



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
GÖZ HASTALIKLARI  
ANABİLİM DALI**

**GLOKOM ERKEN TANISINDA DİNAMİK KONTUR TONOMETRENİN YERİ**

**Dr. Aydın ATASOY**

**UZMANLIK TEZİ**

**BURSA – 2007**



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
GÖZ HASTALIKLARI  
ANABİLİM DALI**

**GLOKOM ERKEN TANISINDA DİNAMİK KONTUR TONOMETRENİN YERİ**

**Dr. Aydın ATASOY**

**UZMANLIK TEZİ**

**BURSA – 2007**

# GLOKOM ERKEN TANISINDA DİNAMİK KONTUR TONOMETRENİN YERİ

Dr. Aydın Atasoy

## ÖZET

**Amaç:** Dinamik kontur tonometre (DKT) ile yapılan göz içi basıncı (GİB) ölçümlerini, Goldmann aplanasyon tonometresi (GAT) ölçümleri ile karşılaştırmak; merkezi kornea kalınlığı (MKK), kornea eğriliği (KE), ön kamara derinliği (ÖKD) ve yaşın GİB ölçümlerine etkisini araştırmak. DKT nin glokom tanısındaki yerini ve klinik pratiğini değerlendirmek.

**Gereç ve Yöntem:** Kasım 2005 ile Temmuz 2007 tarihleri arasında 70 sağlıklı olgunun (32E, 38K, yaş ortalaması  $52\pm 7$  yıl) 140 gözü glokom riski açısından çalışma kapsamına alındı. Hiçbir hastada, GİB ölçümlerini etkileyebilecek korneal patoloji, glokom tanısı, diyabet ve hipertansiyon gibi sistemik hastalık yoktu. Tüm gözlere Pentacam'la MKK, KE, ÖKD ölçümünü takiben sırasıyla GAT ve DKT ile GİB ölçümü yapıldı. MKK, KE, ÖKD ve yaşın GİB ölçümlerine etkisi araştırıldı. GAT ve DKT ölçümleri arasındaki uyumluluk Blandt-Altman yöntemiyle, GİB ölçümleri ve oküler nabız amplitüdü (ONA) ile diğer değişkenler arasındaki ilişkiler lineer regresyon analizleriyle değerlendirildi.

**Bulgular:** Heriki cihazla ölçülen GİB değerleri arasında güçlü ilişki saptandı ( $r=0.572$ ,  $P<0.001$ ). DKT ölçümleri, GAT ölçümlerinden ortalama  $0.46\pm 2.55$  mmHg daha yüksek saptandı, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ( $p=0.139$ ). Bland-Altman grafisinde iki yöntem arasında makul uyumluluk saptandı (%95 uyumluluk sınırları;  $-5.46$  ile  $+4,54$  mmHg). GAT ölçümleri MKK'dan anlamlı derecede etkilenirken ( $p< 0,001$ ), DKT ölçümleri etkilenmedi ( $p=0.860$ ). GAT'ın aksine, DKT ölçümleri yaş ( $p=0.005$ ) ve KE ( $p=0.016$ ) ile anlamlı ilişki gösterdi. Gerek GAT, gerekse DKT ölçümleri ÖKD ile anlamlı bir ilişki göstermedi. GİB ortalamasındaki artış ile ONA'da anlamlı artış gözlemlendi ( $p<0.001$ ).

**Sonuç:** DKT'nin farklı kornea kalınlıklarına sahip gözlerde GİB ölçümünde, glokomun erken tanısı ve takibinde GAT'a göre daha güvenilir ve faydalı olabileceği düşünülmüştür.

**Anahtar kelimeler:** göz içi basıncı, Goldman aplanasyon tonometresi, Pascal dinamik kontur tonometre, merkezi kornea kalınlığı, kornea eğriliği.

# THE ROLE OF DYNAMIC CONTOUR TONOMETER IN EARLY DIAGNOSIS OF GLAUCOMA

Dr. Aydın Atasoy

## SUMMARY

**Purpose:** To compare the intraocular pressure (IOP) measurements taken with dynamic contour tonometer (DCT) and the Goldmann aplanation tonometer (GAT) and to evaluate the effect of central corneal thickness (CCT), corneal curvature (CC), anterior chamber depth (ACD) and age on IOP measurements. To evaluate the role of the DCT in diagnosis of glaucoma and clinical practice.

**Materials and Methods:** 140 eyes of 70 healthy patients (32 males, 38 females, mean  $52\pm 7$  year) who were examined between November 2005 and July 2007 were included in this study with respect to glaucoma risk. None of patients had corneal pathology, glaucoma diagnosis, and systemic disease including diabetes mellitus and hypertension. All eyes underwent CCT, CC, ACD measurement with Pentacam device, and IOP measurement with GAT and Pascal DCT in random order. The effects of CCT, CC, ACD and age on IOP readings were analysed. The agreement between GAT and DCT readings was assessed using the Bland-Altman method. The effect of ocular variables on IOP measurements and ocular pulse amplitude (OPA) was assessed by linear regression analyses.

**Results:** IOP measured by the two instruments correlated significantly ( $r=0.572$ ,  $P<0.001$ ). Mean DCT values were about  $0.46\pm 2.55$  mmHg higher than GAT readings, but the difference was not significant ( $p=0.139$ ).

Bland-Altman scatterplot showed reasonable inter-method agreement between DCT and GAT measurements (%95 limits of agreement  $-5.46$  to  $+4.54$  mmHg). GAT measurements were significantly influenced by CCT ( $p< 0,001$ ) whereas DCT measurements were not ( $p=0.860$ ). Unlike GAT, DCT was affected by age and CC. Neither GAT nor DCT showed a significant correlation with ACD. With higher mean IOP values OPA tended to be larger ( $p<0.001$ ).

**Conclusion:** DCT seems to be more reliable method for IOP measurement in patients with different CCT, and more suitable and useful in early detection and follow-up of glaucoma than GAT.

**Key Words:** intraocular pressure, Goldmann applanation tonometry, Pascal dynamic contour tonometry, central corneal thickness, corneal curvature.

## GİRİŞ

Göz içi basıncı (GİB), glokom oluşumunda en önemli risk faktörü olduğu için (1-5), bunun sağlıklı ve güvenilir ölçümü önemlidir ve bu amaçla birçok tonometre geliştirilmiştir (2,3). GİB ayrıca glokomun tanısı, takibi ve tedaviye yanıtı izlemede de önemlidir.

Bunlar arasında Goldmann'ın aplanasyon tonometresi (GAT), 1954'den beri GİB ölçümünde güvenli bir yöntem olmuş ve altın standart olarak değerlendirilmiştir (1,2,6-8). Buna karşın, ölçümlerin temas ettiği kornea parametrelerinden ve özellikle merkezi kornea kalınlığından (MKK) etkilenmesi nedeniyle (2,9,10) bazı formül, aygıt ve tablolarla düzeltilmesi gereği ortaya çıkmıştır (11,12).

Yapısal olarak normal, kalın yada ince veya refraktif cerrahi geçirmiş kornealarda, GİB ölçümünde kornea özelliklerinden asgari düzeyde etkilenen alternatif tonometre geliştirilmesi konusunda artan bir ilgi mevcuttur.

Bu nedenlere bağlı olarak, kornea dış yüzey eğriliği ile çakışan algılayıcı uç yüzeyi (contour matching) sayesinde korneada deformasyon yapmadan ölçüm yapabilen (13), Pascal dinamik kontur tonometre (DKT), korneal faktörlerden etkilenmeden GİB ölçümü yapmak üzere tasarlanmış yeni, dijital, 3. nesil bir tonometredir.

Bu çalışmanın amacı, bu iki ölçüm yöntemi arasındaki ilişkiyi (uyumluluğu) ve MKK, kornea eğriliği (KE), ön kamara derinliği (ÖKD) gibi korneal özelliklerin ve hasta yaşının GİB ölçüm sonuçları üzerine olan etkisini araştırmak ve ayrıca MKK'na göre düzeltilmiş GAT (dGAT) ile DKT ölçüm değerlerini karşılaştırarak DKT'nin glokom tanısındaki yerini ve klinik pratiğini değerlendirmektir.

## Genel Bilgiler

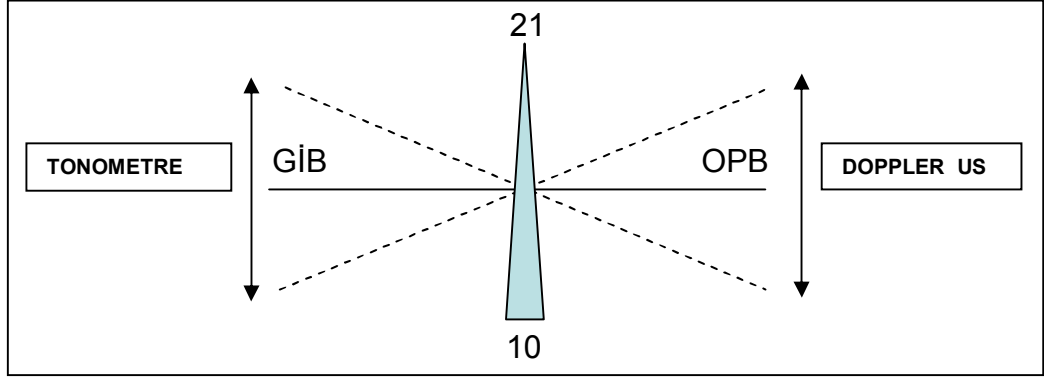
Glokom: dengelenebilen GİB'in yüksek veya normal sınırlarda seyri ile birlikte, görme hücrelerinde ve sinir liflerinde harabiyete bağlı görme alanı değişiklikleri, optik diskte kendine özgün çukurlaşmayla seyreden, tedavi edilmezse körlükle sonuçlanan kronik iskemik optik nöropatili bir grup hastalıktır. Kısaca; glokom ilerleyici iskemik optik nöropatidir (1).

İçi sıvı dolu diğer vücut organlarında olduğu gibi, gözün de şeklini koruması ve fizyolojik özelliklerini devam ettirebilmesi için korneoskleral kılıfa basınç uygulaması normaldir. Bu basınç gözün gerginliğini, kornea, lens, vitreus gibi damarsız dokular için gerekli olan madde alış verişini sağlar Hoşgörülü GİB altında göz dokularının beslenebilmesi için kalp tarafından pompalanan kan basıncı (AKB), göze gereken oksijen gibi besleyici maddeleri taşıması için yeterli bir basınç (pulsatil okuler kan akımı=POKA) altında giren maddeleri süzmesi (okuler perfüzyon basıncı=OPB) ve oluşan göz sıvısının, damarsız dokuları beslemesi ve artıkları taşıyarak atması gerekir. Bu bağlamda OPB, AKB ile GİB arasında aşağıdaki ilişki vardır:

$$\text{OPB} = \text{AKB} - \text{GİB}$$

Bu işlemin doğal şartlarda yapılabilmesi için göz tansiyonu da denilen GİB'in 10 - 21 mmHg arasında olması ve böylece giren ve süzülen kanın da dengelenmesi gerekir (2). GİB 10 mmHg nin altına düştüğünde (hipotoni) hücreler beslenemez, göz küresi ufalır ve erir (fitizis bulbi). Buna karşın, göziçi basıncının üst sınırı tartışmalıdır. Bir kişideki 23 mmHg lik GİB sorun yaratmazken, başka bir kişide 18 mmHg lik GİB in sorun yaratması, kan basıncı ve diğer fizyolojik olaylarda olduğu gibi GİB inde kişiye özgün alt ve üst sınırları olmasındandır. Bu bağlamda hoşgörü sınırlarını aşan GİB ve OPB değerleri okuler dolaşım denge terazisini (Şekil 1) etkileyerek, ortaya çıkan iskemi sonucu glokom gelişmesine neden olur (2).





**Şekil 1.** Oküler dolaşım denge terazisi. GİB: göz içi basıncı, OPB: oküler perfüzyon basıncı, US: ultrasonografi.

Bu basınç dengesi terazisinin her bir kefesinde yer alan GİB ve oküler kan akımı ve OPB birbirini karşılıklı dengeleyerek gözün beslenmesi ve işlevlerini yapmasını sağlar (1,2,4). Flammer (14), "aközün göz tarafından aktif olarak üretilirken gözü terk etmesi için belli bir dirence karşı gelmesi gerektiğini söylemekte ve bunun GİB'in kaynağı olduğunu vurgulamaktadır. Göz küresi herhangi bir yönde çok az miktarda genişleyebildiği için GİB üretim ve dışa akım arasındaki farktan oluşur. Azalmış üretim ve/veya dışa akımın kolaylaşması GİB'inde düşmeye neden olduğunu ve ve siliyer cisim daha çok aköz üretirse ve/veya dışa akıma direnç artarsa GİB yükselmektedir (14). Bunların hoşgörüsüz düzeyde olması genelde klinik tablosu aynı olan, değişik etkenler temelinde gelişen, sonucu birbirine benzer 60 kadar değişik hasta gurubunu yani glokomu ortaya çıkarır.

Temelde yatan sonuç faktör ise akut veya kronik şekilde gelişen iskemidir (1,2). Dolayısıyla bu bağlamda optik sinir başı dolaşım dengesizliğinde rol oynayan bu iki faktörü değerlendirmemiz gerekir.

### **Oküler Kan Akımı ve Perfüzyon Basıncı**

Yüz yılı aşkındır optik sinir aksonlarının kaybına neden olan iskeminin değerlendirilmesi için birçok yöntem kullanılmıştır. Özellikle normal göziçi basıncına sahip kişilerde % 30' a varan düşük tansiyonlu glokom görülmesi, bu yöndeki çalışmaları hızlandırmıştır (1). Optik sinir beslenmesinin %80'i

arka kısa siliyer arter aracılığıyla koroid arterlerinden ve yüzeysel retinal kısmı (% 2-5)'i santral retinal arter ile olmaktadır (2,15). İnsan gözünde GİB yükseldikçe arka kısa siliyer arterdeki dolaşım buna bağlı olarak değişir. 1995'de Kiel'in (16) yapmış olduğu deneysel çalışmalar, GİB yükseldikçe özellikle uveadaki kan akımının azaldığını göstermiştir. Gözün kanlanması ve perfüzyonu temel olarak koroidden kaynaklandığı için retina damarlarında otoregülasyonun (OR) zayıflaması gözün oküler perfüzyon basıncına bağımlılığını artırır. Gözün kan akışı kalp çevrimine bağlı olarak değişkenlik gösterir ve kan hacmi sistolde doruğa çıkar (17). Dolayısıyla optik diske gelen kan akımı optik disk kapillerlerindeki kan basıncı değeri, GİB, optik disk kan damarlarındaki direnç ve optik disk OR'u ile ilgilidir. OR Dokunun o andaki ihtiyacını karşılayabilecek perfüzyonu kendi kendine ayarlayabilmesi ve bunu GİB ve perfüzyon basıncından bağımsız yapabilmesidir. OR iyi işlediğinde; GİB'ı veya arteriyel kan basıncı (AKB) belli bir aralık içinde dalgalandıkça, retinal ve optik disk perfüzyonunda değişiklik olmaz (1,18).

OR bozukluğunda perfüzyon basıncı, GİB'ı ve AKB'na bağlı olarak değişir. Biri arttığında diğerinin azalması gibi bir denge terazisi vardır bu ise dolayısıyla üveadaki kan akımı azalır (16). Bu dengenin tek yönlü bozulması iskemiye yol açarak, retinal ganglion hücrelerinin apoptozisine (19), optik disk atrofi sonucunda glokoma özgün klinik bulgular ortaya çıkaracaktır. Açık açılı glokomlarda birbirini izleyen veya sonucu olan; GİB düşükse düşük tansiyonlu glokom, normalse normal tansiyonlu glokom (başlangıç glokom), yüksekse yüksek tansiyonlu glokom (yerleşik glokom) gelişir. Oküler kan akımı da bu bağlamda yetersizleşir. Dolayısıyla, bu bağlamda oküler kan akımının değerlendirilmesi gerekir (20-22). Bugün için aşağıdaki yöntemler uygulanmaya gelmiştir:

1. Pulsatil oküler kan akımını (POKA) değerlendiren yöntemler: Pulsatil oküler kan akımı 650-750 mikrolitre/dk olup %2-5'i retinal ve %85'i koroidal kökenlidir (21). Bu amaçla aşağıdaki yöntemler kullanılmıştır;

- Reooftalmografi
- Pnömotometre
- Oküler kan akım analizörü (Paradigm)

- Dinamik kontur tonometre (Pascal, dolaylı)
- 2. Retrobulber kan akımını ölçen renkli doppler ultrason.
- 3. Yüzeysel kan akımını ölçen tarayıcı lazer doppler flowmetre/HRF
- 4. Subjektif değerlendirme yöntemlerinden FFA ve ICG gibi teknikler kullanılmıştır.

## Göz İçi Basıncının Ölçümü

Tonometri: (tonos: basınç/ metrein: ölçmek) GİB ölçülmesi işlemlerine denir. Bu işlemde kullanılan aletlere tonometre denir, Tablo 1'de sınıflaması görülmektedir.

