

**YAKIN KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ İLE GİRİŞİMSEL
OLMAYAN KAN ŞEKERİ ÖLÇÜMÜ**

**NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE MEASUREMENT USING
NEAR INFRARED SPECTROSCOPY**

ANIL KODAL

**YRD. DOÇ. DR. Umut SEZEN
TEZ DANIŞMANI**

Hacettepe Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
ELEKTRİK ve ELEKTRONİK Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

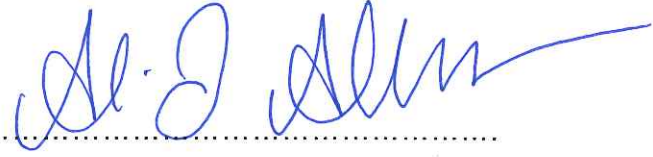
2014

ANIL KODAL'ın hazırladığı "Yakın Kızılötesi Spektroskopisi ile Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçümü" adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

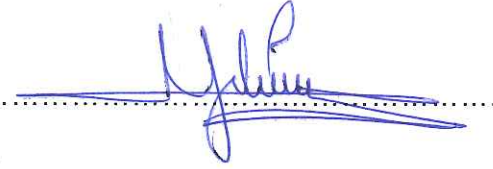
Prof. Dr. Selçuk GEÇİM
Başkan



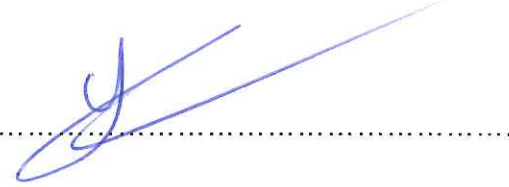
Doç. Dr. Ali Ziya Alkar
Üye



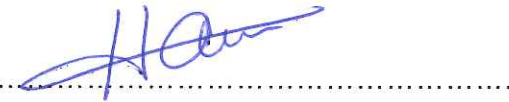
Doç. Dr. Atila YILMAZ
Üye



Yrd. Doç. Dr. Umut SEZEN
Danışman



Yrd. Doç. Dr. Harun ARTUNER
Üye



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. Fatma SEVİN DÜZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversitede veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

16/10/2014



ANIL KODAL

ÖZET

YAKIN KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ İLE GİRİŞİMSEL OLMAYAN KAN ŞEKERİ ÖLÇÜMÜ

NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE MEASUREMENT USING NEAR INFRARED SPECTROSCOPY

Anıl KODAL

Yüksek Lisans, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Umut SEZEN

Ekim 2014, 126 sayfa

Şeker hastalığı diğer adıyla diyabet çağımızın en önemli hastalıklarından biridir. Şeker hastalığı pankreasın ürettiği insülinin yetersizliğinden, eksikliğinden veya işlevini yitirmesinden kaynaklanır. İnsülin olmayınca, besinlerle alınan şeker ve diğer besin unsurları ihtiyaç duyan hücrelere giremez. Bu durumda hücreler şekersizlik çekerken, kandaki şeker miktarı normal değerlerin üstüne çıkar. Kandaki şekerin çok artması zehir etkisi yaratır ve vücudun tüm hücrelerini tahrip eder. Mevcut uygulanan invazif yöntemde kan şekerini ölçmek için genellikle parmak ucu bir iğne yardımıyla delinir ve kanın vücut dışına çıkması sağlanır. Alınan kan örneği ölçüm cihazına bağlı test çubuğuna konur ve kan şekeri değeri ölçülür. Günde 1–4 kez kan ölçümü yapan bir hasta için bu yöntem acı vericidir, her ölçümde ayrı bir test çubuğu kullanılması gerektiğinden pahalıdır, derinin delinmesinden dolayı enfeksiyon riski taşımaktadır. Ayrıca zahmetli, zor ve acı

verici olmasından dolayı sürekli ölçüm yapılamamaktadır ve kan örneği alınırken parmağa bastırılarak kanın sulandırılması ve test çubuklarının uygun koşullarda saklanmaması ölçüm sonucunu değiştiren faktörlerdir ve yanlış tanı sonucunda yanlış tedavi riski taşımaktadır.

