmişler. En iyi düzeltilmiş uzak mesafe görme keskinliği ortalaması ilk grupta 0.43 ± 0.21 logMAR ikinci grupta 0.15 ± 0.20 logMAR olarak hesaplanmış.

Bu çalışmayı diğer çalışmalarla beraber değerlendirdiğimizde uzak mesafede görme keskinliğini benzer ve yeterli bulduk.

5.2. Ara Mesafede Görme Keskinliği

Bu çalışmada ara mesafede görme keskinliği değerlendirildiğinde postoperatif 6. ayda hastaların ara mesafede en iyi düzeltilmiş görme keskinliği ortalama 0.2 ± 0.09 logMAR olarak bulundu.

Acar ve ark.'nın (82) yaptığı çalışmada postoperatif dönemde 6. ayda en iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği ortalaması 0.06 ± 0.10 logMAR olarak bulunmuştur.

Tan ve ark.'nın (83) yaptığı çalışmada postoperatif dönem 3. ayda ara mesafe görme keskinliği ortalaması -0.17 ± 0.22 logMAR olarak bulunmuştur.

Cabello-Alvarez ve ark. 'nın (84) yaptığı çalışmada postoperatif dönemde 6. ayda en iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği ortalaması 0.15 ± 0.10 logMAR olarak bulunmuştur.

Altemir-Gomez ve ark. 'nın (85) çalışmasında multifokal GİL implante edilen grubun en iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği ortalaması 0.28 ± 0.16 logMAR, monofokal göz içi lens implante edilen grubun en iyi düzeltilmiş ara mesafe görme keskinliği ortalaması 0.36 ± 0.14 logMAR olarak hesaplanmıştır.

EDOF özelliğine sahip olan göz içi lensler ve trifokal göz içi lenslerdeki ara mesafe görme keskinliğinin benzer ve tatmin edici olduğunu gördük. Fakat monofokal ve multifokal göz içi lenslerde ara mesafe görme keskinliğinin daha düşük olduğunu gördük.

5.3. Yakın Mesafede Görme Keskinliği

Bu çalışmada yakın mesafe görme keskinliği değerlendirildiğinde postoperatif 6. ayda hastaların en iyi düzeltilmiş yakın görme keskinliği ortalama 0.15 ± 0.08 logMAR olarak bulundu.

Acar ve ark.'nın (82) yaptığı çalışmada postoperatif dönemde 6. ayda en iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği ortalaması 0.13 ± 0.04 logMAR olarak bulunmuştur.

Tan ve ark.'nın (83) yaptığı çalışmada postoperatif dönem 3. ayda yakın mesafe görme keskinliği ortalaması 0.37 ± 0.17 logMAR olarak hesaplanmıştır.

Carbello-Alvarez ve ark.'nın (84) yaptığı çalışmada postoperatif dönemde 6. ayda en iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği ortalaması 0.06 ± 0.10 logMAR olarak bulunmuştur.

Altamir-Gomez ve ark. 'nın (85) çalışmasında multifokal göz içi lens implante edilen grubun en iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği ortalaması 0.28 ± 0.16 logMAR, monofokal göz içi lens implante edilen grubun en iyi düzeltilmiş yakın mesafe görme keskinliği ortalaması 0.36 ± 0.14 logMAR olarak hesaplanmıştır.

Yakın mesafe görme keskinlikleri değerlendirildiğinde EDOF özelliğine sahip olan göz içi lenslerin ve diğer trifokal göz içi lenslerin tatmin edici görme keskinliği sağladığını gördük. Monofokal göz içi lenslerde yakın mesafe görme keskinliğinin diğer lenslere göre daha düşük kaldığı görüldü. Değişik tasarımlı göz içi lenslerde, farklı mesafelerdeki görme keskinlikleri Tablo-11' de gösterilmiştir.