**Tablo 1.** GİB ölçüm yöntemleri (\*):

<b>I. Girişimsel (invaziv) yöntemler: iğne yada kanülle GİB'in doğrudan ölçülmesidir.</b>	
<b>II. Girişimsel olmayan (noninvaziv) yöntemler:</b>	
<b>A. Parmak ile ölçme</b>	
<b>B Aletle yapılan tonometri (2):</b>	
<b>1. Korneadan</b>	
<b>1.1 Korneaya temas edenler (kontakt tonometri)</b>	
1. Korneayı Çökerten ( İndentasyon ) tonometresi:	}
- Schiötz (1905), - Comberg	
2. Kornayı düzleştiren ( Aplanasyon ) tonometreleri:	}
- Maklakoff (1885)	
- Goldmann Aplanasyon Tonometresi (GAT, 1954) - Perkins , MacKay-Marg, Draeger , Tonopen	
3. Tepkili (Rebound) tonometre	}
<b>1.2 Korneaya temas etmeyenler (nonkontakt, havalı) tonometreler</b>	
1. Sabit cihazlar (Topcon T20, CT60, CT80, Nidek, Canon)	}
2. Taşınabilir cihaz (Pulsair)	
3. Oküler Respons (yanıt) Analizörü (ORA)	
<b>1.3. GİB'i ve ONA'yı ölçen 3. kuşak dijital tonometreler</b>	}
1. Dinamik Kontur (korneaya uyumlu) Tonometre (Pascal DKT)	
2. Pulsatil Oküler Kan Akım Analizörü (Paradigm, havalı t.) 3. Kontakt Lens Tonometre (SmartLens)	
<b>2. Kapak üstünden ölçüm yapan tonometreler:</b>	
1. Ahmed tonometresi (dijital)	
2. Diaton (dijital)	

(\* ) Özçetin H (2) 'den değiştirilerek güncelleştirilmiştir.  
GİB = Göz İçi Basıncı; ONA = Oküler Nabız Amplitüdü.

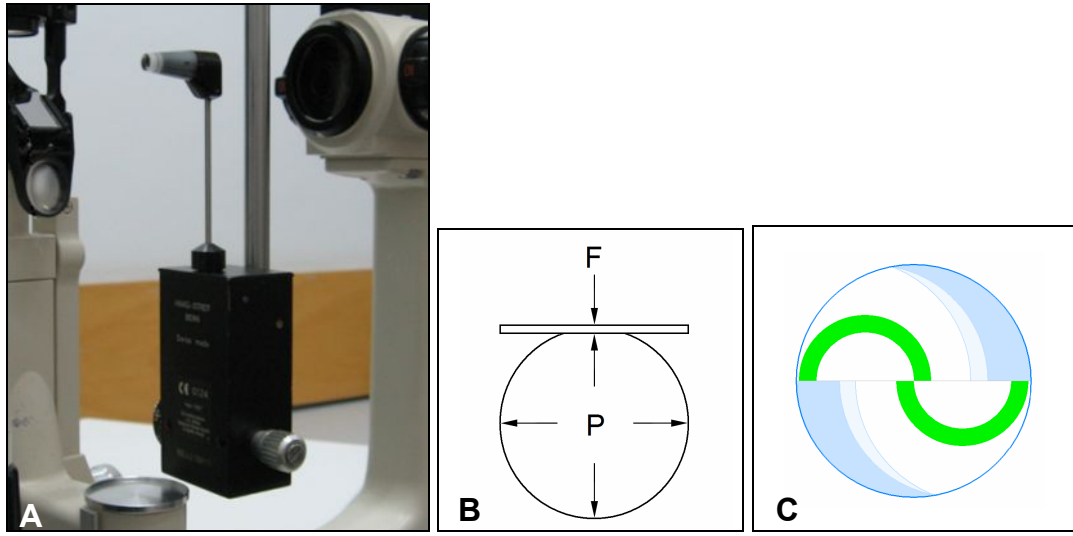
GİB ölçümü için ön kamara kanülasyonu sıklıkla laboratuvarlarda yada bazen cerrahi esnasında kullanılmaktadır. Bu yaklaşım, glokomda rutin klinik kullanım açısından zorluklar ve tehlikeler içermektedir. Bu nedenle genellikle indirekt ölçüm yöntemleri yani tonometri kullanılmaktadır. İlk tonometrenin bulunduğu 1885 dan beri birçok tonometre geliştirilmişse de, GİB ölçümünde klinik pratiğinde kullanılabilirliğini devam ettiren ve altın standart olarak kabul edilen GAT ve 2004 yılında geliştirilen Pascal'ın basınç prensiblerine dayanan 3. nesil tonometrelerden olan DKT, çalışma konumuz olduğu için genel bilgileri burada ayrıntılı olarak konu edilecektir.

### **Goldmann Aplanasyon Tonometresi (GAT):**

GAT birim alana uygulanan gücü ölçmektedir. İlk kez 1954 yılında Goldmann tarafından uygulamaya konulmuştur (23) (Şekil 2A). İmbert-Fick yasasına göre çalışmaktadır; duvarı ince bir zardan oluşan kürenin basıncının, kürenin bir bölümünü düzleştirmek için gereken gücün düzleştirilen alana olan oranına eşit olduğunu söylemektedir ( $P=F/A$ ) (24,25) (Şekil 2B). Ayrıca Fick kanunu, teorik olarak sadece mükemmel, sonsuz derece ince, kuru ve esnek kürelerde geçerlidir. Göz küresi, kuru ince yada mükemmel yuvarlaklıkta değildir, burada ölçümü etkileyen pek çok değişken söz konusudur. Korneal astigmatizma, değişken skleral ve korneal sertlik gözyaşı kapiller çekimi vs gibi değişkenlere yönelik ayarlamalar yapmak gerekir.

Biomikroskop ile kullanılan cihazın ucundaki iki prizma yapısı ile korneada 3.06 mm çaplı dairesel alan düzleştirilmektedir. Çift prizma yapısı her defasında aynı miktarda bölgenin düzleştirilmesini sağlar. Düzleştirme için gereken güç GİB'e bağlı olduğu için bu alet basıncın taksimatlı bir daireden okunmasını sağlayacak şekilde kalibre edilmiştir. 3.06 mm çaplı alanın ( $7.35 \text{ mm}^2$ ) seçilmesinin nedeni, bu durumda mmHg olarak GİB ile gram olarak uygulanan güç arasında 10:1 oranı olmasıdır, ayrıca bu alan bükülme gücü ile kapiller çekme gücünün birbirini dengelediği aralıkta bulunmaktadır (23,26). Başka bir ifade ile aplanasyon gram gücünü basınç

civa milimetresine dönüşümünün on katı şeklinde ya da aplanasyon gram gücünün kPa'ya dönüşmüş halini 0.133 ile çaparak doğrudan dönüşümünü sağlar. Bu şekilde GİB 16 mmHg olduğunda bu dairesel alanı düzleştirmek için 1.6 gr'lık güce gerek vardır. Bu kadar küçük bir alanın düzleştirilmesi gözden az miktarda sıvının yer değiştirmesine neden olmaktadır, bu yüzden GAT skleral rijiditeden etkilenmez. Goldmann aplanasyon tonometresinde 0.05 µl hümr aközün yer değitirmesine neden olmakta ve GİB %3 artmaktadır (27,28), bu ise göz ardı edilebilecek kadar azdır.



**Şekil 2:** A. Goldman aplanasyon tonometresi biyomikroskoba monte. B. İmber Fick yasası ( $P=F/A$ ), P : kürenin içindeki basınç, F: kürenün yüzeyinde belli bir alanı düzleştirmek için gerekli kuvvet, A : Düzleştirilen alan. C. GAT ile doğru ölçüm sırasında flöresein halkaların konumu.

GAT ile doğru GİB ölçümü için elde edilen yarım halkaların üst ve alt yarıda eşit büyüklükte ve kalınlıkta olması, yarım halkaların iç kenarları birbiri ile temas edecek şekilde ayarlanması gerekir (Şekil 2C).

GAT'ın üstünlükleri: Sklera sertliğinin ölçülen değer üstünde etkisi yoktur. Aplanasyon tonometresi skleral rijiditenin etkisini önemli ölçüde ortadan kaldırmaktadır (29). Uygulama kolaylığı ve güvenilirlik yönünden geçen 4-5 on yılda en geçerli tonometri yöntemi olmuştur.

GAT, GİB'in indirekt tespitinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte korneayı düzleştirme prensibine göre çalıştığı için ölçümlerin doğruluğu, başta MKK olmak üzere kornea eğriliği, sertliği, ve astigmatizma gibi birçok faktöre bağlıdır (9).

### **Goldmann Aplanasyon Tonometresi Ölçümlerini Etkileyen Faktörler:**

Aygıtla ilgili: - Düzgün olmayan kalibrasyon.

Uygulama ile ilgili: - Flöreseinin gereğinden fazla veya az olması

- Aşırı temas süresi ve tekrarlayan ölçümler

- Ölçüm sırasında göz küresine bası uygulanması

Temas ettiği kornea ile ilgili:

- Merkezi Kornea Kalınlığı (MKK)

- Ödem veya distorsiyon gibi kornea patolojileri

- Yüksek Astigmatizma ( >3-4 D )

- Kornea eğriliği

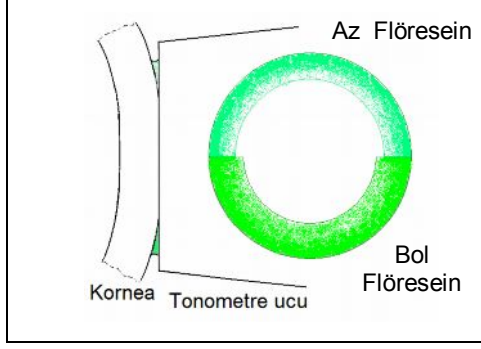
- Refraktif cerrahi sonrası topografisi değişmiş ve genellikle

incelmiş kornea.

Bu hata kaynakları kısaca irdelenecektir.

**a)** Düzgün olmayam kalibrasyon hatalı ölçümlere neden olabilir. Düzenli aralıklarla kalibrasyon yapılması önemlidir. Biyomikroskoba monte tonometrelerde, ölçüm hatalarıyla tonometrenin yaşı arasında güçlü bağlantı bulunmuştur. Aynı şekilde hata miktarı ile son kalibrasyon tarihi arasında belirgin ilişki görülmüştür (30).

**b)** Flöreseinin uygun ayarlanmaması hatalı ölçümlere neden olmaktadır. Ölçüm sırasında fazla flöreseinin uygulanması yanlış yüksek GİB ölçümü ile sonuçlanabilir, çok az flöreseinin uygulanması ise yanlış düşük GİB ortaya çıkarabilir (26,31) (Şekil 3). Hiç flöreseinin kullanılmaması ise GİB'nin belirgin bir şekilde hatalı düşük ölçülmesine neden olmaktadır (32). İdeal flöreseinin konsantrasyonu %0.125 ile %0.25 aralığında olmalıdır, ve önceden anestetikle karıştırılması uygundur (31,33).



**Şekil 3:** Ölçüm sırasında kullanılan flöresein miktarının yarım halkaların şekil ve kalınlıklarına etkisi.

c) Diğer bir hata sebebi, tonometre ve kornea arası temasın uzun sürmesidir. Bu yanlış düşük GİB ölçümüne sebep olur ve hafif bir temasla önlenbilir (34).

d) Ölçüm sırasında göz küresine bası uygulanması yüksek GİB ölçümüne neden olur.

e) MKK; GAT ölçümlerine en etkili faktörlerden biridir (10,35,36). Yapılan çalışmalarda GAT'ın GİB'i kalın kornealarda, olduğundan daha yüksek, ince kornealarda ise daha düşük ölçtüğü gösterilmiştir (37,38). Bu durum özellikle ince kornealarda glokomun yetersiz tedavisine yol açabilir.

Zamanla kornea kalınlığının GAT ölçümlerini etkilediği başka çalışmalarla da desteklenmiştir (39-41). Özellikle lazer in situ keratomilözis (LASİK) sonrası bu etki daha da arttığı görülmüştür (42-44). Oküler hipertansif bireylerin normotansif bireylere göre daha kalın korneaya sahip olduğu bulunmuştur, bu da GİB'nin hatalı yüksek ölçüldüğünü göstermektedir (10,45,46).

Değişik çalışmalarda MKK'nın 427 ile 670  $\mu\text{m}$  arasında olduğu bildirilmiştir (46,47-49). Aplanasyon tonometresi ile manometrik ölçümlerin eşzamanlı yapıldığı çalışmalarda aplanasyonla alınan ölçümlerin çoğunlukla gerçek GİB'den farklı olduğu (37,38,50) ve MKK 520  $\mu\text{m}$  olduğunda aplanasyon tonometresi en doğru ölçümler verirken, daha kalın kornealarda yüksek ve daha ince kornealarda da düşük ölçümler verdiği görülmüştür (37,38). MKK ile GİB arasındaki bu ilişki oküler hipertansiyonun tanısında önemlidir. Sonuç olarak GAT ile daha doğru GİB sonucu elde etmek için korneal pakimetri önerilmektedir (9,45). Ölçülen değeri merkezi kornea

kalınlığına göre düzeltip "gerçek" GİB'i bulmak amacıyla değişik düzeltme formülleri öne sürülmüş (37,38,51), bazı bilgisayarlı aygıtlar (Iopach v.s) kullanılarak soruna yanıt aranmıştır (2). Ancak bu konu hala tartışmalıdır.

**f)** Yaygın ödem veya distorsiyon gibi kornea patolojileri yanlış değerler alınmasına yol açacaktır. Genel olarak ödem nedeniyle kalınlaşmış kornealar hatalı düşük ölçümler verirken, fibrotik (skar) nedenlerle kalınlaşan kornealar hatalı yüksek ölçümler vermektedir (37). Yapılan in-vivo çalışmada, korneal stromal ve epitelial ödemi olan maymun gözlerinde Goldman ve Perkins tonometresinin, kanülasyona göre yaklaşık 10 mmHg kadar daha düşük ölçtüğü, ayrıca flöresein halkaların düzgün olmadığı görülmüştür (52). İnsan kadavra gözlerinde, kornea stromasının değişik hidrasyon durumlarının aplansiyon tonometresi ölçümlerinde önemli rol oynayabileceği bildirilmiştir (41).

**g)** Astigmatizma; 3-4 Diyoptriden fazla astigmatizmada GİB değerleri 4D başına yaklaşık olarak 1mmHg (0.13kPa) farklı ölçülür (53). Holladay ve ark.'na (54) göre 3 D'den fazla, kurala uygun astigmatizmada her 4D için GİB 1mmHg düşük ölçülürken kurala aykırı astigmatizmada aynı miktarda fazla ölçülmektedir. Bu hatayı gidermek için Schmidt (55), yarım halkaları daha dik ve daha düz meridyenlere ayarlayarak farklı iki ölçüm yapıp ortalamasının alınması önermiş, bu sonucun gerçek GİB değerine daha yakın olduğunu belirtmiştir. Goldmann ve Schmidt'e (26) göre  $\geq 3$  D astigmatizması olan kişilerde tonometre ucu  $40^{\circ}23'$  ile  $49^{\circ}37'$  arasındaki bir açıya (genellikle  $43^{\circ}$ ) ayarlanmalıdır, bu açı tip tutucusunda kırmızı çizgi ile işaretlenmiştir (26,55). Kesin açı astigmatizmanın yönü ve büyüklüğüne bağlıdır.

**h)** Kornea Eğriliği; teorik olarak kornea dikleştikçe belli bir alanı düzleştirmek için düz bir korneaya göre daha fazla kuvvet uygulamaya gerek duyulacağı ve GİB'nin yüksek ölçülebileceği düşünülmektedir. Tomlinson ve ark. (56), düşük tansiyonlu glokomu olan hatalarda açık açılı glokomlulara göre kornea eğriliğinin belirgin bir şekilde daha düz olduğunu ve düz korneaların düşük GİB ölçümüne neden olabileceğini belirtmişlerdir. Mark (53), ortalama GİB ile kornea eğriliği arasında pozitif korelasyon olduğunu ve KE'deki her bir diyoptrinin ölçülen GİB'daki 0.34 mmHg artışla ilişkili olduğunu



bildirmiştir. KE'nin GAT ölçümlerini etkilemediğini bildiren yayınlar da vardır (36,37), ancak bu konu hala tartışmalıdır.

ı) Refrakif cerrahi sonucu topografisi değişmiş ve genellikle incelmış korneası olan kişilerde GAT'nin güvenilirliği azalmıştır. GAT hatalı düşük ölçümler verebilmektedir (42-44,57).