Bu çalışmanın amacı kan şekerinin, deri yüzeyinden acısız, kolay, hızlı ve enfeksiyon riski olmadan sürekli olarak izleyebilen bir sistem yardımıyla ölçüm maliyetini düşürebilmek ve diyabet hastalığının ön tanısında ve tedavisinde kolaylık sağlamaktır. Bu amaca yönelik olarak kan örneği alınmasına gerek olmadan vücut içine ışık göndererek kan şekerini izleyebilen bir sistem tasarımı yapılmıştır.

Çalışma kapsamında, yakın kızılötesi spektroskopi yöntemi kullanılarak kan şekeri ölçümü üzerine deneysel bir yaklaşım geliştirilmiştir. Glikoz ve su moleküllerinin dalga boyuna göre ışığa olan tepkisi incelenmiş ve dalga boyu ile kan şekeri değeri arasındaki ilişki analiz edilmiştir. Yapılan testler sonucunda, yakın kızılötesi spektroskopi yöntemi kullanılarak farklı dalga boylarında sulu bir çözelti içindeki glikoz değerinin hesaplanabildiği ve kan örneği alınmasına gerek olmadan vücuttaki kan şekeri değerinin deri yüzeyinden gün içinde izlenebildiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Elektronik Mühendisliği, Yakın Kızılötesi, Spektroskopi, Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçümü, Diyabet

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Umut SEZEN, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

ABSTRACT

NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE MEASUREMENT

Anil KODAL

Graduate Degree, Electrical-Electronics Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Umut SEZEN

Oct 2014, 126 pages

Diabetes mellitus also known as simply diabetes is one of the most important diseases of our time. Diabetes are caused by the lack of insulin, by the inadequacy of insulin, or loss of the function of insulin produced by pancreas. Without insulin, sugar and other nutrients, taken with food, cannot enter the cells. In this case, while cells are suffering from gluconess, the amount of sugar in the blood rises above the normal value. Increasing of blood sugar levels too high creates the effect of poison and destroys all the cells of the body. In order to measure the blood glucose, usually fingertip is pierced by a needle and it helps removing blood from the body according to the invasive method currently applied. The blood sample is placed on the test strip connected to measuring device and glucose value measured. This method is painful for a patient who needs 1-4 times blood measurement per day, it is expensive because of using a separate test strip for each measurement, and it involves the risk of infection due to piercing of the skin. In addition, measurements cannot be made continuously due to the troublesome, difficult and painful. In addition, the dilution of the blood by pushing fingers and not be stored in appropriate conditions are factors that alter the measurement results, and it carries the risk of incorrect treatment as a result of wrong diagnosis.

The purpose of this study is to reduce the cost of measuring blood glucose by using a system that can continuously monitor blood glucose from the skin surface, quickly, without risk of infection, painless and easy to use, and to facilitate the pre-diagnosis and treatment of diabetes disease. For this purpose a system design that can monitor the blood sugar without the need to take blood samples and sending light into the body is made.

Within this study, an experimental approach on blood glucose measurement using near infrared spectroscopy method has been developed. The interact of glucose and water molecules with light according to the wavelength were examined and the relationship between the blood sugar value and wavelength were analyzed. As a result of tests, it was found that glucose levels in an aqueous solution can be calculated by using near-infrared spectroscopy method at different wavelengths and found that blood sugar levels in the body can be monitored from the skin surface during the day without the need for blood sampling.

Keywords: Electronics Engineering, Near Infrared, Spectroscopy, Noninvasive Blood Sugar Measurement, Diabetes

Advisor: Asistant Professor Umut SEZEN, Hacettepe University, Department of Electrical and Electronics Engineering

TEŞEKKÜR

Çalışmamın sonuca ulaştırılmasında ve karşılaşılan güçlüklerin aşılmasında bana yön gösterici olmasından ve anlayışından dolayı Tez Danışmanım Yrd. Doç. Dr. Umut SEZEN'e teşekkürlerimi sunmayı bir borç biliyorum.