Tablo-11: Değişik tasarımlı göz içi lenslerde, farklı mesafelerdeki görme keskinlikleri

Çalışma Adı	Kullanılan GİL	Lens Tasarımı	En İyi Düzeltilmiş Uzak Mesafe Görme Keskinliği	En İyi Düzeltilmiş Ara Mesafe Görme Keskinliği	En İyi Düzeltilmiş Yakın Mesafe Görme Keskinliği
Bu çalışma (2019)	Acriva Reviol TRI-ED	Trifokal EDOF	0.13 ± 0.1	0.2 ± 0.09	0.15 ± 0.08
Acar ve ark. (2016)	Acriva Reviol TRI-ED	Trifokal EDOF	0.05 ± 0.08	0.06 ± 0.10	0.13 ± 0.04
Tan ve ark. (2019)	Tecnis Symfony	Trifokal EDOF	-0.04 ± 0.08	-0.17 ± 0.22	0.37 ± 0.17
Cabello-Alvarez ve ark. (2015)	FineVision	Trifokal	-0.05 ± 0.05	0.15 ± 0.10	0.06 ± 0.10
Altemir-Gomez ve ark. (2019)	Tecnis multifokal (ZMB00)	Multifokal	0.15 ± 0.20	0.28 ± 0.16	0.15 ± 0.20
Altemir-Gomez ve ark. (2019)	Tecnis monofokal (ZCB00)	Monofokal	0.43 ± 0.21	0.36 ± 0.14	0.43 ± 0.21

5.4. Kontrast Duyarlılık

Kontrast duyarlılık çeşitli faktörlerden etkilenebilir. Küçük refraksiyon bozuklukları yüksek uzaysal frekansta kontrastı bozar. Bozukluk arttıkça daha düşük frekanslarda da bozulma olur. Bu neden postoperatif sferik ekivalan ve rezidüel astigmatizma önemli faktörlerdir (86). Ayrıca yapılan çalışmalarda multifokal refraktif göz içi lensler, monofokal, trifokal, difraktif ve akomodatif göz içi lenslere göre kontrast duyarlılığı daha çok düşürdüğü görülmüştür (87,88).

Çalışmamızın 6. ayında hastalarımıza Pelli-Robson testi uygulanarak fotopik (85 cd/m²) ortamda kontrast duyarlılığın monoküler ortalaması $1.38 \pm 0.17 \log U$, binoküler ortalaması $1.47 \pm 0.14 \log U$ olarak bulduk.

Cabello-Alvarez ve ark.'nın (84) çalışmasında binoküler ve monoküler kontrast duyarlılığı Pelli Robson testi ile fotopik koşullarda ölçülmüş. Postoperatif 6. ayda ortalaması $1.24 \pm 0.18 \log U$ olarak hesaplanmıştır.

Law ve ark. (89) 2014 yılında yayınladıkları bir çalışmada 30 hastanın 60 gözüne fakoemulsifikasyon cerrahisi sonrasında AT LISA tri 839 MP trifokal GİL implantasyonu gerçekleştirilmiş. Bu lensin EDOF özelliği bulunmamaktadır. Altıncı ayda binoküler kontrast duyarlılığı ortalaması fotopik ortamda $1.52 \pm 0.11 \log U$, mezopik ortamda $1.54 \pm 0.11 \log U$ olarak hesaplanmıştır.

Altamir-Gomez ve ark. (85) 'nın çalışmasında Pelli-Robson skorları ortalaması monofokal grupta $1.73 \log U$, multifokal grupta $1.64 \log U$ olarak bulunmuş.

Kontrast duyarlılık birçok faktörden etkilenmektedir. Ortam aydınlatması, görme keskinliği bunlardan başlıcalarıdır. Multifokal göz içi lensler cisimden göze gelen ışığı bölme prensibi ile çalıştığı ve retinaya düşen ışığı düşürdükleri için kontrastı kötü etkilemektedir. Yeni gelişen teknolojiler ile trifokal göz içi lenslerde ışık geçirgenliği artırılmaya çalışılmaktadır. Yukarıdaki sonuçlar değerlendirildiğinde trifokal lensler EDOF özelliği taşıyın ya da taşımasın yeterli düzeyde kontrast duyarlılığı sağladığı görüldü.