### **Dinamik Kontur Tonometre (DKT):**

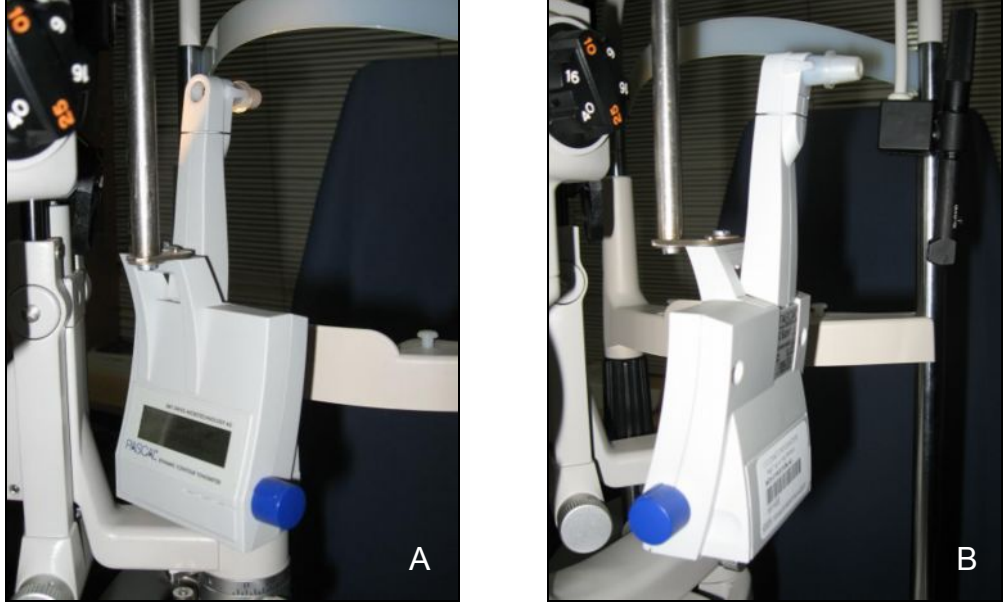
Yeni geliştirilen DKT (Pascal), üçüncü kuşak, dijital bir kontakt tonometredir. Biyomikroskoba monte edilen cihaz, korneaya birkaç saniye temas etmek suretiyle, GİB ve ONA'yı eş zamanlı ölçüp, sonucu sayısal olarak vermektedir (Şekil 4A,B). Kalp atımlarıyla değişen GİB'i direkt ve kesintisiz (dinamik) bir şekilde ölçmektedir.

### **Cihazın Yapısı ve Çalışması:**

Çukur konturlu uç yüzeyinin merkezine yerleştirilmiş sert ve sabit bir basınç algılayıcısı ile ölçüm yapar. Ölçücü ucun çapı 7 mm, yüzeyin eğrilik yarıçapı 10.5 mm, merkezdeki basınç algılayıcısının çapı ise 1.7 mm'dir (Şekil 5A). Çukur yüzeyin eğriliği kornea kontüründe asgari şekil değişikliği oluşturacak şekilde tasarlanmıştır, buna yüzey çakışması (contour matching) denir. Cihaz herhangi bir biyomikroskoba takılabilir. Ölçücü uç göze doğru 1g'lık sabit bir kuvvet uygulayan manivela kolu üzerine takılmıştır (13).

Ölçülen basınç cihazın hafızasında hesaplanır ve saklanır. Mikroişlemci sayesinde GİB ve kardiyak aktivitenin neden olduğu pulsatil dalgalanmalar (ONA) tespit edilir. DKT ile ölçülen GİB, ölçüm süresi boyunca (4-5 sn) olan ortalama diastolik GİB'dir. Yüzey kontürleri çakıştığında yada korneanın heriki yüzeyindeki basınçlar teorik olarak eşit olduğu durumda kornea dış yüzeyinden direkt ölçüm yapılır. İşlem sonunda diastolik GİB, ONA, ve ölçüm kalitesi ( $Q = 1-5$  şeklinde) sayısal olarak cihazın dijital (LCD) ekranından okunur. Ölçüm kalitesi;  $Q \leq 3$  olanlar kabul edilebilir ölçümlerdir. Ayrıca özel yazıcı sayesinde grafik şeklinde yazdırılabilir (Şekil 5B). Ölçücü ucun hastaya temas eden kısmı tek kullanımlık kılıf ile örtülüdür (Sensor

Cap). Cihazın ölçme hassasiyeti  $\pm 0.1$  mmHg'dır ve 200 mmHg'ya kadar ölçüm yapabilir (13). DKT pille çalışır ve her zaman ölçüme hazırdır.



**Şekil 4.** A ve B. Dinamik kontur tonometre değişik açılardan.



**Şekil 5.** A. DKT ölçücü ucu. B. DKT özel yazıcısı.

#### **Çalışma Prensipleri ve Teorik Basamaklar:**

Blaise Pascal'ın (XVII. yy) tanımladığı hidrostatik basınç kanununa göre; İnce, elastik bir zar içinde bulunan sıvı veya gazlara dışardan yüzeye

dik olarak belli bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvet zarın tüm iç yüzeyine eşit olarak dağılır. DKT'nin çalışma prensibi bu esasa dayanmaktadır (58).

Göz küresini tamamen saracak şekilde, kapalı bir sistem (hipotetik cihaz) düşünürsek, sistemde göz çevresindeki p basıncı göz içerisindeki basınca (P) eşittir (Şekil 6). GİB (=P) tarafından oluşturulan kuvvetler (F) kornea ve sklera yüzeyine dik ve eşit olarak dağılmaktadırlar. Bunlar çeperdeki dış kuvvetlerle dengelenmiştir. Eğer duvarın küçük bir kısmını basınç algılayıcısı ile değiştirirsek ölçülecek olan basınç gerçek GİB'e tekabül eder (58).

DKT'nin silindirik ölçücü ucunun çukur yüzeyi kornea kontürüne benzerdir ve korneaya temas ettiğinde apozisyonel kuvvet sayesinde d çapında bir temas alanı oluşur (Şekil 7). GİB (P) tarafından oluşturulan kuvvetler (F) kornea içerisinde tanjansiyel gerilimlere ( $\sigma$ ) neden olur. Ölçücü ucun korneaya dokunduğu d çapındaki temas alanı boyunca ( $A_c$ ), F kuvvetleri korneanın iki tarafına etki eder (dışardan tonometre ucu: F, içeriden GİB:  $F_p$ ) ve birbirlerini dengelerler (yok ederler). Bu nedenle temas alanı içinde tanjansiyel gerilim olmaz. Temas alanı  $A_c$  etrafındaki tanjansiyel kuvvetler konsantrik kuvvetler oluşmasına ve  $A_c$  boyunca korneal eğriliğin hafif düzleşmesine ve eğrilik yarıçapının ( $R_c$ ) normal duruma göre relatif olarak artmasına neden olur ( $R_c' = R_c + \Delta R$ ,  $R_c'$ : ölçüm esnasındaki kornea eğriliği = tonometre ucu eğriliği,  $\Delta R$ : eğrilik yarıçapındaki artış miktarı) (Şekil 7). Kornea eğriliği ile tonometre eğriliği eşitlenmiş olur, buna kontur çakışması, "Contour matching" denir. Bu şartlar altında korneanın iç ve dış yüzeyindeki basınçlar eşitlenmiş olur, algılayıcı uçla ölçülen basınç GİB'na denk gelir. Bu şekilde DKT ile GİB girişimsel olmadan ve direkt olarak ölçülmüş olur (13,58).



3. Kornea kalınlığı ve sertliği öyle olmalıdır ki kornea eğriliği değişebilmelidir. Deneysel çalışmalar MKK'nin 300 ile 700 µm arasında olması gerektiğini göstermiştir (13).

Ölçme işlemi: Cihaz tek bir düğme ile kontrol edilir ve hekimin tecrubesine bağlı olmakla birlikte kullanımı kolaydır. Ölçümler sırasında gözün hareketsiz durması ölçümün kalitesi ve güvenilirliği açısından çok önemlidir. Aynı şekilde gözyaşının normalden çok yada az olması ölçümleri olumsuz etkileyebilir. Ölçücü uç korneaya temas ettikten sonra, temas hiç kopmadan 4–5 saniye (5–7 kalp atım sayısı) bu konumda tutulur. Hasta kooperasyonunu arttırmak ve kaliteli ölçüm elde etmek amacıyla ölçüm sırasında cihaz sürekli ve dalgalı bir ses sinyali vermektedir. DKT, kornea yüzey şekli ile çakışan, sürekli ve sabit bir kuvvet uygulayan özel ucu sayesinde korneada önemli bir şekil değişikliği (deformasyon) yapmadan ölçüm yapabilmektedir (13). Bu nedenle korneal özelliklerden etkilenmeden yada asgari etkilenme ile ölçüm yapabildiği düşünülmektedir.

#### **DKT'de Hatalı Ölçümlere Neden Olabilecek Durumlar (13):**

- 1) Ölçücü ucun göze doğru merkezlenmemesi
- 2) Tipin tamamına yapışan ileri derecede yassı kornea
- 3) Kılıf (Sensor Cap) doğru bir şekilde takılmadıysa, arada hava kabarcıkları yada zarda kırışıklıkların olması
- 4) Fiziksel hasar görmüş ölçücü uç (tip).
- 5) Düşük ölçüm kalitesi ( $Q > 3$ ), düşük hasta kooperasyonu, çok kısa ölçüm süresi yada düşük ONA ( $< 1$  mmHg)'ya bağlı olabilir.
- 6) Aşırı yada yetersiz gözyaşı salgısı. Aşırı GY salgısı düşük değerler okunmasına, yetersiz salgı da yüksek değerler okunmasına neden olur, GY takviyesi gerekir.

#### **DKT'nin Üstünlükleri (13):**

- Enfeksiyon bulaşmasını önleyen tek kullanımlık uç kılıfları.
- Basıncın direkt olarak ölçümünü sağlar
- Kullanıcı ve okuma hatalarını engelleyen sayısal sonuç verir

- Kendi kendine kalibre olabilir (Atmosfer basıncına göre)
- Ölçüm için flöreseine ihtiyaç yoktur

Yapılan klinik çalışmalarda, DKT'nin GAT ile uyumlu ölçümler yapabildiği ve MKK'dan daha az etkilendiği bildirilmiştir (6-8,59-61), ancak değişik sonuçlar bildiren yayınlar vardır ve bu konu hala tartışmalıdır. KE, ÖKD ve yaş gibi faktörlerin GİB ölçümlerine etkisi de yeterince açık değildir. Bu konu ileride ayrıntılı olarak tartışılacaktır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Uludağ Üniversitesi Etik Kurulu'ndan onay alındıktan sonra, Aydınlatılmış Hasta Onam Formu'nu okuyan ve kabul eden hastalardan çalışma gurubu oluşturuldu. Bu çalışma için gerekli masraflar Uludağ Üniversitesi bilimsel araştırmalarının T-2005/5 sayılı projesi kapsamında Fakültemizin Araştırma Fonu tarafından karşılanmıştır.

Bu prospektif çalışmaya, Kasım 2005 ile Temmuz 2007 tarihleri arasında Uludağ ünüversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı Polikliniği'ne başvuran 38 kadın, 32 erkek olmak üzere toplam 70 sağlıklı olgunun 140 gözü dahil edildi.

Bütün hastalardan ayrıntılı anemnez alındı ve tam bir göz muayenesi yapıldı. 40 yaş üstünde sağlıklı kadın ve erkek kişiler arasından havalı tonometre (HT) ile en az bir gözünde GİB 16 – 24 mmHg arasında ölçülen olguların, her iki gözü olası glokom riski ve takibi açısından çalışma kapsamına alındı. Aşağıdaki kriterlere uyan olgular çalışmaya dahil edilmedi;

- Daha önceden geçirilmiş korneal hastalık, oküler travma veya cerrahi öyküsü olanlar, konjonktival yada göz içi iltihap geçirmiş olanlar, kornea ödemi veya skarı olanlar.

- 1.5 D'den fazla hipermetropi ya da miyopisi (ametropisi) olanlar ve 1.5 D'den fazla korneal astigmatizması olanlar,

- Olası etkileri en aza indirmek için, glokom teşhisi konmuş, diyabetik, hipertansif, ya da sistemik otoimmün hastalığı olan hastalar.

Çalışmayla ilgili bütün işlemler aynı hekim (AA) tarafından aşağıdaki sıraya göre yapıldı;

**1)** İlk olarak, HT ile GİB ölçümü, otorefraktometre ile ölçüm alınarak görme keskinliği muayenesi, biyomikroskopi, göz bebeği büyütülerek göz dibi muayenesi rutin olarak yapıldı.

**2)** İkinci olarak Pentacam (Pentacam version: 1.11; Oculus Wetzlar, Germany) cihazı ile MKK, KE ve ÖKD ölçümünü kapsayan ön segment biyometrisi yapıldı. Her göze birer ölçüm alındı.

Pentacam (Oculus) bir optik topografi sistemidir (Şekil 8). Bu cihazla yapılan bir tek ölçüm işlemi ile kornea tepesindeki MKK, kornea eğriliği, ön kamara derinliği parametreleri otomatik olarak saptandı. Cihaz, bünyesinde mevcut olan ve GAT ölçümlerini MKK'ya göre düzeltmek için kullanılan çeşitli formüller sayesinde dGAT değerini otomatik olarak hesaplayıp vermektedir.



**Şekil 8.** Bir optik topografi (pakimetri) sistemi ve özel bilgisayar programı ile donatılmış olan Pentacam (Oculus) cihazı.

**3)** Üretici firma rehberine göre kalibre edilen GAT ile (Haag-Streit, Koeniz, Switzerland) (Şekil 2A) kuralına uygun olarak her bir göze ikişer GİB ölçümü alınarak ortalaması hesaplandı. İki ölçüm arasındaki farkın 2 mmHg dan fazla olması durumunda üçüncü ölçüm yapıldı ve bunların ortalamaları işleme alındı. GAT ölçümleri DKT ölçümlerinden önce yapıldı ve aralarında 5-10 dakikalık zaman bırakıldı.

GAT ile ölçüm işlemi şu şekilde uygulandı: Göze topikal anestezi damlatılarak (proparakain hidroklorid % 0.5) korneal anestezi sağlandı ve flöresein (fluorescein-sodium 0.8 mg/ml) konulduktan sonra, yandan kobalt mavi aydınlatma ile elde edilen yarım halkaların üst ve alt yarıda eşit büyüklükte ve kalınlıkta olmasına özen gösterildi. Yan taraftaki ayarlama düğmesi oynatılarak yarım halkaların iç kenarları birbiri ile temas etmesine dikkat edildi. Daha sonra skalada okunan değer 10 ile çarpılması ile GİB, mmHg olarak bulundu.

**4)** Olası tonografik etkiyi ortadan kaldırmak için GAT ile ölçümden sonra 5 -10 dakika ara verildi ve hasta gözlerini ovuşturmaması için uyarıldı.

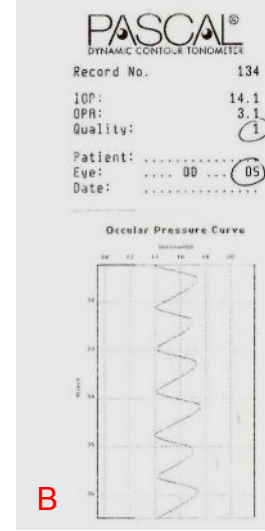


**5)** DKT (Pascal; Swiss Microtechnology AG, Zurich, Switzerland) ile ikişer ölçüm alındı (Şekil 9A). Ölçüm kalitesi uygun (Q=1-3) olan sonuçlar değerlendirmeye alındı (Şekil 9B). Ölçüm kalitesi iyi olanlardan (Q=1) ikişer ölçüm, yeterli olanlardan ise (Q=2-3) üçer ölçüm alınarak ortalamaları hesaplandı ve değerlendirildi.

Ölçme işlemi: Hasta gözünü birkaç kez kırptıktan sonra Mavi düğme saat yönünde bir “tık” sesi gelinceye kadar çevrilir ve cihaz ölçüme hazır duruma gelir. Ölçücü uç aydınlatılır ve hastaya doğru hareket ettirilir, sol okülerden bakarak çukur yüzeyin kornea apeksine temas etmesi sağlanır. Temas bölgesinde gözyaşı filmi tarafından oluşturulan koyu renkli bir halka oluşur, basınç algılayıcısı ölçüm sırasında sürekli bu halkanın ortasında yer almalıdır. Temas hiç kopmadan 4-5 saniye (5-7 kalp atım sayısı) bu konumda tutulur. doğru ölçüm sırasında sürekli ve dalgalı bir ses gelir. Ölçüm sonucu ekrandan okunur. Alet aşırı ileri, geri hareket ettirilirse, temas koparsa veya algılayıcı çip temas halkasının dışına çıkarsa ses düzensiz ve dalgalı bir hal alır, ölçüme yeniden başlamak gerekir.

Sağlıklı GİB ölçümü elde edebilmek için üretici firma önerisi doğrultusunda aşağıdaki üç koşulun sağlanmasına dikkat edildi: 1) Kornea eğrilik yarıçapının tonometre ucu eğrilik yarıçapından (10.4 mm) daha düşük olmasına özen gösterildi. 2) Korneaya temas yüzeyi çapının basınç algılayıcısının çapından daha büyük olması sağlandı. 3) Merkezi kornea kalınlığı 300 ile 700 mikron arasında olan gözlerde ölçüm yapıldı.