Optik Laboratuvarındaki testlerde yardımlarını esirgemeyen ODTÜ GÜNAM'dan Prof. Dr. Raşit TURAN'a ve Sn. Mete GÜNÖVEN'e, elektronik tasarım alanındaki derin bilgi birikimini benimle paylaşarak çalışmamın ilerlemesinde önemli katkılarda bulunan kıymetli arkadaşım Volkan KOÇAK'a da teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak benden hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, beni bu yaşa getirip her zaman yanımda olan babam Süleyman KODAL'a, annem Hayrunnisa KODAL'a ve ablam Ayça GÜNDÜZ'e teşekkür ederim.

Anıl KODAL
Hacettepe Üniversitesi
2014
Ankara

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
SÖZLÜK.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Dünyada ve Türkiye’de Diyabet Hastası Sayısı ve Rakamlar.....	2
1.2. Tezin Amaç ve Hedefleri.....	2
2. MÜDAHALESİZ KAN ŞEKERİ ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ.....	4
2.1. Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçüm Yöntemleri.....	4
2.1.1. Yakın Kızılötesi Spektroskopi (NIR).....	5
2.1.2. Orta Kızılötesi Spektroskopi (Mid-IR).....	6
2.1.3. Optik Koherens Tomografi (OCT).....	6
2.1.4. Raman Spektroskopi.....	6
2.1.5. Empedans Spektroskopi.....	7
2.1.6. İyontoferez.....	7
2.2. Kızılötesi Işın.....	8
2.3. Spektroskopi Yöntemi.....	10
2.4. Yakın Kızılötesi Spektroskopi Yöntemine Yönelik Yapılan Çalışmalar.....	10
2.5. Dalga Boyu Seçimi.....	15
3. TASARIM VE LABORATUVAR TESTLERİ.....	22
3.1. Deney Düzenekinin Tasarımı.....	22
3.1.1. QTH halojen lamba (100W).....	23
3.1.2. Monokromatör (Oriel 74100 Cornerstone).....	23
3.1.3. Optik Filtre.....	23
3.1.4. Parmak Probu.....	24

3.1.5. Kızılötesi Dedektör (Thorlabs FGA20).....	24
3.1.6. Ayarlanabilir Akım Yükseltici ve Alçak Geçirgen Filtre (DLPCA-200).....	26
3.1.7. Analog-Dijital Çevirici (National Instruments USB-6009).....	27
3.1.8. Bilgisayar (LabVIEW).....	27
3.2. Su ve Glikozun Soğurma Spektrumu.....	30
3.3. Sulu Çözeltilerde Yapılan Testler.....	35
3.4. Parmaktan Yapılan Ölçüm Sonuçları.....	41
3.5. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	49
4. MÜDAHALESİZ KAN ŞEKERİ CİHAZINA YÖNELİK TASARIM VE GELİŞTİRME ÇALIŞMALARI.....	50
4.1. Cihazın Tasarımı.....	50
4.2. 940 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları.....	53
4.3. 1070 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları.....	55
4.4. 1200 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları.....	56
4.5. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	57
5. SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER.....	59
KAYNAKLAR.....	61
ÖZGEÇMİŞ.....	64
EK 1: SAF SU VE ÇÖZELTİLERİN SOĞURMA KATSAYILARI.....	65
EK 2: FOTODİYOTLAR HAKKINDA GENEL BİLGİLER.....	86
6.1. Çalışma Prensibi.....	86
6.2. Fotovoltaik Mod.....	86
6.3. Fotoiletken Mod.....	87
6.4. I-V Karakteristik Eğrisi.....	88
6.5. Karanlık Akım.....	89
6.6. Tepkisellik.....	90
6.7. Eklem Kapasitansı.....	91
6.8. Bantgenişliği ve Darbe Tepkiselliği.....	91
EK 3: FGA 20 TEKNİK ÖZELLİKLERİ.....	93
EK 4: USB 6009 TEKNİK ÖZELLİKLERİ.....	96
EK 5: KULLANILAN LED'LERİN TEKNİK ÖZELLİKLERİ.....	98
EK 6: MATLAB KODLARI.....	110
EK 7: DLPCA-200 TEKNİK ÖZELLİKLERİ.....	122