5.5. Defokus Eğrisi

Bu çalışmanın defokus eğrisi incelendiğinde diğer trifokal göz içi lensler ile yapılan çalışmaların defokus eğrilerine benzer görünümde bir grafik olduğu görülmektedir (82,83). Uzak, ara ve yakın mesafede görme keskinliğinin tatmin edici düzeyde olduğu görülmektedir. Multifokal lenslerdeki tipik M şekli ara mesafede, monofokal lenslerdeki tek pikli grafik yakın ve ara mesafelerdeki yetersizliği göstermektedir (90,91).

5.6. Sferik Ekivalan

Bu çalışmada postoperatif sferik ekivalan değeri ortalaması 0 ± 0.40 D olarak hesaplandı. Acar ve ark.'nın (82) yaptığı çalışmada 6. ayda yapılan ölçümlerde 0.12 ± 0.31 D olarak bulunmuş. Wang ve ark.'nın (92) yaptığı bir çalışmada birinci grup hastaya Acriva Reviol BB MFM 611 ve ikinci gruba Acriva Reviol BB MFM 613 göz içi lensleri implante edilmiş. Takiplerde 6. ay kontrollerinde birinci grubun sferik ekivalan ortalaması 0.69 ± 0.49 D, ikinci grubun ortalaması 0.75 ± 0.49 D olarak hesaplanmış. Postoperatif sferik ekivalan ve rezidiüel astigmatizma multifokal göz içi lens implantasyonu yapılan hastalarda önemli memnuniyetsizlik nedenlerindendir. Yüksek değerler elde edildiğinde bunu düzeltmek için refraktif cerrahi, hatta intraoküler lens değişimi yapılması gerekmektedir (93).

5.7. Okuma hızı

Okuma hızı her ne kadar hastaların sosyoekonomik düzeyi, eğitim düzeyi, okuma alışkanlığı gibi faktörlerden etkilense de yakın görme fonksiyonlarını göstermesi açısından önemli bir parametredir. Okuma performansının düşüşü hayat kalitesini olumsuz etkiler (94). Çalışmamızda 40 cm uzaklıktan binoküler okuma hızı ortalaması 169 ± 25 kelime/dakika olarak ölçüldü.

Cillino ve ark. (95) ReSTOR SN6AD3, ReSTOR SN6AD1 ve TECNIS ZMA00 göz içi lenslerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; okuma hızlarını bizim çalışmamızda olduğu gibi MNREAD okuma kartları ile test etmişler. Okuma

hızlarını sırasıyla 220 ± 24 , 247 ± 27.5 ve 250 ± 34.3 olarak bulmuşlardır. Bu lenslerin ortak özelliği difraktif multifokal özelliği taşımalarıdır. Bu çalışmadaki okuma hızı ortalamasının bizim çalışmamızdan daha yüksek olmasının nedeni hasta yaş grubunun (54.2 ± 2.8), bizim grubumuzdan (64 ± 5.64) daha genç olması ile açıklanabilir.

5.8. Hasta Memnuniyeti

Hastaların %82'si (9 hasta) göz içi lenslerinden genel anlamda memnun olduklarını, diğer insanlara tavsiye edebileceklerini belirttiler. Hastaların %18'i (2 hasta) günlük yaşamda okuma yaparken yakın gözlüğü kullanma ihtiyacı olduğunu belirtti. Halo, kamaşma ile ilgili şikayetleri sorulduğunda hastaların %9'u (1 hasta) bunun hayatını olumsuz etkilediğini belirtti. Günlük hayatta yakın gözlüğü kullanma ihtiyacı duyan hastalarımızda gözlükle okuma hızlarının arttığını gözlemledik. Bu hastalardan biri de halo ve kamaşmadan etkilenmesinin gözlükle azaldığını belirtti.