**6)** Son olarak, GAT ile elde edilmiş olan GİB ölçümleri, Pentacam cihazı ile (Şekil 8) ölçülen MKK'ya göre, cihazın bünyesindeki bilgisayar programı ile otomatik olarak Dresden formülü ile düzeltildi (dGAT) (Şekil 10) Hesaplama kornea tepesindeki (apex) MKK değeri kullanıldı. Bu çalışmada dGAT değerleri ile DKT değerleri arasındaki ilişki de araştırıldı.



**Şekil 9.** A. DKT ile GİB ölçümü, B. GİB, ONA ve ölçüm kalitesini gösteren DKT çıktısı.

Correction of intraocular pressure

IOP measured tonometrically

21 mmHg

Pachymetry and keratometry data

Thickness (apex): 584 µm

Curvature (apex): 7.79 mm

IOP Correction

Corrected by:

Ehlers

Shah

Dresden

Orssengo/Pye

User defined

IOP change (Sum): -1.4 mmHg

Corrected IOP: 19.6 mmHg

Save Cancel

**Şekil 10.** Pentacam cihazıyla ölçülen MKK'ya göre otomatik düzeltme tablosunda GAT ölçümlerinin Dresden formülü ile düzeltilmesi.

## **İstatistiksel Analizler**

GAT ve DKT ile ölçülen GİB değerleri ile MKK, KE, ÖKD ve yaş arasındaki ilişkileri değerlendirmek için lineer regresyon analizleri yapıldı. İlişkilerin yönü ve büyüklüğü Pearson korrelasyon katsayısı ile değerlendirildi. Tüm ölçümlerin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı. Öncelikle Basit (tekli) lineer regresyon analizleri yapıldı. Daha sonra tüm bağımsız değişkenler (MKK, KE, ÖKD ve yaş), kullanılarak aralarındaki ilişki çoklu lineer regresyon ile araştırıldı. GAT ve DKT ölçümleri arasındaki farkın değerlendirilmesinde Mann-Whitney U testi kullanıldı.

Cihazlar arasındaki uyumluluğu ve güvenilirlik aralığını (sınırlarını) tespit etmek için Bland - Altman yöntemi kullanıldı (64). Bu grafikde heriki ölçüm çifti arasındaki fark ile heriki ölçümün ortalamaları (gerçek ve bilinmeyen GİB basıncı yerine) arasındaki ilişki değerlendirildi. İki ölçüm tekniği arasındaki ortalama farklılık ve uyumluluk sınırları (ortalama  $\pm 1.96SS$ ) bu grafi sayesinde tespit edildi (65).

İstatistiksel analizler için SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) programı kullanıldı. P değerinin 0.05'den düşük olması istatistiksek olarak anlamlı kabul edildi. Değişkenler arasındaki ilişkileri gösteren grafiklerin çiziminde Excel programı (Microsoft Office) kullanıldı.

## BULGULAR

Çalışma kriterlerine uyan 70 olgunun 140 gözü çalışmaya alındı, tonometrik, pakimetrik ve keratometrik parametreleri değerlendirildi.

Olguların yaş ortalaması  $51.7 \pm 6.93$  (minimum 40, maksimum 70) idi. Olgulardan 32 (%45.7)'si erkek, 38 (%54.3)'i kadındı. Ölçümler daha önce belirtilmiş olan sıra ile yapıldı ve kaydedildi. Çalışmaya dahil edilen 140 sağlıklı gözden elde edilen bulgular aşağıdaki şekilde sıralandı (Tablo 2).

**Tablo 2.** Çalışmaya dahil edilen gözlerin klinik karakteristikleri.

Özellik	Ortalama $\pm$ Standart Sapma	Aralık
Yaş (yıl)	$51.7 \pm 6.93$	40 - 70
MKK ( $\mu\text{m}$ )	$570.81 \pm 31.14$	423 - 657
Kornea eğriliği (mm)	$7.82 \pm 0.28$	7.24 - 8.50
Ön kamara derinliği (mm)	$2.71 \pm 0.36$	1.89 - 4.52
GAT GİB (mmHg)	$17.82 \pm 2.83$	12.00 - 26.00
dGAT GİB (mmHg)	$16.91 \pm 2.86$	9.40 - 24.70
Pascal DKT GİB (mmHg)	$18.28 \pm 2.67$	12.30 - 24.90
ONA (mmHg)	$2.94 \pm 1.04$	1.00 - 6.40
GAT - DKT (mmHg)	$-0,4557 \pm 2,55$	- 8,90 - 5,50

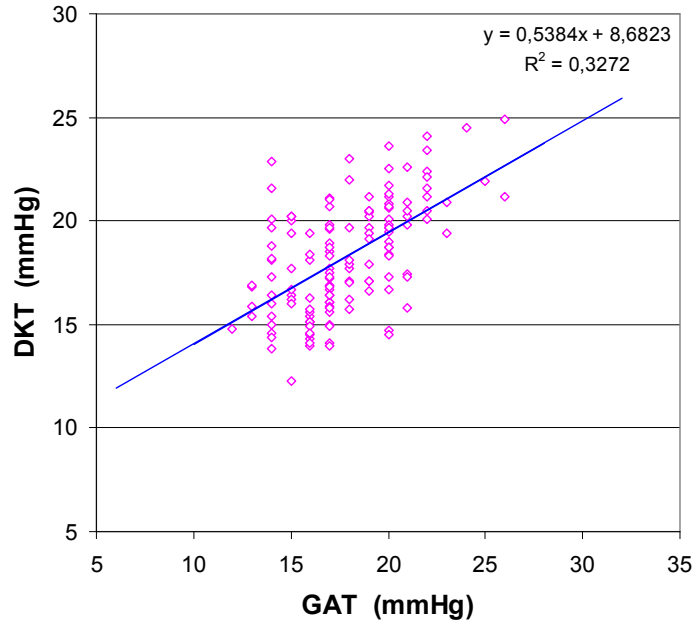
MKK = merkezi kornea kalınlığı; GİB = göziçi basıncı; GAT = goldman aplanasyon tonometresi; dGAT = düzeltilmiş GAT; DKT = dinamik kontur tonometre; ONA = oküler nabız amplitüdü.

GAT ölçümlerini takiben yapılan DKT ölçümlerinde aplanasyona bağlı belirgin bir düşüş gözlenmedi. MKK; 423 ile 657  $\mu\text{m}$ , kornea eğrilik yarıçapı; 7.24 ile 8.50 mm, ÖKD; 1.89 ile 4.52 mm arasında değişkenlik gösterdi.

### GAT ve DKT GİB Ölçümleri Arasındaki İlişki:

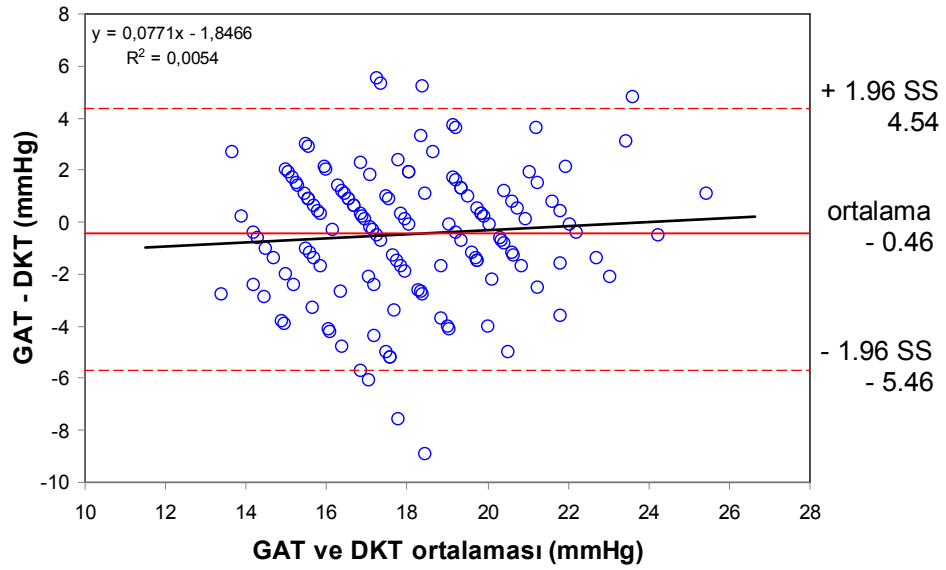
Goldman aplanasyon tonometresi GİB ölçüm değerleri ortalama  $17.82 \pm 2.83$  mmHg, Pascal DKT GİB ölçümleri ortalama  $18.28 \pm 2.67$  mmHg bulundu. GAT ölçümleri yapılan Kolmogorov Smirnov Testi sonucunda normal dağılım göstermezken, DKT değerleri normal dağılım gösterdi ( $P < 0.05$ ).

Pearson korelasyon testi ile Pascal DKT ve GAT GİB ölçümleri arasında anlamlı pozitif yönde korelasyon saptandı ( $r = 0.572$ ,  $P < 0.001$ ) (Şekil 11). Bununla birlikte, Pascal DKT ile yapılan ölçümlerin, GAT ölçümlerinden ortalama  $0.46 \pm 2.55$  mmHg (ortalama fark) daha yüksek olduğu saptandı, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (Mann-Whitney U Testi;  $p > 0.05$ ). Medianlar GAT için 17 mmHg, DKT için 18.15 mmHg bulundu, aralarındaki fark 1.15 mmHg idi.



**Şekil 11.** GAT ve DKT GİB ölçümleri arasındaki ilişki (Pearson korelasyonu;  $r = 0.572$ ,  $p < 0.001$ )

GAT ve DKT ölçümleri arasındaki uyumluluk Bland-Altman grafisiyle gösterildi (64) (Şekil 12). Bu grafikte iki ölçüm yöntemi arasındaki farklar ile her iki yöntemin ortalaması karşılaştırıldı ve %95 güvenilirlik aralığı belirlendi. Grafeye ayrıca aralarındaki ilişkiyi gösteren lineer regresyon eğrisi eklendi. İki yöntemle alınan ölçüm farklarının %95 uyumluluk sınırları (Limits of Agreement), -5.46 ile +4,54 mmHg bulundu. Buna göre her iki yöntemle yapılan ölçümlerin %95'i  $\pm 5.0$  (4.997) mmHg aralığındaydı. Basit lineer regresyon analizinde iki cihaz arasındaki farklar ile ölçüm ortalamaları arasındaki ilişki anlamlı değildi ( $r = 0.074$ ,  $p > 0.05$ ). GAT ve DKT ölçüm ortalamasının artmasıyla GAT-DKT farkı anlamlı değişiklik göstermiyordu. Bu şekilde %95 güvenilirlik aralığı bütün ölçümler için önemli değişiklik göstermedi.



**Şekil 12.** Bland - Altman grafiği. GAT ve DKT ölçümleri arasındaki %95 uyumluluk sınırlarını (ortalama fark  $\pm 1.96 \times SS$ ) ve lineer regresyon eğrisini (regresyon denklemini ve korelasyon katsayısı ile birlikte) göstermektedir.

### Düzeltilmiş GAT (dGAT) ile DKT Arasındaki İlişki :

Dresden formülü ile düzeltilmiş GAT ölçümleri ile DKT arasında, düzeltilmemiş GAT'a göre daha anlamlı pozitif yönde korelasyon saptandı ( $r=0.596$ ,  $p<0.001$ ). Ortalama farkta (GAT-DKT) belirgin bir artış görüldü ( $-1.37$  mmHg). Bununla birlikte standart sapmada hafif bir düşüşle birlikte ( $\pm 2.49$  mmHg), %95 uyumluluk aralığında da daralma görüldü ( $-6.25$  ile  $+3.51$  mmHg).

### MKK, KE ve ÖKD'nin GİB Ölçümlerine Etkisi :

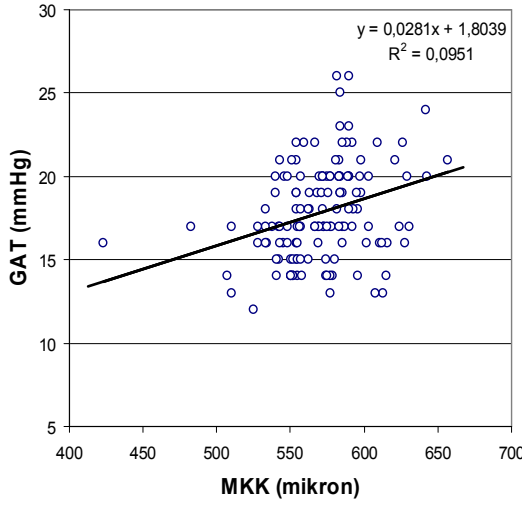
GAT ve DKT ölçümleri ile yaş, MKK, KE ve ÖKD arasındaki ilişkileri göstermek için yapılan basit lineer regresyon analizlerinde elde edilen veriler (regresyon katsayısı ve anlamlılık derecesi) Tablo 3'de verilmiştir.

**Tablo 3.** GAT ve DKT GİB ölçümleri ile klinik ve oküler değişkenler arasındaki Tekli (Basit) Lineer Regresyon Analizi sonuçları.

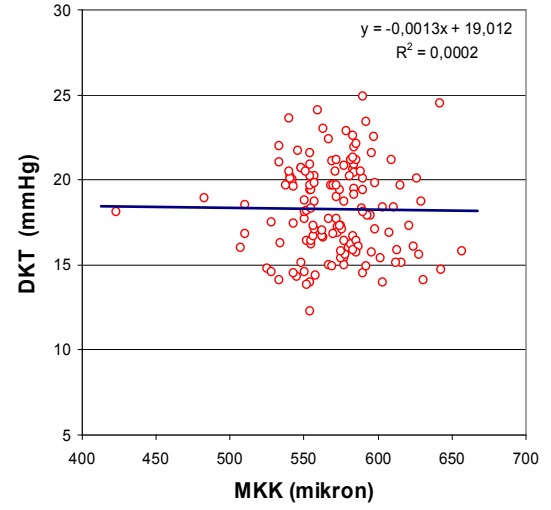
Özellikler \ Ölçümler	GAT GİB		DKT GİB	
	Katsayı (Standart Hata)	P değeri	Katsayı (Standart Hata)	P değeri
Yaş (yıl)	0.067 (0.034)	0.054	0.092 (0.032)	0.005
MKK ( $\mu\text{m}$ )	0.028 (0.007)	< 0.001	- 0.001 (0.007)	0.860
KE (mm)	- 0.058 (0.872)	0.947	- 1.953 (0.804)	0.016
ÖKD (mm)	- 0.589 (0.675)	0.385	- 0.075 (0.637)	0.906

GAT = goldman aplanasyon tonometresi; GİB = göz içi basıncı;  
DKT = dinamik konkontur tonometre; MKK = merkezi kornea kalınlığı;  
KE = kornea eğriliği; ÖKD = ön kamara derinliği

MKK, ortalama  $570.81 \pm 31.14 \mu\text{m}$  (423-657) saptandı. Çalışmamızda GAT ile yapılan GİB ölçümleri MKK ile istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gösterirken ( $r = 0.308$ ,  $p < 0,001$ ) (Şekil 13), DKT ölçümleri MKK ile anlamlı bir ilişki göstermedi ( $r = 0.015$ ,  $p > 0.05$ ) (Şekil 14). Ayrıca DKT ölçümleri, yaş ( $p = 0.005$ ) ve kornea eğriliği ( $p = 0.016$ ) ile anlamlı ilişki içindeydi.



**Şekil 13.** GAT ölçümleri ile MKK arasındaki ilişki.

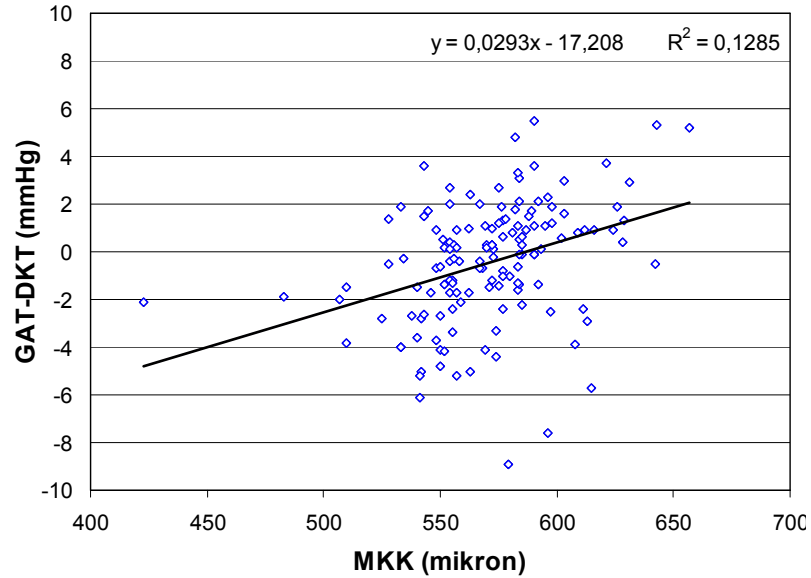


**Şekil 14.** DKT ölçümleri ile MKK arasındaki ilişki

Basit lineer regresyon analizinde, MKK'da her  $10 \mu\text{m}$ 'lik değişim için GAT ile ölçülen GİB'da ortalama  $0.28 \text{ mmHg}$ 'lık değişim bulundu, buna karşılık MKK'da her  $10 \mu\text{m}$ 'lik değişim için GAT ile ölçülen GİB'da ortalama  $0.013 \text{ mmHg}$ 'lık değişim görüldü.