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 2.1. Empedans Spektroskopi Yöntemini Kullanan Bir Cihaz (Pendra) [37].....	7
Şekil 2.2. İyontoferez Yöntemini Kullanan Bir Cihaz (GlucoWatch G2 biographer) [38].....	8
Şekil 2.3. Elektromanyetik Spektrum.....	9
Şekil 2.4. Oksijene Bağlanmış ve Bağlanmamış Hemoglobinin Soğurma Grafiği [14].....	12
Şekil 2.5. Çözelti 1 (Saf Su) Soğurma Spektrumu (α).....	16
Şekil 2.6. Çözelti 2 (Saf Su + 225 mg/dl Glikoz) Glikozun Soğurma Spektrumu (β - α).....	16
Şekil 2.7. Çözelti 3 (Saf Su + 500 mg/dl Glikoz) Glikozun Soğurma Spektrumu (Ω - α).....	17
Şekil 2.8. Su İçindeki 500 mg/dl ve 225 mg/dl Glikozun Soğurma Katsayıları Oranı (Ω/β).....	17
Şekil 2.9. Saf Suyun 1 nm ile 1 mm Dalgaboyu Aralığındaki Soğurma Spektrumu [35].....	18
Şekil 2.10. Suyun 1000 nm ile 2500 nm Aralığındaki Soğurma Spektrumu [36]...	19
Şekil 2.11. Glikozun 1200 nm ile 2400 nm Aralığındaki Soğurma Spektrumu [35].....	20
Şekil 3.1. GÜNAM'da Kurulan Test Düzenineğinin Şeması.....	22
Şekil 3.2. Kurulan Test Düzenineği.....	23
Şekil 3.3. Monokromatör Bilgisayar Ekranı.....	24
Şekil 3.4. Parmak Probu Tasarımı.....	25
Şekil 3.5. Monokromatör Bağlantı Düzenineği.....	25
Şekil 3.6. DLPCA-200 Akım Yükselteç ve NI 6009 DAQ.....	26
Şekil 3.7. DLPCA-200 Akım Yükselteç.....	27
Şekil 3.8. LabVIEW Ekran Görüntüsü.....	28
Şekil 3.9. LabVIEW Blok Şeması.....	29
Şekil 3.10. Cam Kabın Soğurma Spektrumu.....	34

Şekil 3.11. Suyun Soğurma Spektrumu.....	34
Şekil 3.12. Glikozun Soğurma Spektrumu.....	35
Şekil 3.13. Farklı Oranlardaki Glikoz Çözeltilerinin Sonuçları.....	39
Şekil 3.14. Farklı Dalga Boylarındaki Ortalama Karekök Hatalar.....	40
Şekil 3.15. Parmağın Soğurma Spektrumu (DC) (Boş / Parmak) (112 mg/dl).....	45
Şekil 3.16. Parmağın Soğurma Spektrumu (AC) (Boş / Parmak) (112 mg/dl).....	45
Şekil 3.17. Normalize Oran (Parmak AC/DC 109 mg/dl).....	46
Şekil 3.18. Normalize Oran (Parmak AC/DC 112 mg/dl).....	46
Şekil 3.19. Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı DC.....	48
Şekil 3.20. Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı AC.....	48
Şekil 4.1. LED940E Işık Şiddeti Hüzmesi.....	52
Şekil 4.2. Kurulan Test Düzenineğinin Şeması.....	53
Şekil 4.3. 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm İçin Gün İçi Kan Şekerinin Değişimi.....	54
Şekil 4.4. 940 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu.....	55
Şekil 4.5. 1070 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu.....	56
Şekil 4.6. 1200 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu.....	57
Şekil 4.7. Kandaki Bileşenlerin Soğurma Spektrumu [36].....	58