Acar ve ark' nın (82) yaptığı çalışmada 6. ay kontrolünde hiçbir hastanın gözlük ihtiyacı olmadığı ve halo, kamaşma şikayeti olmadığı tespit edilmiş.

Bautista ve ark.' nın çalışmasında (96) katarakt operasyonu geçiren hastaların her iki gözüne multifokal göz içi lens implantasyonu yapılmış, 60. günün sonunda olguların %94.3' ünün gözlük kullanmaksızın yakın mesafeden rahatlıkla okuyabildikleri saptanmıştır.

Cochener ve ark.' nın bir çalışmasında (97) 411 hastaya bilateral Tecnis Symphony göz içi lensi implantasyonu yapılmış. Hastaların %14.4'ü günlük hayatta gözlük ihtiyacı olmuş. Hastaların %90'ından fazlasında halo ve kamaşma şikayeti olmamış. Hastaların %91' den fazlası aynı operasyonu arkadaşlarına ve ailelerine önereceklerini söylemişler.

Memnuniyet konusu sübjektif özellik taşır. Mükemmeliyetçi yapıdaki insanlarda daha düşük, beklentileri daha düşük olanlarda ise daha yüksek memnuniyet oranı elde edilmesi beklenir. Fakat literatürde EDOF özellikli lenslerde halo ve kamaşma şikayetinin çok nadir olduğunu gördük, bunun memnuniyeti yükselttiği düşünülebilir

5.9. Nöroadaptasyon

Aslan ve ark.'nın (98) multifokal göz içi lens implantasyonu yapılan hastalarda nöroadaptasyonu inceledikleri çalışmada tam adaptasyonun sağlanmasının 6 aydan 1 yıla kadar uzayabileceği, hatta %10' luk bir hasta grubunda nöroadaptasyonun tamamlanamadığı vurgulanmıştır.

Kaymak ve ark.'nın (99) yaptıkları bir çalışmada her iki gözüne difraktif multifokal GİL implantasyonu yapılan 16 hastanın (8 hastaya ReSTOR, 8 hastaya Tecnis ZM900) birer gözlerine, 2 hafta boyunca yarım saat süren altı seanslık görsel eğitim vermişler. İki hafta sonra eğitim verilen gözde farklı mesafelerdeki görme keskinliğine adaptasyon artışını %82 bulmuşlar ve diğer gözleri ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu bulmuşlar. Bu nedenle nöroadaptasyonu hızlandırmak için görsel rehabilitasyonun iyi bir seçenek olduğunu bildirmişler.

Bu çalışmada da 6. ay kontrollerinde 1. aya göre görme kalitelerinin arttığını ifade etmesi nöroadaptasyon için zamana ihtiyaç olduğunu göstermiştir.

Acriva Reviol TRI-ED göz içi lensinin bilateral implantasyonunun bütün mesafelerde tatmin edici görme keskinliği düzeyleri, yüksek kontrast duyarlılık ve düşük fotik fenomen oranı sağladığı sonucuna vardık. Çalışma devam ederken kullandığımız göz içi lensin satışının üretici firma tarafından durdurulması sonucu hasta sayımızın az olması, aynı tasarıma sahip karşılaştırma yapılabilecek başka bir göz içi lens olmaması sonuçların yorumlanması açısından kısıtlayıcı faktörlerdir. Çalışmaya dahil edilme kriterlerimiz sayesinde sonuçlar, hastaların diğer oftalmolojik veya sistemik problemlerinden etkilenmemiştir. Ayrıca operasyonların aynı cerrah tarafından yapılması ve postoperatif muayenelerin aynı doktorlar tarafından yapılması kişisel yanlılığı ortadan kaldırmış ve sonuçlarda standardizasyon sağlamıştır. Literatürde aynı GİL kullanılarak yapılan sadece bir çalışma olması bu çalışmanın önemini arttırmaktadır. Gelişen teknoloji ile EDOF özellikli yeni göz içi lensler tasarlanmaktadır. Bu lensler kullanılarak daha fazla prospektif, randomize, çift kör çalışmaların yapılması ile daha anlamlı ve objektif sonuçlar elde edilmesi gerekmektedir.