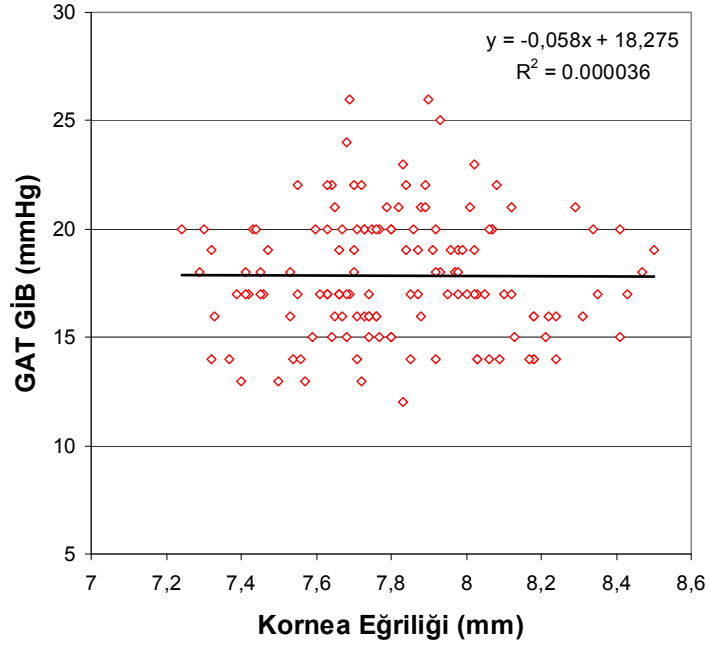


GAT ve DKT arasındaki farkın MKK ile ilişkisi araştırıldı ve anlamlı bulundu ( $r=0.358$ ,  $p<0.001$ ) (Şekil 15). MKK'daki artışla birlikte GAT-DKT değerlerinde anlamlı değişiklik izlendi (Basit lineer regresyon analizi;  $GAT-DKT = 0.0293x - 17.208$ ,  $r^2 = 0.1285$ ). Buna göre, MKK 570 ile 604 mikron arasında olan gözlerde GAT ve DKT birbirine yakın sonuçlar vermiştir ( $\pm 0,5\text{mmHg}$ ). 570 mikrondan daha ince kornealarda DKT daha yüksek sonuçlar verirken, 604 mikrondan daha kalın kornealarda ise GAT daha yüksek ölçümler vermiştir. Kalın kornealı gözlerde GAT, DKT'ye göre daha yüksek ölçümler vermeye meyilli iken, ince kornealı gözlerde ise GAT'ın daha düşük ölçümler verdiği görüldü.

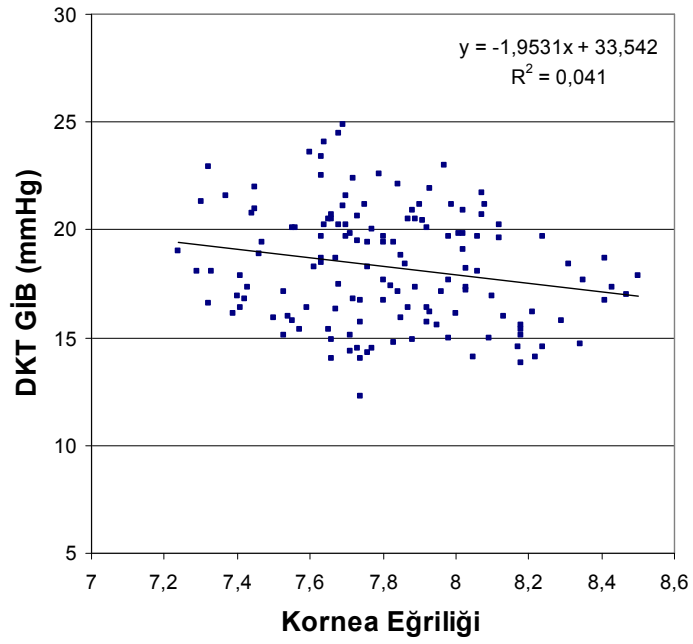


**Şekil 15.** GAT-DKT farkının MKK ile ilişkisi.

KE'nin GAT ölçüm sonuçlarına önemli etkisinin olmadığı görülürken ( $r = -0.006$ ,  $p = 0.947$ ) (Şekil 16), DKT ölçümleri üzerinde ise küçük ama anlamlı bir etkisinin olduğu görüldü ( $r = -0.203$ ,  $p = 0.016$ ) (Şekil 17). Çoklu regresyon analizinde ise bu etki daha düşüktü ( $r = -0.179$ ,  $p = 0.038$ ). Buna göre kornea düzleştikçe nispeten az da olsa daha düşük DKT ölçümleri gözlemlendi.



**Şekil 16.** GAT ölçümleri ile KE arasındaki ilişki.



**Şekil 17.** DKT Ölçümleri ve KE arasındaki ilişki

Gerek GAT, gerekse DKT ölçümleri ÖKD ile istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki göstermedi (sırasıyla;  $r = -0.074$ ,  $p = 0.385$  ve  $r = -0.010$ ,  $p = 0.906$ ).

Çoklu regression analizlerinde GAT ve DKT ölçümlerinin, MKK, KE ve ÖKD ile olan ilişkilerinde benzer sonuçlar elde edildi ( $GAT = 3.377 + 0.053yaş + 0.028MKK - 0.512KE - 0.114ÖKD$ ,  $DKT = 26.995 + 0.080yaş + 0.001MKK - 1.761KE + 0.139ÖKD$ ) (Tablo 4). Çoklu regresyonda GAT ölçümleri MKK ile anlamlı bir ilişki gösterirken ( $p < 0.001$ ), DKT ölçümleri ise, yaş ( $p = 0.010$ ) ve KE ( $p = 0.038$ ) ile anlamlı ilişki içerisindeydi (Tablo 4).

**Tablo 4.** GAT ve DKT GİB ölçümleri ile klinik ve oküler değişkenler arasındaki Çoklu Lineer Regresyon Analizi sonuçları. GAT ve DKT ölçümleri bağımlı, Yaş, MKK, KE, ÖKD bağımsız değişken olarak alınmıştır.

Özellikler \ Ölçümler	GAT GİB		DKT GİB	
	Katsayı (Standart Hata)	P değeri	Katsayı (Standart Hata)	P değeri
Yaş (yıl)	0.057 (0.033)	0.092	0.083 (0.032)	0.010
MKK (µm)	0.028 (0.008)	< 0.001	0.001 (0.007)	0.900
KE (mm)	- 0.483 (0.859)	0.575	- 1.724 (0.823)	0.038
ÖKD (mm)	- 0.102 (0.657)	0.876	0.155 (0.629)	0.806

GAT = goldman aplanasyon tonometresi; GİB = göz içi basıncı;  
 DKT = dinamik kontur tonometre; MKK = merkezi kornea kalınlığı;  
 KE = kornea eğriliği; ÖKD = ön kamara derinliği.

Bu çalışmada ayrıca GAT ve DKT farkının (GAT-DKT) hangi potansiyel faktörlerle ilişkili olabileceği araştırıldı, bu amaçla Çoklu Regresyon Analizi yapıldı. Burada bağımlı değişken olarak GİB farkı (GAT – DKT), bağımsız değişken olarak ise Yaş, MKK, KE, ÖKD, ONA ve GİB ortalaması alındı. GAT ve DKT farkının MKK'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği, diğer değişkenlerden etkilenmediği görüldü (Tablo 5).

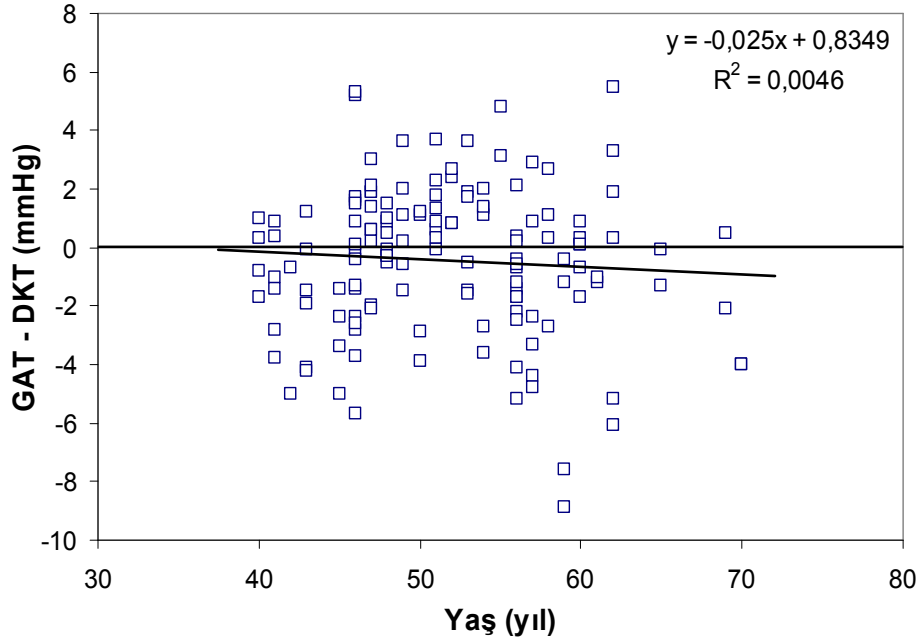
**Tablo 5.** GAT – DKT farkı ile diğer klinik ve oküler değişkenler arasındaki Çoklu Lineer Regresyon Analizinin sonuçları.

Bağımsız değişkenler	GAT ve DKT arasındaki fark	
	Katsayı (Standart Hata)	P Değeri
Yaş (yıl)	- 0.028 (0.030)	0.350
MKK (µm)	0.025 (0.007)	< 0.001
KE (mm)	0.927 (0.798)	0.247
ÖKD (mm)	- 0.481 (0.595)	0.420
ONA (mmHg)	- 0.362 (0.234)	0.124
Ortalama GİB (mmHg)	0.112 (0.094)	0.236

GAT = goldman aplanasyon tonometresi; DKT = dinamik kontur tonometre; MKK = merkezi kornea kalınlığı; KE = kornea eğriliği; ÖKD = ön kamara derinliği; ONA = oküler nabız amplitüdü; GİB = göz içi basıncı.

#### **Yaşın GAT ve DKT GİB Ölçümlerine Etkisi :**

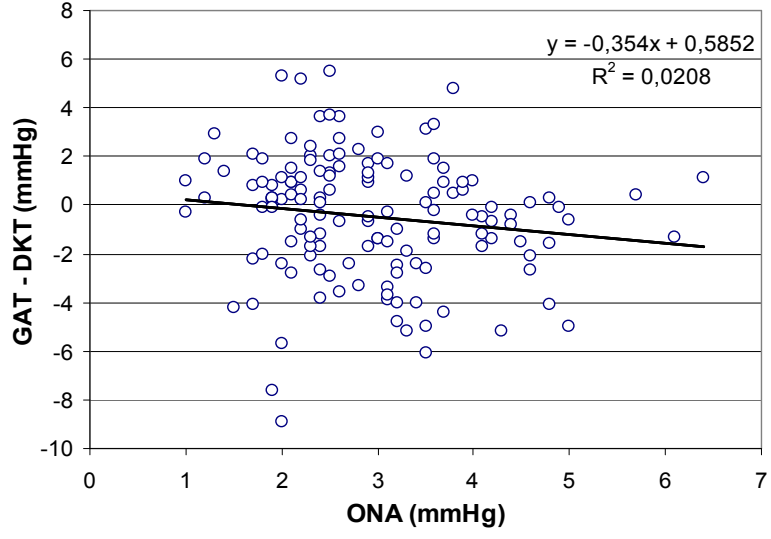
Bu çalışmadaki olguların yaşı 40 ile 70 yıl arasında değişiyordu (ortalama:  $51.7 \pm 6.93$  yıl). Gerek basit gerekse çoklu lineer regresyon analizlerinde GAT ile yaş arasında ilişki saptanmazken (sırasıyla;  $r = 0.163$ ,  $p = 0.054$  ve  $r = 0.139$ ,  $p = 0.092$ ) DKT ile yaş arasında anlamlı ilişki vardı (sırasıyla;  $r = 0.239$ ,  $p = 0.005$  ve  $r = 0.216$ ,  $p = 0.01$ ). Basit (Tekli) regresyonda GAT – DKT farkları ile yaş arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı (  $GAT - DKT = -0.025Yaş + 0.835$ ,  $r = -0.068$ ,  $p = 0.426$  ) (Şekil 18). Basit lineer regresyon analizinde MKK ile yaş arasında anlamlı bir ilişki yoktu ( $r = 0.058$ ,  $p = 0.493$ ). Çoklu regresyon analizinde GAT – DKT farkı ile MKK arasında anlamlı ilişki görülürken, yaş ile anlamlı ilişki saptanmadı (Tablo 5).



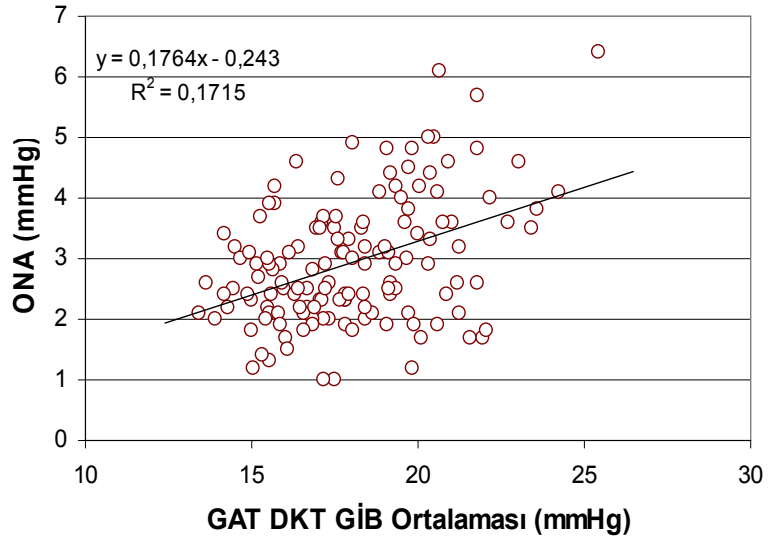
**Şekil 18.** DKT – GAT farkının yaşa göre dağılımı, lineer regresyon denklemleri ve R<sup>2</sup> değeri verilmiştir.

#### **Oküler Nabız Amplitüdü ve GİB arasındaki ilişki :**

Olgularımızda oküler nabız amplitüdü (ONA)  $2.94 \pm 1.04$  bulundu. ONA ile GİB farkları (GAT-DKT) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı ancak, ONA artışı ile hafif de olsa, GAT'ın DKT'ye göre daha düşük ölçümler vermeye meyilli olduğu görüldü ( $r = -0.144$ ,  $p = 0.089$ ) (Şekil 19). DKT ve GAT GİB ortalamaları ile ONA arasında istatistiksel olarak anlamlı, bir bağlantı bulundu ( $R = 0.414$ ,  $p < 0.001$ ) ve GİB ortalamasındaki artış ile ONA'de anlamlı bir artış gözlemlendi (Şekil 20). Yaş ve ONA arasındaki ilişki ise anlamlı değildi ( $p = 0.058$ ).



**Şekil 19.** GİB farkı ile ONA arasındaki ilişki.



**Şekil 20.** GİB ortalamaları ile ONA arasında istatistiksel olarak anlamlı bir bağlantı göstermektedir.

## TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu prospektif çalışmada biz 70 hastanın 140 gözünde DKT ve GAT'ı karşılaştırdık ve MKK, KE, ÖKD ve hasta yaşı gibi ölçütlerin bu cihazlar üzerindeki etkilerini araştırdık.