KAYNAKÇA

1. Mukesh BN, et al. "Development of cataract and associated risk factors: the visual impairment project." *Archives of Ophthalmology* 124.1 (2006): 79-85.
2. World Health Organization, *Global Data on Visual Impairments* 2010, 2012.
3. Andersen R. "The eye and its diseases in Ancient Egypt." *Acta Ophthalmologica Scandinavica* 75.3 (1997): 338-344.
4. Kelman CD. "The history and development of phacoemulsification." *International Ophthalmology Clinics* 34.2 (1994): 1-12.
5. Thompson J. "Cataracts." *Primary Care: Clinics In Office Practice* 42.3 (2015): 409-423.
6. Ridley H. "The development a plastic implantable lens." *Foundations of Ophthalmology: Great Insides that Established to Discipline* (2017): 169-83.
7. Hoffer KJ. "Multifocal intraocular lenses: historical perspective." *Multifocal Intraocular Lenses* (2019): 9-30.
8. Akingöl Z. "Multifokal göz içi lenslerinin tarihçesi." *Multifokal Göz İçi Lensleri Türkiye Klinikleri Özel Sayı*. (2019): 1-5.
9. Karel F. "Lens hastalıkları." *Temel Göz Hastalıkları* (2015): 415-429.
10. Güler C. "Klinik optik." *Temel Göz Hastalıkları* (2015): 127-137.
11. Kuzsak JR. "Embryology and anatomy of the lens." *Principles and Practice of Ophthalmology* (1994): 82-96.
12. Özçetin H. "Fakoemülsifikasyon." *Türk Oftalmoloji Eğitim Yayınları* (2004):2-4.
13. Weingeist TA. "Lens and cataract biochemistry." *American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course* (2000-2001): 10-17
14. Kuszak, JR. "The ultrastructure of epithelial and fiber cells in the crystalline lens." *International Review of Cytology* (1995): 305-350.

15. Meyer D. "Cataract etiology: a comprehensive review." Textbook of Ophthalmology (2002): 1587-1619.
16. Hammond CJ. "Genetic and environmental factors in age-related nuclear cataracts in monozygotic and dizygotic twins." New England Journal of Medicine 342.24 (2000): 1786-1790.
17. Italian - American Cataract Study Group. "Risk factors for age-related cortical, nuclear, and posterior subcapsular cataracts." American Journal of Epidemiology 133.6 (1991): 541-553.
18. Klein BEK, et al. "Socioeconomic and lifestyle factors and the 10-year incidence of age-related cataracts." American Journal of Ophthalmology 136.3 (2003): 506-512.
19. Kashima K, et al. "Aging studies on normal lens using the Scheimpflug slit-lamp camera." Investigative Ophthalmology & Visual Science 34.1 (1993): 263-269.
20. Kanski JJ. "Disorders of the lens" Clinical Ophthalmology (1984):2-19
21. Clark, JJ, et al. "Phase separation inhibitors and lens transparency." Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry 70.11 (1993): 873-879.
22. Kinoshita, JH. "Mechanisms initiating cataract formation proctor lecture." Investigative Ophthalmology & Visual Science 13.10 (1974): 713-724.
23. Schein OD, et al. "Cortical lenticular opacification: distribution and location in a longitudinal study." Investigative Ophthalmology & Visual Science 35.2 (1994): 363-366.
24. Yanoff M. "Lens." Duane's Clinical Ophthalmology (1986): 2-24.
25. Datiles MB. "Clinical evaluation of cataracts." Duane's Clinical Ophthalmology (1993): 6-21.
26. Colin J. "The morphology and visual effects of lens opacities." Ophthalmology (1999):4.10.1-4.10.2.