Çalışmamızda DKT ölçümleri GAT ölçümleri ile anlamlı ilişki gösterdi (Şekil 11). Heriki cihazla alınan GİB ölçümleri arasındaki ortalama fark oldukça düşüktü ( $- 0.46 \pm 2.54$  mmHg), bu da iki ölçüm yönteminin birbirine yakın ölçümler verdiğine işaret etmekteydi. Bu sonuç literatürdeki çalışmalarla benzerlik gösterdi (6-8,42,60,61). Bulduğumuz ortalama GAT ve DKT GİB değeri (sırasıyla;  $17.82 \pm 2.83$  ve  $18.28 \pm 67$  mmHg), daha önce normal sağlıklı gözlede bulunan ortalama GIB değerlerinden biraz yüksekti (43,42,66). Kaufman ve ark. (6) 150 hastanın 228 sağlıklı gözünde Pascal DKT ve GAT GİB ölçümlerini kıyaslamışlar, DKT GİB ölçümlerini sürekli olarak GAT ölçümlerinden daha yüksek bulmuşlardır (ortanca fark:  $+1.7$  mmHg). DKT ve GAT'ın karşılaştırıldığı çalışmalarda, Pache ve ark. (7) DKT GİB ölçümlerini ortalama 1 mmHg daha yüksek saptarken, Schneider ve Grehn (8) 2.34, Ku ve ark (61) 2 mmHg ve Öztürk ve ark (67) da 2 mmHg daha yüksek bulmuşlardır. Başka çalışmalarda bizim çalışmamızdakine yakın ortalama fark (DKT–GAT) bulunmuştur; Doyle ve Lachkar (68): 0.94 mmHg ve Medeiros ve ark. (69): 0.39 mmHg. Bununla birlikte bir çalışmada oldukça yüksek bir fark bulunmuştur (DKT–GAT: 3.2 mmHg) (70).

İnsan gözünde in-vivo yapılmış olan çalışmalarda GAT'ın manometrik olarak ölçülmüş olan gerçek GİB'e göre 1.2 ila 2 mmHg daha düşük ölçümler verdiği saptanmıştır (71,72), bu ise bizim sonuçlarımızı desteklemekle birlikte DKT'nin "gerçek" GİB'e daha yakın değerler ölçtüğünü düşündürmektedir. Kniestedt ve ark. (73) korneaları 380 ile 517 arasında değişen insan kadavra gözlerinde GAT ve Pnömotonografiye göre DKT'nin gerçek manometrik GİB değerlerine daha yakın ölçümler verdiğini bildirmişlerdir. Netice itibariyle, DKT'nin daha yüksek ölçümler vermesi, beklenen bir durumdur ve DKT'nin manometrik olarak kontrol edilmiş basınçlara göre kalibre edilmiş (13) olmasına bağlanabilir

LASİK cerrahisi öncesi ve sonrası ölçümleri kıyaslayan çalışmalarda da benzer sonuçlar vermiştir (42-44). Kaufman ve ark. (43) miyopi nedeniyle LASİK uyguladıkları hastalarda, iki yöntem arasında iyi bir uyumlulukla birlikte GAT'a göre daha yüksek DKT sonuçları bulmuşlardır (ortanca fark: 1.6 mmHg). Bu sonuçlar gerek bizim, gerekse diğer çalışmalarla benzerlik gösterdi.

İki ölçüm yöntemi arasındaki uyumluluğu göstermek için, ortalama farkı ve standart sapmayı ( $-0.46 \pm 2.55$  mmHg) dikkate alarak Bland-Altman grafiği uygulandı ve buna regresyon eğrisi eklendi (Şekil 12). Bu grafiğe göre çalışmamızda ölçümler arasındaki, % 95'lik uyumluluk sınırları  $-5.46$  ve  $4.54$  mmHg saptandı ve iki yöntem arasında kabul edilebilir (makul) bir uyuma işaret ediyordu. Buna göre ölçümlerimizin % 95'i birbirinden  $\pm 5$  ( $\pm 4.99$ ) mmHg aralığındaydı ve DKT ölçümlerinin GAT'a göre  $5.46$  mmHg daha yüksek yada  $4.54$  mmHg daha düşük olabileceği görüldü. Bu uyumluluk aralığı, aplanasyon tonometresi ile intrakamaral ölçümleri karşılaştıran bir çalışmadakine yakın bulundu ( $\pm 4.6$  mmHg) (71). Ortalama farkın daha önce yapılmış olan çalışmalara göre (8,61,67,70) daha düşük olması hastalarımızın 40 yaşın üzerinde ve çoğunun kornealarının kalın olmasına bağlı olarak nispeten hatalı yüksek GAT ölçümlerine bağlı olabileceği düşünüldü. Çalışmamızda DKT ve GAT ölçümlerinin iyi derecede korele olmakla birlikte, %95 uyumluluk sınırları biraz genişti ve bu sonuç diğer karşılaştırmalı çalışmalara benzerlik gösterdi (7,60,61). Bland-Altman grafisine eklenen lineer korelasyon eğrisinin anlamlı olmadığı görüldü ( $r = 0.074$ ). Buna göre hemen hemen tüm GiB değerlerinde %95'lik güvenilirlik aralığı anlamlı ölçüde değişkenlik göstermedi. Bütün bunlar dikkate alındığında iki ölçüm yönteminin belirli bir aralıkta ölçümler verdiği ve bunun farklı GiB değerlerinde fazla değişmediği düşünüldü.

Çok ince yada kalın kornealarda güvenilir GAT ölçümleri elde etmek için düzeltme tablolarına (nomogramlar) ihtiyaç duyulmaktadır (12,37). Dresden çevirim tablosuna göre ortalama MKK,  $550 \mu\text{m}$  alınarak her 25



$\mu\text{m}$ 'lik sapma için GİB'de 1 mmHg'lık değişme söz konusudur (12). Çalışmamızda Dresden formülüyle MKK'ya göre düzeltilmiş GAT (dGAT) değerleri ile DKT ölçümleri arasındaki farkın arttığı (dGAT-DKT: -1.37 mmHg), korelasyonun güçlendiği ( $r=0.596$ ,  $p<0.001$ ), uyumluluk aralığının ise az miktarda daraldığı görüldü (+3.51 ile -6.25 mmHg). Literatürde benzer sonuçlar gösteren yayın mevcuttur (8). Aradaki farkın artması, hastalarımızın çoğunda korneaların kalın olması nedeniyle elde edilmiş olan hatalı yüksek GAT ölçümleriyle birlikte kornea sertliği gibi başka faktörlere de bağlı olabilir. DKT'nin manometrik GİB ölçümlerine göre kalibre olduğu ve korneal faktörlerden en az düzeyde etkilendiğini göz önünde bulundurursak, düzeltilmiş GAT değerlerinin 'gerçek' GİB değerlerine yaklaştığı düşünöldü. Ancak burada şunu belirtmek gerek ki dGAT değerlerinin manometrik ölçümler kadar doğru olmadığı aşıkardır. Düzeltme formülleri MKK'yı esas almaktadır. Oysa burada birçok korneal parametre arasındaki karmaşık etkileşimler sözkonusudur.

Çalışmamızda bulunan ortalama MKK ( $570.81\pm 31.14 \mu\text{m}$ ), literatürde, optik pakimetri ile yapılmış diğer çalışmalara göre yüksekti, Pache ve ark. (7) ( $233\pm 48 \mu$ ) ile Schneider ve Grehn (8) ( $551\pm 43\mu\text{m}$ ). Bu sonuç ayrıca aralarında geniş çaplı epidemiyolojik bir çalışma olan Rotterdam çalışmasının (47) ( $n=352$ , ortalama;  $537.4 \mu\text{m}$ , aralık 427-620) da bulunduğu, ultasonik pakimetri (UP) ile yapılmış çalışmalara göre de yüksekti (40,47,48,61,74). UP, probun dokuya uyguladığı basınç nedeniyle hatalı düşük ölçümler verebilmekte ve elle uygulandığı için kullanıcı hatalarından etkilenebilmektedir. OP ise korneaya temas etmeden, teknisyen yada hekimden bağımsız, objektif ölçümler vermektedir. Bu durum, bizim sonucumuzun yüksek çıkmasını kısmen açıklayabilir. Ayrıca, hastalarımızdaki yaş ortalamasının yüksekliği ve diğer bilinmeyen faktörler de bunda etkili olabilir. Öte yandan, Pentacam' la ultrasonik pakimetrenin birbirine yakın ölçümler verdiğini bildiren yayınlar vardır (75/76). Bir derlemede ise UP'nin daha güvenilir sonuçlar verdiği öne sürölmüştür (77).

Bizim çalışmamızda GAT ile yapılan GİB ölçümleri MKK'dan anlamlı derecede etkilenirken, DKT ölçümleri etkilenmedi. Bu sonuç literatürdeki verilerle uyumluluk içindeydi (8,6,61,42,44). Benzer şekilde, MKK'nın GAT'ı etkilediği literatürde daha önce de bildirilmiştir (9,38,39, 47,49,78).

Ehlers ve ark. (37) göz içi manometrisi çalışmalarında, aplanasyon tonometresi ile GİB'in kalın kornealarda daha yüksek, ince kornealarda daha düşük olmak üzere, MKK'daki her 70 µm değişim için 5 mmHg farklı ölçüldüğü bulmuştur. Kniestedt ve ark. (59) 258 sağlıklı göz üzerinde yaptıkları çalışmada DKT ve HT'nin MKK ile anlamlı bir ilişki göstermediği, öte yandan GAT'ın MKK'ya bağımlı olduğunu bildirmiştir. Kotecha ve ark. (60), 130 hastanın 130 gözünde, GAT'ın MKK ve hasta yaşından DKT'ye göre belirgin bir şekilde daha fazla etkilendiğini bulmuştur, hasta yaşının korneanın biyomekanik özellikleri üzerine etkisinin olabileceğine ve ölçüm hatalarına yol açabileceğine işaret etmiştir. Başka bir çalışmada DKT'nin MKK'dan önemsenmeyecek düzeyde etkilendiği bildirilmiş ( $p=0.073$ ) ve MKK'daki her 100 µm'lik değişimde DKT ölçümlerinde ortalama 1 mmHg değişim gösterilmiştir (61). Buna karşın, iki çalışmada gerek GAT ve gerekse DKT ile MKK arasında ilişki saptanmadığı bildirilmiştir (7,74). GAT'tan farklı olarak DKT nin MKK'dan etkilenmemesi LASİK öncesi ve sonrası GİB ölçümlerini karşılaştıran çalışmalarla da uyumlu (42-44).

GAT ve DKT arasındaki farkın, MKK ile olan ilişkisi de anlamlıydı ( $r=0.358$ ,  $p<0.001$ ) ve MKK'daki düşüşle birlikte iki ölçüm arasındaki farkın (GAT-DKT) negatif yönde giderek arttığı görüldü. MKK 570 ile 604 mikron arasında olan gözlerde GAT ve DKT birbirine yakın ölçümler ( $\pm 0.5$ mmHg) vermiştir. Daha ince kornealarda DKT daha yüksek sonuçlar verirken, 604 mikrondan daha kalın kornealarda GAT daha yüksek ölçümler vermiştir (lineer regresyon; MKK'da her 10 µm başına, 0.29 mmHg değişim) (Şekil 15). Yakın tarihli bir çalışmada, bizim sonuçlarımızla benzer olarak, Ku ve ark. (61) ince ve orta kalınlıktaki kornealarda DKT'nin, GAT'a göre daha yüksek ölçümler vermeye meyilli iken, kalın kornealarda ise GAT'ın daha yüksek ölçümler vermeye meyilli olduğunu bulmuşlardır. Medeiros ve ark. (69) da

benzer şekilde, ince kornealarda DKT'nin, kalın kornealarda ise GAT'ın daha yüksek ölçümler verdiğini saptamışlardır. Bu durumun GAT'ın kalın kornealarda hatalı yüksek ölçümler vererek bu fark değişimini meydana getirmesi ile açıklandı ve DKT'nin MKK'dan etkilenmediği savını güçlendiren bir bulgu olarak düşünüldü. Yapılan bazı çalışmalarda ise GAT–DKT farkı ile MKK arasında anlamlı ölçüde korelasyon saptanmamıştır (7,70,74).

Lineer regresyon analizi, MKK'da her 10 mikronluk değişim için GAT ile ölçülen GİB'da ortalama 0.28 mmHg'lık değişim olduğunu göstermektedir. Bu ise Ku ve ark.'nın (61) bulduğu sonuçla aynı idi ve diğer çalışmalarla da benzerlik gösterdi; Siganos ve ark. (44) : 0.26 mmHg, Kotecha ve ark. (60) : 0.17 mmHg. Benzer şekilde Bhan ve ark. (35): 0.23 mmHg ve Guntant ve ark. (79) : 0.27 mmHg olmak üzere bizim sonucumuza yakın değerler bulmuşlardır. Buna karşılık Pascal DKT ölçümlerinde her 10 mikronluk değişim için GİB'de ortalama 0.013 mmHg'lık değişim söz konusuydu ve önemsiz düzeyde idi. Bazı yayınlar bu durumu destekliyordu (8,60,61). Netice olarak GAT ölçümlerinde, en kalın (657) ve en ince (423) kornealarda neredeyse 2.5-3 mmHg'lık fark olduğu görüldü. DKT'nin etkilenme miktarı ise klinik açıdan önemsiz düzeyde kalmıştır.

Lineer regresyon analizlerinin sonuçları, çoklu regresyon analizleriyle de destekleniyordu ve DKT ile yapılan ölçümler, MKK ile anlamlı derecede korelasyon göstermedi, buna göre bu cihazla ölçülen GİB'in merkezi kornea kalınlığından etkilenmediği görülmektedir (Tablo 3 ve 4)

Üretici firmanın DKT ölçümleri için tarif ettiği sınırların dışında ölçümümüz yoktu (KE > 10.4 mm, Keratometri > 32.5 D) (13). KE'nin GAT ölçümlerine önemli bir etkisinin olmadığı (P = 0.947), DKT ölçümleri üzerinde ise küçük ama, istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olduğu görüldü (Tekli ve Çoklu regresyon analizi sırasıyla; p = 0.016, p = 0.038). Bu ise az da olsa daha düz kornealarda nispeten daha düşük, daha dik kornealarda daha yüksek DKT ölçümleri alındığını, gösterdi. Literatürde pek çok yayında,

gerek GAT gerekse DKT'nin, KE'den etkilenmediği bildirilmiştir (6,8,44,69). Kaufman ve ark. (6) 228 gözde yaptıkları çalışmada kornea eğriliğinin DKT ölçümlerini etkilemediğini bildirmiştir. Siganos ve ark. (44), 118 gözde LASİK cerrahisine bağlı KE'deki düşüşün DKT ölçümleri üzerinde bir etkisinin olmadığını bildirmiştir. Medeiros ve ark. (69) da Afrikalı Amerikalılarda KE ile DKT arasında anlamlı ilişki saptamamışlardır. Bunun aksine daha güncel ve geniş çaplı (n=2157) bir yayında, Francis ve ark. (80), bizim çalışmamızla uyumlu bir şekilde, KE'nin GAT ölçümlerini etkilemediğini (p = 0.3) ancak, DKT ölçümlerini etkilediğini (p = 0.02) ve KE'nin artmasıyla DKT ölçümlerinin de arttığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda bu etki biraz daha fazla bulunmuştur (p = 0.016). Bu etkinin nedeni olarak, DKT ucunun eğriliğinin 10.4 mm olduğunu göz önünde bulundurursak, kornea eğriliğindeki önemli artış, bir kontur çakışmasından çok düzleştirme (aplanasyon) meydana gelmesine sebep olur. Bu da ölçücücü ucun ortasındaki basınç algılayıcısında, çakışma için daha fazla direnç oluşturması demektir. Bu durum ise DKT ölçümlerindeki bu etkilenmeyi açıklayabilir. Gerek DKT, gerekse Pentacam'ın objektif ölçümler alması bu bulguyu güçlendirmektedir.

Hastalarımızda ÖKD ortalama  $2.71 \pm 0.36$  mm bulundu. Gerek GAT , gerekse DKT ölçümleri ÖKD ile istatistiksel olarak anlamlı ilişki göstermedi. Kaufman ve ark. (6) da bu tür bir ilişki saptamamışlardır. Literatürde ÖKD'nin GİB ölçümlerine etkisi, bu konu ile ilgili çoğu yayında araştırılmamıştır. Çoklu lineer regresyon analizinde, GAT ve DKT ölçümlerinin MKK, KE, ve ÖKD ile olan ilişkilerinde benzer sonuçlar elde edildi (Tablo 4).

GAT ölçümleri ile yaş arasında anlamlılık derecesine yakın bir ilişki saptandı (basit lineer regresyon; p = 0.054). İlginç olarak, DKT ölçümleri ile yaş arasında, hem basit hem de çoklu lineer regresyon analizlerinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptandı (sırasıyla; p = 0.005, p = 0.010) ve DKT'nin, yaş artışı ile daha yüksek ölçümler vermeye meyilli olduğu görüldü. Ayrıca GAT ve DKT farkının yaş ile ilişkisi anlamlı bulunmadı (p = 0.350). Salvetat ve ark. (70) da DKT-GAT farkı ile yaş arasında ilişki bildirmemişlerdir

( $p=0.44$ ). Kotecha ve ark. (60), GAT-DKT farkı ile yaş arasında, lineer regresyon analizinde anlamlı bir ilişki saptamazken, çoklu lineer regresyon analizinde anlamlı ilişki saptamışlardır ( $p=0.01$ ). Bizim çalışmamızda GAT-DKT farkı ile yaş arasında böyle bir ilişki yoktu ( $p=0.346$ ). Medeiros ve ark (69) ise gerek GAT, gerekse DKT ile yaş arasında anlamlı ilişki saptamışlardır (çoklu regresyon analizi, sırasıyla;  $p=0.003$ ,  $p=0,027$ ). Çalışmamızda lineer regresyon analizinde, MKK ile yaş arasında da anlamlı ilişki saptanmadığı gibi, mevcut bulgularla DKT ölçümlerindeki etkilenme açıklanamadı. Bu durumun, yaşla birlikte kornea sertliğindeki artışla ve diğer yapısal değişikliklerle ilişkili olabileceği düşünüldü (81, 82).