27. Chitkara DK. "Cataract formation Mechanisms." *Ophthalmology* (1999) :4.19.1-4.19.8.
28. Clayman HM. "Evolution and current status of cataract surgery." *Ophthalmic Surgery: Principles and Techniques* (1999): 250-256.
29. Duke-Elder S. "Diseases of the lens and the vitreous; glaucoma and hypotony." *System of Ophthalmology* (1969): 249.
30. Floyd RP. "History of cataract surgery." *Principles and Practice of Ophthalmology* (1994): 606–613.
31. Kelman CD. "Cryoextraction of cataracts." *Int Ophthalmol Clin* (1967): 335-346
32. Knapp H. "On cocaine and its use in ophthalmic and general surgery." *Archives of Ophthalmology* (1884): 402-448.
33. Kelman CD. "The history and development of phacoemulsification." *Int Ophthalmol Clin* (1994): 1-12.
34. Clayman HM. "Intraocular lenses." *Ophthalmic Surgery: Principles and techniques* (1999): 327-334.
35. Apple DJ, et al. "Historical development of modern intraocular lens surgery." *Albert & Jakobiec's Principles & Practice of Ophthalmology* (2003): 1405.
36. Aslan BS. "Katarakt ve göz içi lensi cerrahisi." *Temel Göz Hastalıkları* (2015): 448.
37. Hoffer KJ. "Multifocal Intraocular Lenses: Historical Perspective" *Essentials in Ophthalmology* (2014): 5-28
38. Sheppard AL. "Accommodating intraocular lenses: a review of design concepts, usage and assessment methods." *Clinical and Experimental Optometry* 93.6 (2010): 441-452.
39. Kusaka S, et al. "Condensation of silicone oil on the posterior surface of a silicone intraocular lens during vitrectomy." *American Journal of Ophthalmology* 121.5 (1996): 574-575.

40. Hayashi H, et al. "Quantitative comparison of posterior capsule opacification after polymethylmethacrylate, silicone, and soft acrylic intraocular lens implantation." *Archives of Ophthalmology* 116.12 (1998): 1579-1582.
41. Ferrer-Blasco T, et al. "Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35.1 (2009): 70-75.
42. Shimizu K, et al. "Toric intraocular lenses: correcting astigmatism while controlling axis shift." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 20.5 (1994): 523-526.
43. Keates RH., et al. "Clinical results of the multifocal lens." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 13.5 (1987): 557-560.
44. Chang DH. "Multifocal intraocular lenses." *Refractive Surgery* (2007): 491-499.
45. Lane SS, et al. "Multifocal intraocular lenses." *Ophthalmology Clinics of North America* (2006): 89-105.
46. Unsal U, et al. "Evaluation of different power of near addition in two different multifocal intraocular lenses." *Journal of Ophthalmology* (2016).
47. Günenç Ü, et al. "Multifokal göz içi lensleri." *Glokom-Katarakt* 6.1 (2011).
48. Jonker SMR, et al. "Comparison of a trifocal intraocular lens with a+ 3.0 D bifocal IOL: results of a prospective randomized clinical trial." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 41.8 (2015): 1631-1640.
49. Kohnen T, et al. "Trifocal intraocular lens implantation to treat visual demands in various distances following lens removal." *American Journal of Ophthalmology* 161 (2016): 71-77.
50. Akella SS. "Extended depth of focus intraocular lenses for presbyopia." *Current Opinion in Ophthalmology* 29.4 (2018): 318-322.
51. Cochener B, et al. "A comparative evaluation of a new generation of diffractive trifocal and extended depth of focus intraocular lenses." *Journal of Refractive Surgery* 34.8 (2018): 507-514.

52. Strenk SA, et al. "Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study." *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 40.6 (1999): 1162-1169.
53. Pepose JS, et al. "Visual performance of patients with bilateral vs combination Crystalens, ReZoom, and ReSTOR intraocular lens implants." *American Journal of Ophthalmology* 144.3 (2007): 347-357.
54. Oshika T, et al. "Influence of pupil diameter on the relation between ocular higher-order aberration and contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis." *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 47.4 (2006): 1334-1338.
55. Guirao A, et al. "Optical aberrations of the human cornea as a function of age." *Journal Optical Society of American Academy* 17 (2000): 1697-1702.
56. He JC, et al. "Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye." *Journal Optical Society of American Academy* 20.7 (2003): 1155-1163.
57. Barbero S, et al. "Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro." *Journal Optical Society of American Academy* 20.10 (2003): 1841-1851.
58. Holladay JT., et al. "A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes." *Journal of Refractive Surgery* 18.6 (2002): 683-691.
59. Gundersen GK. "Comparison of visual outcomes after implantation of diffractive trifocal toric intraocular lens and a diffractive apodized bifocal toric intraocular lens." *Clinical Ophthalmology* 10 (2016): 455.
60. Glasser A, et al. "Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia." *Vision Research* 39.11 (1999): 1991-2015.
61. Glasser A, et al. "Accommodative changes in lens diameter in rhesus monkeys." *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 47.1 (2006): 278-286.
62. Bolz M, et al. "Linear relationship of refractive and biometric lenticular changes during accommodation in emmetropic and myopic eyes." *British Journal of Ophthalmology* 91.3 (2007): 360-365.

63. Alió JL, et al. "Postoperative bilateral reading performance with 4 intraocular lens models: six-month results." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 37.5 (2011): 842-852.
64. Mansfield JS, et al. "A new reading-acuity chart for normal and low vision." *Ophthalmic and Visual Optics/Noninvasive Assessment of the Visual System Technical Digest* 3 (1993): 232-235.
65. Radner W, et al. "The validity and reliability of short German sentences for measuring reading speed." *Graefe's Archive For Clinical and Experimental Ophthalmology* 240.6 (2002): 461-467.
66. Dexl AK, et al. "Device for improving quantification of reading acuity and reading speed." *Journal of Refractive Surgery* 26.9 (2010): 682-688.
67. İdil ŞA, et al. "Development and validation of the Turkish version of the MNREAD visual acuity charts." *Turkish Journal of Medical Sciences* 41.4 (2011): 565-570.
68. Kamış Ü, et al. "Kontrast duyarlılık ve renk görme." *Türk Oftalmoloji Gazetesi* (2001): 725-737.
69. Green, DG. "The contrast sensitivity of the colour mechanisms of the human eye." *The Journal of Physiology* 196.2 (1968): 415-429.
70. Lennie P. "11 Roles of M and P Pathways." *Contrast Sensitivity* 1 (1993): 201.
71. Eğrilmez S. "Kontrast duyarlık." *Optik Refraksiyon Rehabilitasyon Temel Bilgiler* (2010): 193-203.
72. Dick HB, et al. "Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation." *Ophthalmology* 106.10 (1999): 1878-1886.
73. Häring G, et al. "Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses: results of a multicenter questionnaire." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 27.2 (2001): 245-249.