Pascal DKT ile ONA hızlı ve noninvaziv bir şekilde ölçülebilir. Klinik olarak ONA, koroid perfüzyonunun indirekt göstergesidir ve oküler kan akımı hakkında bilgi vermektedir (83,84). Glokom (85) ve kavernoöz sinüs arteriovenöz fistül (86) tanısında faydalı olabilir.

Bizim çalışmamızda, bulunan ortalama ONA değeri ( $2.94 \pm 1.04$  mmHg), literatürde sağlıklı bireylerde yapılan DKT ONA ölçümleriyle benzerlik gösterdi (66). Hoffmann ve ark. (66) ONA'yı ortalama  $3.08 \pm 0.92$  mmHg bildirirken, Kaufmann ve ark. (87) ile Viestenz ve ark. (88) sağlıklı kişilerde ONA değerini yaklaşık 3.0 mmHg bildirmişlerdir. Punjabi ve ark. (89) OHT'li hastalarda ONA değerinin ( $3.61$  mmHg), PAAG hastalarından ( $3.00$  mmHg) daha yüksek olduğunu, ayrıca sağlıklı bireylerdeki ONA değerini ( $2.86$  mmHg), bizim sonucumuza yakın bulmuşlardır. Romppainen ve ark. (90) ONA'yı sağlıklı bireylerde  $3.1 \pm 1.4$  mmHg, OHT'li olgularda  $3.6 \pm 1.3$  mmHg ve NTG'li hastalarda  $2.9 \pm 1.4$  mmHg bulmuşlardır. Literatürde glokomlu ve sağlıklı bireyler arasında anlamlı fark bildiren yayınlar olmakla birlikte (85,89) bunun aksini bildiren yayınlar (61) da vardır. Bu sonuçlara göre ONA glokom tipinin değerlendirilmesinde kıymetli olabilir. İleri evre retiniris pigmentozalı hastalarda ONA'nın azaldığı bildirilmiştir (91).

Topikal antiglokomatöz ilaçların ONA'yı etkilediği bildirilmiştir (92/ 93) Bizim çalışmamızda hiçbir hasta antiglokomatöz ilaç kullanmadığından, bu ilaçların, ONA üzerinede olası etkileri söz konusu olmamıştır.

Bu çalışmada GAT ve DKT farkları ile ONA arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmedi ( $r = -0.144$ ,  $p = 0.089$ ). Bu ilişkinin anlamlı olduğunu bildiren yayınlar mevcuttur (69). Medeiros ve ark. (69) ONA artışı ile GAT-DKT farkının arttığını (pozitif yöne kaydığını) bildirmişlerdir ve bunun nedeni olarak da GAT ölçümlerini sistolik (yani yarım halkalar en büyük konumda iken) almalarını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda ise ONA artışı ile GAT-DKT farkının anlamlı olmamakla birlikte azalmaya meyilli olduğu (negatif yöne kaydığı) görüldü. Bu durumun, bizim tüm GAT ölçümlerimizde, mirler kalp atımlarıyla hareket ederken en küçük çapta iken teğet gelecek şekilde, yani diastolik GİB ölçümleri almamıza bağlı olduğunu düşündük. Bahsedildiği gibi DKT en az 5 saniye boyunca, kalp atımlarına göre değişen GİB değerlerinin ortalama diyastolik basıncını vermektedir. Dolayısı ile aldığımız diastolik GİB ölçümlerinin, ONA artışıyla GAT ile DKT arasındaki farkın anlamlılık düzeyinde yüksek çıkmasını önlemiş olduğu düşünüldü. Bu nedenle çalışmamızda iki ölçüm arasında ONA'ya bağlı belirgin bir fark artışının olmadığı düşünüldü. Ayrıca GAT ölçümlerinin diastolik alınması daha sağlıklı olabilir.

Çalışmamızda GİB ortalamasındaki artış ile ONA'da anlamlı bir artış gözlemlendi ( $r = 0.414$ ,  $p < 0.001$ ) (Şekil 20). Literatürde bu bulguyu destekleyen sonuç bildirilmiştir (87). Skleral duvarların basınç artışı karşısında esneyebilme kapasitesi sınırlıdır. Yüksek GİB'e sahip hastalarda, göze sistolle gelen kan akımı ile zaten yüksek olan GİB, normal basınçlı gözlere göre daha da fazla artmaktadır. Bu olay yüksek GİB'li gözlerde ONA'nın daha yüksek çıkmasını açıklayabilir. Hacmin sınırlı olması, ilave kan ile GİB'de logaritmik bir artış meydana getirmektedir ve bu olay GİB yüksekliği ile ONA arasındaki pozitif korelasyonu destekleyebilir. Bu önemli bir bulgudur çünkü ONA'nın büyüklüğü, iki cihaz arasındaki ölçüm farklarıyla karışabilir. Yüksek GİB değerlerinde ONA'nın artması, anlık (statik) bir zaman diliminde ölçüm alan GAT'ın hatalı ölçme şansını arttırdığı ve GAT'ın güvenilirliğini azalttığı düşünüldü.

Yaş ve ONA arasındaki ilişki ise anlamlı değildi ( $p = 0.058$ ), bildirilen bazı sonuçlar bunu destekliyordu (87). Bizim hastalarımızın yaş aralığının sınırlı olması (40-70 arası) ONA ile hasta yaşı arasındaki olası ilişkiyi maskeleyebilir. Bu amaçla daha geniş yaş aralığındaki bireyleri kapsayacak geniş kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bazı topikal hipotensif ilaçların, özellikle de prostoglandin analoglarının korneanın biyomekanik özelliklerini (sertliğini vs.) etkileyebileceği bildirilmiştir (94). Hastalarımızın hiçbiri topikal antiglokomatöz tedavi almadığı için bu tür ilaçların, korneanın biyomekanik özelliklerini değiştirmek suretiyle GİB ölçümlerine olabilecek etkileri de önlenmiştir. Bu konuda yapılmış olan çalışmaların büyük bir çoğunluğunda glokom teşhisi konan ve topikal tedavi alan hastalar değişik oranlarda çalışmaya dahil edilmiştir (60,69,70).

LASİK cerrahisinin GİB ölçümlerine etkisi : LASİK cerrahisi geçiren gözlerde DKT'nin MKK'na, GAT ve nonkontakt havalı tonometre'ye göre daha az bağımlı olduğu ve daha güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir (42-44). Kornea eğriliği ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Kaufman ve ark. (43) 25 hastada LASİK cerrahisi öncesi ve cerrahiden iki hafta sonra, GAT ve DKT ile ölçtükleri GİB'i karşılaştırmış, cerrahi sonrası GAT ölçümlerinde belirgin bir düşüş görülürken, DKT ölçümlerinde ise belirgin bir değişiklik saptamamışlardır. Siganos ve ark. (44), Pascal DKT ve GAT'ı 60 hastanın 118 gözünde LASİK öncesi ve sonrasında karşılaştırmış, MKK'nın GAT ölçümlerini etkilediği gösterilirken, DKT ölçümlerine etkisinin olmadığı gösterilmiştir. 20 hastanın 39 gözünde LASİK öncesi ve cerrahiden 3 ay sonra yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada benzer sonuçlar bildirilmiştir (42).

Keratokonuslu hastalarda DKT ölçümleri GAT ölçümlerine göre belirgin olarak yüksek ölçümler verirken normal olgulardan oluşan kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük ölçümler verdiği bildirilmiştir (95). DKT'nin "gerçek" GİB'e daha yakın değerler verdiği düşünülmüştür.





GAT ile ölçüm yaparken göz önünde bulundurulması gereken önemli bir husus, kornea yüzeyinde oluşan iki tane yarım halkanın ayarlanmasıdır. GİB'deki artış ile birlikte düzleştirilen ilave alan miktarı, düşük GİB düzeylerine nispeten giderek azalmaktadır, bu da ayarlamaların hassasiyetini (duyarlılığını) azaltmaktadır. Ayrıca, sıvı flöresin yarım halkaları GİB artışı ile, daha dar ve değişken hale gelmektedir. Hiper-,hipoflöresans; çok geniş, çok küçük yada hatalı olarak dikey ayarlanmış mirler; yada uzun temas süresine bağlı hatalı düşük ölçümler gibi durumlar GAT'ın ölçüm kalitesini düşürebilir (9).

Bu çalışmada Pascal DKT klinikte, rutin kullanıma elverişli bir cihaz olarak değerlendirildi. Herhangi bir biyomikroskoba, modifikasyona ihtiyaç duyulmadan monte edilebilir. Pascal DKT ile ölçümler bazen zor olabilir ve eğitim süreci gerektirebilir. Ölçücü ucun hastanın korneasına GAT'a göre daha uzun süre (en az 4-5 saniye) temas etmesi gerekmektedir, bu ise bazı hastalarda sorunlara neden olabilir. Eğer bu süre içerisinde hasta gözlerini hareket ettirirse, ölçme işlemi bozulur yada düşük kaliteli ölçüm yapılır. Diğer gözüyle zayıf fikse eden, nistagmusu olan yada kooperasyonu çok düşük olan hastalarda DKT ile kalitesi ve güvenilirliği düşük ( $Q > 3$ ) ölçümler elde edilebilir. Bunun gibi zor vakalarda dahi, tecrübeli bir hekim tarafından ölçme süresi daha kısa olan GAT ile güvenilir sonuçlar elde edilebilir. Öte yandan kooperasyonu yüksek hastalarda, MKK'daki değişimlerden özellikle de LASİK sonrasında, MKK'dan etkilenmemesi nedeniyle DKT daha avantajlı gibi durmaktadır. DKT ile ölçüm, tecrübesiz bir hekim ve hasta için başta zor olabilir, ancak kısa bir öğrenme süresinden sonra GAT ölçümleri kadar kolay hale gelmektedir. Ölçme sırasındaki ses sinyali sayesinde hastanın kooperasyonu artırılıp, işlem sonuna kadar gözünü hareketsiz tutması kolaylaşır. Bütün koşulların sağlanmasına rağmen, yinede az sayıda hastada kaliteli ölçüm alınamayabilmektedir. Ölçücü ucun kılıfından kaynaklanan bazı nedenler (kusurlar) bunda etkili olabilir.

DKT ölçücü ucundaki basınç algılayıcısının çapı 1.7 mm'dir ve bu da çok küçük bir alanın ( $2.27 \text{ mm}^2$ ) düzleşmesi anlamına gelmektedir Mok ve



ark. (96) nispeten daha küçük alan düzleştiren bir tonometrenin MKK'dan daha az etkilendiğini belirtmiştir. Küçük bir temas alanı olan tonometre ucu daha küçük korneal alan düzleştirir ve küçük bir temas alanının daha az korneal direnç yaratır. Bu nedenle düzleştirici basınç (F) ve GİB arasındaki fark daha azdır ve manometrik GİB ölçümüne yakın ölçüm yapabileceği söylenebilir (Şekil 21). Tarafımızdan geliştirilen bu şekilden de anlaşılacağı gibi, DKT temas yüzeyi en az olan tonometre olması nedeniyle diğerlerine göre manometrik değerlere en yakını ölçüm yapan aygıt olarak değerlendirilebilir.

0.0 mmHg		2.27 mm <sup>2</sup> Dinamik Kontur Tonometre 2.36 mm <sup>2</sup> Tonopen
-1.0 mmHg		3.14 mm <sup>2</sup> POKAA (Paradigm)
-1.5 mmHg		7.35 mm <sup>2</sup> Goldman Aplanasyon Tonometresi
±2.0 mmHg		10.17 mm <sup>2</sup> Havalı Tonometre

**Şekil 21.** Tonometre ucu temas alanları ve tahmini olarak yanılma payları  
POKAA: pulsatil oküler kan akımı analizörü.

Çalışmamızda elde ettiğimiz verileri aşağıdaki şekilde özetleyebiliriz:

1- Pascal DKT ölçümleri GAT ölçümleri ile iyi derecede korele olmakla birlikte, GAT ölçümlerine göre daha yüksek bulundu, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

2- Normal kornealı gözlerde GAT ölçümleri MKK'dan önemli ölçüde etkilenirken, DKT ölçümlerinin etkilenmediği bulundu.

3- Dresden formülü ile yapılan düzeltmeden sonra, dGAT değerleri ile DKT ölçümleri arasındaki uyumluluğun arttığı görüldü. Düzeltilmiş değerlerin 'gerçek' GİB değerine daha yakın olduğu düşünüldü.

4- GAT ölçümlerinin KE'den anlamlı derecede etkilenmediği, Pascal DKT ölçümlerinin ise istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği bulundu. KE'nin DKT ölçümlerine olan etkisi, MKK'nın GAT ölçümlerine olan etkisinden çok daha düşüktü ve klinik kararı etkileyecek düzeyde olmadığı düşünüldü.

5- Heriki ölçüm yönteminin ön kamara derinliğinden etkilenmedikleri görüldü.

6- DKT GİB ölçümlerinin yaş ile birlikte artmaya meyilli olduğu, GAT GİB ölçümlerinin yaş ile anlamlı ilişkisinin bulunmadığı görüldü.

7- ONA'da artışla birlikte, GAT'ın nispeten daha düşük ölçmeye meyilli olduğu ve GİB ortalamasındaki artışla birlikte ONA'nın da arttığı saptandı. Bunlar ise GAT ölçümlerindeki hata payını arttıran bulgular olarak düşünüldü.

Sonuç olarak, DKT'nin glokom ve refraktif cerrahi kliniklerinde farklı kornea kalınlıklarına sahip olan hastaların izlenmesinde faydalı olabilir. Diğer yandan ONA'yı da ölçtüğünden oküler kan akımı hakkında fikir verebilir. DKT'nin glokom erken tanısı ve takibinde GAT'a göre daha güvenilir olduğu ve klinik pratiğinde daha faydalı ve kullanışlı olabileceği düşünüldü. Kısa zamanda pratik kullanıma gireceği ve zaman içinde GAT'ın yerini alacağı düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Özçetin H, Göz Tansiyonu ve Glokomlar, F.Ozhan Matb, Bursa, 2001;s:5-16
2. Özçetin H, Göziçi Basıncı ve Glokomlar. Editör: Özçetin H. Klinik Göz Hastalıkları. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2003;s:137-182.
3. Orhan M. Tonometri, Tonografi, Bölüm 1. Editör: Turaçlı ME, Önel M, Yalvaç IS. Glokom. SFN, Ankara, 2003;s:9-10.
4. European Glaucoma Society; Terminology and Guidelines in Glaucoma, 11'th Ed., Dogma , Savina, 2003.
5. Flammer J. Glokom. Türkçe Çeviri Editörü: Aydın P, Pharma Graph, İstanbul, 2003;s:82.
6. Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Comparison of dynamic contour tonometry with goldmann applanation tonometry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2004;45:3118 -21.
7. Pache M, Wilmsmeyer S, Lautebach S, Funk J. Dynamic contour tonometry versus Goldmann applanation tonometry: a comparative study. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2005;243:763-7.
8. Schneider E, Grehn F. Intraocular pressure measurement-comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry. J Glaucoma. 2006;15:2-6.
9. Whitacre MM, Stein R. Sources of error with use of Goldmann-type tonometers. Surv Ophthalmol. 1993;38:1-30.
10. Brandt JD, Beiser JA, Kass MA, et al. Central corneal thickness in the Ocular Hypertension Treatment Study (OHTS). Ophthalmology. 2001;108:1779-88
11. Shah S. Accurate intraocular pressure measurement- the myth of modern ophthalmology? Ophthalmology. 2001;108:1364-6.
12. Pullinat LE, Kohlhaas M. [Dresdner IOD Korrekturwert-Tabelle.] (Unpublished). Almanca.