74. Cillino S, et al. "One-year outcomes with new-generation multifocal intraocular lenses." *Ophthalmology* 115.9 (2008): 1508-1516.
75. Kershner R. "Neuroadaptation and premium IOLs: What does the brain think." *Ophthalmology Management* 15.12 (2011): 51-54.
76. Philips P. "New Lens, Same Brain: The importance of Neuroadaptation" *Clinical Toxicology* (2007)
77. Soytürk M, et al. "Görme keskinliği ve ölçümü." *Optik Refraksiyon Rehabilitasyon Temel Bilgiler* (2010): 177-192.
78. Holladay, JT. "Proper method for calculating average visual acuity." *Journal of Refractive Surgery* 13.4 (1997): 388-391.
79. Acriva Reviol Tri-ED IOL Product Brochure: VSY Biotechnology; Available from: http://www.vsybiotechnology.com/media/2016/08/Reviol_Tri-ED.pdf?v=0.0.1. Cited 25 Aug 2016.
80. İdil ŞA, et al. "MNREAD okuma kartlarının Türkçe versiyonunun geliştirilmesi ve validasyonu." *Türk Oftalmoloji Gazetesi* (2009): 84-90.
81. Schmitz S, et al. "Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation." *British Journal of Ophthalmology* 84.10 (2000): 1109-1112.
82. Torun Acar B, et al. "Clinical outcomes of a new diffractive trifocal intraocular lens with Enhanced Depth of Focus (EDOF)." *BMC Ophthalmology* 16, 208 (2016)
83. Tan J, et al. "Clinical outcomes after femtosecond laser assisted cataract surgery with implantation of the tecnis symfony intraocular lens." *International Eye Science* 19.2 (2019): 188-193.
84. Carballo-Alvarez J, et al. "Visual outcomes after bilateral trifocal diffractive intraocular lens implantation." *BMC Ophthalmology* 15.1 (2015): 26.
85. Altemir-Gomez I, et al. "Comparison of visual and optical quality of monofocal versus multifocal intraocular lenses." *European Journal of Ophthalmology* (2019)

86. Marmor MF, et al. "Effect of visual blur on contrast sensitivity: clinical implications." *Ophthalmology* 95.1 (1988): 139-143.
87. Mesci C. et al. "Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long-term results." *Clinical & Experimental Ophthalmology* 38.8 (2010): 768-777.
88. Montés-Micó R, et al. "Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 29.4 (2003): 703-711.
89. Law EM, et al. "Clinical outcomes with a new trifocal intraocular lens." *European Journal of Ophthalmology* 24.4 (2014): 501-508.
90. de Vries NE, et al. "Long-term follow-up of a multifocal apodized diffractive intraocular lens after cataract surgery." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 34.9 (2008): 1476-1482.
91. Alfonso JF, et al. "Intermediate visual function with different multifocal intraocular lens models." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 36.5 (2010): 733-739.
92. Wang M, et al. "Visual and optical performances of multifocal intraocular lenses with three different near additions: 6-month follow-up." *The Open Ophthalmology Journal* 9 (2015): 1.
93. Woodward MA, et al. "Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35.6 (2009): 992-997.
94. Santhiago MR, et al. "Comparison of reading performance after bilateral implantation of multifocal intraocular lenses with+ 3.00 or+ 4.00 diopter addition." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 36.11 (2010): 1874-1879.
95. Cillino G. et al. "Working-age cataract patients: visual results, reading performance, and quality of life with three diffractive multifocal intraocular lenses." *Ophthalmology* 121.1 (2014): 34-44.

96. Bautista CP, et al. "Evolution of visual performance in 70 eyes implanted with the Tecnis® ZMB00 multifocal intraocular lens." *Clinical Ophthalmology* 6 (2012): 403.
97. Cochener, Béatrice, and Concerto Study Group. "Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 42.9 (2016): 1268-1275.
98. Aslan BS et al. "Katarakt Cerrahisinde Multifokal Göziçi Lensleri ve Nöroadaptasyon." *Glokom-Katarakt/Journal of Glaucoma-Cataract* 3.1 (2008).
99. Kaymak H, et al. "Intraindividual comparison of the effect of training on visual performance with ReSTOR and Tecnis diffractive multifocal IOLs." *Journal of Refractive Surgery* 24.3 (2008): 287-293.