13. SMT Swiss Microtechnology Ziemer Ophthalmic Systems AG. Pascal Dynamic Contour Tonometer User Manual CDROM, version 2.0, Swiss Microtechnology: Switzerland, November 2004:1-60.
14. Flammer J. Glokom. Türkçe Çeviri Editörü: Aydın P. Pharma Graph, İstanbul, 2003;s:37.
15. Marmion VJ, Blood flow at optic disc. TOD XII. Ulusal Kong. Bült. ,Ülkü, Konya, 1988; Cilt 2,s: 916.
16. Kiel JW, van Heuven WA. Ocular perfusion pressure and choroidal blood flow in the rabbit. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1995;36:579-85.
17. Januleviciene I, Harris A, Kagemann L, Siesky B, McCranor L. A comparison of the effects of dorzolamide/timolol fixed combination versus latanoprost on intraocular pressure and pulsatile ocular blood flow in primary open-angle glaucoma patients. Acta Ophthalmol Scand. 2004;82:730-7.
18. Flammer J. Glokom. Türkçe Çeviri Editörü: Aydın P. Pharma Graph, İstanbul, 2003;s:105
19. Osborne NN, Melena J, Chidlow G, Wood JP. A hypothesis to explain ganglion cell death caused by vascular insults at the optic nerve head: possible implication for the treatment of glaucoma. Br J Ophthalmol. 2001;85:1252-9.
20. Krakau CE. Calculation of the pulsatile ocular blood flow. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1992;33:2754-6.
21. Langham ME. Ocular blood flow and vision in healthy and glaucomatous eyes. Surv Ophthalmol. 1994;38 Suppl:S161-8.
22. Hayreh SS, Revie IH, Edwards J. Vasogenic origin of visual field defects and optic nerve changes in glaucoma. Br J Ophthalmol. 1970;54:461-72.
23. Goldmann MH. Un nouveau tonometre applanation. Bull Mem Soc Fr Ophtalmol. 1954;67:474-7; discussion, 477-8.
24. Imbert A. Theorie sur ophtalmotonometre. Arch Ophthalmol 1885; 5: 358.
25. Fick A. Ueber Messung des Druckes im Auge. Arch fur Die Gesamte Physiologie Des Menschen &Der Thiere 1888; 42:86.

26. Goldmann H, Schmidt T. Uber applanations-tonometrie. *Ophthalmologica*. 1957;134:221-42.
27. Dueker D. Tonometry, Tonography, and Aqueous Fluorophotometry. Philadelphia, Duane's Ophthalmology on CD-ROM edition. Lipincott Williams & Wilkins; 2002.
28. Smith MF, Wiliam JW. Glokomun Klinik Muayenesi. Bölüm 12. Yanoff M, Duker JS (Ed). *Ophthalmoloji, İkinci Baskı*. Türkçe Çeviri Editörü: Bavbek T. Mosby, Hayat Tıp Kitapçılık, 2007;s:1432.
29. Sampson WG, Girard LJ: The coefficient of scleral rigidity. Efect of variation of the intraocular volume. *Am J Ophthalmol* 1961;52:789-99.
30. Wessels IF, Oh Y: Tonometer utilization, accuracy, and calibration under field conditions. *Arch Ophthalmol*. 1990;108:1709-12.
31. Moses RA. Fluorescein in applanation tonometry. *Am J Ophthalmol*. 1960;49:1149-55.
32. Hoffer KJ. Applanation tonometry with and without fluorescein. *Am J Ophthalmol*. 1979;88:798.
33. Grant WM. Fluorescein for applanation tonometry: more convenient and uniform application. *Am J Ophthalmol*. 1963;55:1252-3.
34. Moses RA. The Goldmann applanation tonometer. *Am J Ophthalmol*. 1958;46:865-9.
35. Bhan A, Browning AC, Shah S, et al. Effect of corneal thickness on intraocular pressure measurements with the pneumotonometer, Goldmann applanation tonometer, and Tono-Pen. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:1389-92.
36. Li Q, Li M, Fan Z, Wang N. The influence of central corneal thickness and corneal curvature and axial length on the measurement of intraocular pressure. *Yan Ke Xue Bao*. 2002;18:176-80.
37. Ehlers N, Bramsen T, Sperling S. Applanation tonometry and central corneal thickness. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1975;53:34-43.
38. Whitacre MM, Stein RA, Hassanein K. The effect of corneal thickness on applanation tonometry. *Am J Ophthalmol*. 1993 ;15;115(5):592-6.

39. Stodtmeister R. Applanation tonometry and correction according to corneal thickness. *Acta Ophthalmol Scand.* 1998;76:319-24.
40. Bron AM, Creuzot-Garcher C, Goudeau-Boutillon S, d'Aths P. Falsely elevated intraocular pressure due to increased central corneal thickness. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* ,1999;237:220-4.
41. Kniestedt C, Nee M, Stamper RL. Accuracy of dynamic contour tonometry compared with applanation tonometry in human cadaver eyes of different hydration states. 2004;243:359-66.
42. Duba I, Wirthlin AC. Dynamic contour tonometry for post-LASIK intraocular pressure measurements. *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 2004; 221: 347-50.
43. Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Intraocular pressure measurements using dynamic contour tonometry after laser in situ keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2003; 44:3790-4.
44. Siganos D, Papastergiou G, Moedas C. Assessment of the Pascal dynamic contour tonometer in monitoring intraocular pressure in unoperated eyes and eyes after LASIK. *J Cataract Refract Surg.* 2004;30:746-51
45. Argus WA. Ocular hypertension and central corneal thickness. *Ophthalmology* 1995;102:1810-2.
46. Herman DC, Hodge DO, Bourne WM. Increased corneal thickness in patients with ocular hypertension. *Arch Ophthalmol.* 2001;119:334-6.
47. Wolfs RC, Klaver CC, Vingerling JR, Grobbee DE, Hofman A, de Jong PT. Distribution of central corneal thickness and its association with intraocular pressure: The Rotterdam Study. *Am J Ophthalmol.* 1997;123:767-72.
48. Copt RP, Thomas R, Mermoud A. Corneal thickness in ocular hypertension, primary open angle glaucoma, and normal tension glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1999;117:14-6
49. Doughty MJ, Zaman ML. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol.* 2000;44:367-408.

50. Mendelsohn AD, Forster RK, Mendelsohn SL, Dennis JJ, Heidemann DG, Levine IK, Parel JM, Di Maio JM. Comparative tonometric measurements of eye bank eyes. *Cornea*. 1987;6:219-25.
51. Shimmyo M, Ross AJ, Moy A, Mostafavi R. Intraocular pressure, Goldmann applanation tension, corneal thickness, and corneal curvature in Caucasians, Asians, Hispanics, and African Americans. *Am J Ophthalmol*. 2003;136:603-13.
52. McMillan F, Forster RK: Comparison of MacKay-Marg, Goldmann and Perkins tonometers in abnormal corneas. *Arch Ophthalmol*. 1975;93:420-4.
53. Mark HH: Corneal curvature in applanation tonometry. *Am J Ophthalmol* 1973;76:223-4.
54. Holladay JT, Allison ME, Prager TC. Goldmann applanation tonometry in patients with regular corneal astigmatism. *Am J Ophthalmol*. 1983;96:90-3.
55. Schmidt T. Zur Applanationstonometrie an der Spalt-lampe.[Applanation tonometry with the split-lamp.] *Ophthalmologica*. 1957;133:337-42.
56. Tomlinson A, Leighton DA. Ocular dimensions in low tension glaucoma compared with open-angle glaucoma and the normal. *Br J Ophthalmol*. 1972;56:97-105.
57. Emara B, Probst LE, Tingey DP, Kennedy DW, Willms LJ, Machat J. Correlation of intraocular pressure and central corneal thickness in normal myopic eyes and after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 1998;24:1320-5.
58. Kanngiesser HE, Kniestedt C, Robert YC. Dynamic contour tonometry: presentation of a new tonometer. *J Glaucoma*. 2005;14:344-50.
59. Kniestedt C, Lin S, Choe J, *et al*. Clinical comparison of contour and applanation tonometry and their relationship to pachymetry. *Arch Ophthalmol* 2005;123:1532-7.
60. Kotecha A, White ET, Shewry JM, Garway-Heath DF. The relative effects of corneal thickness and age on Goldmann applanation tonometry and dynamic contour tonometry. *Br J Ophthalmol*. 2005;89:1572-5

61. Ku JYF, Danesh-Meyer HV, Craig JP, Gamble GD, McGhee CN. Comparison of intraocular pressure measured by Pascal dynamic contour tonometry and Goldmann applanation tonometry. *Eye*. 2006;20:191-8.
62. Liu CJ, Ko YC, Cheng CY, Chou JC, Hsu WM, Liu JH. Effect of latanoprost 0.005% and brimonidine tartrate 0.2% on pulsatile ocular blood flow in normal tension glaucoma. *Br J Ophthalmol*. 2002;86:1236-9.
63. Entenmann B, Robert YC, Pirani P, Kanngiesser H, Dekker PW. Contact lens tonometry--application in humans. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1997;38:2447-51.
64. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*. 1999 ;8:135-60.
65. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986 Feb 8;1(8476):307-10.
66. Hoffmann EM, Grus FH, Pfeiffer N. Intraocular pressure and ocular pulse amplitude using dynamic contour tonometry and contact lens tonometry. *BMC Ophthalmol*. 2004 Mar 23;4:4.
67. Öztürk F, Küsbeci T, Yavaş G, Ermiş SS, Kaplan Ü, İnan ÜÜ. Pascal dinamik kontur tonometre ile ölçülen göz içi basınç değerlerinin Goldmann applanasyon tonometresi, nonkontakt tonometre ve Tonopen ile karşılaştırılması ve santral kornea kalınlığının etkisi. *Glo.-Kat*. 2006;1: 171-5.
68. Doyle A, Lachkar Y. Comparison of dynamic contour tonometry with goldman applanation tonometry over a wide range of central corneal thickness. *J Glaucoma*. 2005;14:288-92.
69. Medeiros FA, Sample PA, Weinreb RN. Comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry in African American subjects. *Ophthalmology*. 2007;114:658-65.
70. Salvetat ML, Zeppieri M, Tosoni C, Brusini P. Comparisons between Pascal dynamic contour tonometry, the TonoPen, and Goldmann applanation tonometry in patients with glaucoma. *Acta Ophthalmol Scand*. 2007;85:272-9.



71. Feltgen N, Leifert D, Funk J. Correlation between central corneal thickness, applanation tonometry, and direct intracameral IOP readings. *Br J Ophthalmol.* 2001 ;85:85-7.
72. Marx W, Madjlessi F, Reinhard T, Althaus C, Sundmacher R. More than 4 years' experience with electronic intraocular needle tonometry. *Ophthalmologie.* 1999;96:498-502.
73. Kniestedt C, Nee M, Stamper RL. Dynamic contour tonometry: a comparative study on human cadaver eyes. *Arch Ophthalmol.* 2004;122:1287-93.
74. Barleon L, Hoffmann EM, Berres M, Pfeiffer N, Grus FH. Comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry in glaucoma patients and healthy subjects. *Am J Ophthalmol.* 2006;142:583-90.
75. Uçakhan OO, Ozkan M, Kanpolat A. Corneal thickness measurements in normal and keratoconic eyes: Pentacam comprehensive eye scanner versus noncontact specular microscopy and ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg.* 2006;32:970-7.
76. Fujioka M, Nakamura M, Tatsumi Y, Kusuhara A, Maeda H, Negi A. Comparison of Pentacam Scheimpflug camera with ultrasound pachymetry and noncontact specular microscopy in measuring central corneal thickness. *Curr Eye Res.* 2007;32:89-94.
77. Arıtürk N. Glokomda santral korneal kalınlık ölçümü ve önemi. *Glo.-Kat.* 2006; 1: 1-6
78. Ventura AC, Bohnke M, Mojon DS. Central corneal thickness measurements in patients with normal tension glaucoma, primary open angle glaucoma, pseudoexfoliation glaucoma, or ocular hypertension. *Br J Ophthalmol.* 2001;85:792-5.
79. Gunvant P, Baskaran M, Vijaya L, Joseph IS, Watkins RJ, Nallapothula M, Broadway DC, O'Leary DJ. Effect of corneal parameters on measurements using the pulsatile ocular blood flow tonograph and Goldmann applanation tonometer. *Br J Ophthalmol.* 2004;88:518-22.
80. Francis BA, Hsieh A, Lai MY, Chopra V, Pena F, Azen S, Varma R; Los Angeles Latino Eye Study Group. Effects of corneal thickness, corneal

- curvature, and intraocular pressure level on Goldmann applanation tonometry and dynamic contour tonometry. *Ophthalmology*. 2007;114:20-6.
81. Sherrard ES, Novakovic P, Speedwell L. Age-related changes of the corneal endothelium and stroma as seen in vivo by specular microscopy. *Eye*. 1987;1 ( Pt 2):197-203.
82. Daxer A, Misof K, Grabner B, Ettl A, Fratzi P. Collagen fibrils in the human corneal stroma: structure and aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1998;39:644-8.
83. Langham ME, To'Mey KF. A clinical procedure for the measurements of the ocular pulse-pressure relationship and the ophthalmic arterial pressure. *Exp Eye Res*. 1978;27:17-25.
84. Silver DM, Farrell RA. Validity of pulsatile ocular blood flow measurements. *Surv Ophthalmol*. 1994;38:72-80.
85. Schwenn O, Troost R, Vogel A, Grus F, Beck S, Pfeiffer N. Ocular pulse amplitude in patients with open angle glaucoma, normal tension glaucoma, and ocular hypertension. *Br J Ophthalmol*. 2002;86:981-4.
86. Kaufmann C, Thiel MA, Valavanis A, Landau K. Normalisation of ocular pulse amplitude after embolisation of dural cavernous sinus arteriovenous fistula. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 2004;221:431-4.
87. Kaufmann C, Bachmann LM, Robert YC, Thiel MA. Ocular pulse amplitude in healthy subjects as measured by dynamic contour tonometry. *Arch Ophthalmol*. 2006;124:1104-8.
88. Viestenz A, Langenbucher A, Viestenz A. [Reproducibility of dynamic contour tonometry. Comparison with TonoPenXL and Goldmann applanation tonometry - a clinical study on 323 normal eyes] *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 2006;223:813-9.
89. Punjabi OS, Ho HK, Kniestedt C, Bostrom AG, Stamper RL, Lin SC. Intraocular pressure and ocular pulse amplitude comparisons in different types of glaucoma using dynamic contour tonometry. *Curr Eye Res*. 2006;31:851-62.

90. Romppainen T, Kniestedt C, Bachmann LM, Sturmer J. [Ocular pulse amplitude: a new biometrical parameter for the diagnose of glaucoma?] *Ophthalmologe*. 2007;104:230-5. Almanca.
91. Schmidt KG, Pillunat LE, Kohler K, Flammer J. Ocular pulse amplitude is reduced in patients with advanced retinitis pigmentosa. *Br J Ophthalmol*. 2001;85:678-82.
92. Fuchsjager-Mayrl G, Wally B, Rainer G, Buehl W, Aggermann T, Kolodjaschna J, Weigert G, Polska E, Eichler HG, Vass C, Schmetterer L. Effect of dorzolamide and timolol on ocular blood flow in patients with primary open angle glaucoma and ocular hypertension. *Br J Ophthalmol*. 2005;89:1293-7.
93. Zeitz O, Matthiessen ET, Reuss J, Wiermann A, Wagenfeld L, Galambos P, Richard G, Klemm M. Effects of glaucoma drugs on ocular hemodynamics in normal tension glaucoma: a randomized trial comparing bimatoprost and latanoprost with dorzolamide [ISRCTN18873428]. *BMC Ophthalmol*. 2005 ;5;5:6.
94. Weinreb RN, Toris CB, Gabelt BT, Lindsey JD, Kaufman PL. Effects of prostaglandins on the aqueous humor outflow pathways. *Surv Ophthalmol*. 2002;47 Suppl 1:S53-64.
95. Barreto J Jr, Babic M, Vessani RM, Susanna R Jr. Dynamic contour tonometry and Goldman applanation tonometry in eyes with keratoconus. *Clinics*.2006;61:511-4.
96. Mok KH, Wong CS, Lee VW. Tono-Pen tonometer and corneal thickness. *Eye*. 1999;13 : 35-7.

## TEŐEKKÜR

Tezimin her aŐamasında bŸyŸk desteği ve yardımları olan değerli hocam Prof. Dr. Hikmet Özçetin'e, GŸz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda hoŐgŸrŸlŸ bir ortamın oluŐmasında ve mesleki alanda bilgi ve beceri kazanmamda bŸyŸk katkıları olan tŸm hocalarıma, Anabilim Dalı'ndaki tŸm asistan arkadaşlarıma ve çalıŐanlara, eğitimim boyunca desteğini eksik etmeyen anneme, babama, kardeŐlerime ve eŐim Neziha Atasoy'a, istatistiksel analizlerde bana yardımcı olan Dr. GŸkhan Ocakoğlu'na çok teŐekkŸr ederim.

Bu çalışma Uludağ Őniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenen, T-2005/5 numaralı proje kapsamında gerçekteŐirilmiŐtir.

## **ÖZGEÇMİŞ**

1975 yılında Bulgaristan'ın Kırcaali kasabasında doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Kırcaali'de tamamladım. Lise öğrenimimi İzmir'in Bornova ilçesinde tamamladım. Yüksek öğretime 1995 yılında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi'nde başladım ve 2001 yılında mezun oldum. 2002 yılında Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. 2004 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde uzmanlık eğitimime devam ettim. Yabancı dil olarak İngilizce, Rusça ve Bulgarca bilmekteyim.