TABLULAR

Sayfa

Tablo 2.1. Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçüm Yöntemlerinin Karşılaştırılması.....	4
Tablo 2.2. Kızılötesi Altbantları [8].....	9
Tablo 2.3. Çözelti İçeriği ve Simgeleri.....	15
Tablo 2.4. Seçilen Dalga Boyları ve Açıklamaları.....	20
Tablo 3.1. Tablo 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 ve 3.6'daki Sütun Başlıklarının Açıklamaları ve Birimleri.....	30
Tablo 3.2. Ölçüm Sonuçları (Boş, Cam Kap, Saf Su, Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)).....	31
Tablo 3.3. Farklı Dalga Boylarında 100, 200, 300, 400 ve 500 mg/dl Glikoz Çözeltilerinin Ölçüm Sonuçları, Tahmin Edilen Değerleri ve Hata Miktarları.....	36
Tablo 3.4. Farklı Dalga Boylarındaki Ortalama Karekök Hatalar.....	39
Tablo 3.5. Ölçüm Sonuçları (Kan Şekeri 109 mg/dl).....	41
Tablo 3.6. Ölçüm Sonuçları (Kan Şekeri 112 mg/dl).....	42
Tablo 3.7. 112 mg/dl ve 109 mg/dl Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	47
Tablo 4.1. Ölçüm İçin Kullanılan LED ve Açıklamalar.....	51
Tablo 4.2. 940 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları.....	53
Tablo 4.3. 1070 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları.....	55
Tablo 4.4. 1200 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları.....	56
Tablo 6.0.1. Fotodiyotların Karşılaştırılması.....	92

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

λ	Dalga Boyu
f	Frekans
h	Plank Sabiti
α	Saf Su
β	225 mg\dl Glikoz Çözeltisi
Ω	500 mg\dl Glikoz Çözeltisi
μ_{eff}	Efektif Zayıflama Sabiti
μ_a	Zayıflama Katsayısı
μ_s	Saçılma Katsayısı
ϵ	Soğurma Katsayısı
c	Madde Yoğunluğu
L	Işığın Aldığı Yol
SpO_2	Nabız Oksimetrisi

Kısaltmalar

CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
Far-IR	Uzak Kızılötesi (Far Infrared)
GÜNAM	Güneş Enerjisi Araştırma Merkezi
IR	Kızılötesi (Infrared)
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
LS	En Küçük Kareler Yöntemi
LWIR	Uzun Dalga Kızılötesi
Mid-IR	Orta Kızılötesi (Middle Infrared)

NIR	Yakın Kızılötesi (Near Infrared)
ODTÜ	Orta Doğu Teknik Üniversitesi
PLS	Kısmi En Küçük Kareler Yöntemi
PPG	Fotopletizmografi (Photoplethysmography)
RMSE	Ortalama Karekök Hata
SNR	Sinyal Gürültü Oranı

SÖZLÜK

Türkçe

En Küçük Kareler

Fotoplethysmografi

Kısmi En Küçük Kareler

Kızılötesi

Koherans

Müdahalesiz

Nabız Glikoz Ölçer

Orta

Ortalama Kare Hata

Ortalama Karekök Hata

Polarlama

Sıkıştırma

Sönümlenme, Soğurma

Spektroskopi

Tepkisellik

Tomografi

Uzak

Yakın

İngilizce

Least Squares

Photoplethysmography

Partial Least Squares

Infrared

Coherence

Noninvasive

Pulse Glucometry

Mid

Mean Square Error

Root Mean Square Error

Bias

Occlusion

Absorption

Spectroscopy

Responsivity

Tomography

Far

Near

1. GİRİŞ

Şeker hastalığı diğer adıyla diyabet çağımızın en önemli hastalıklarından biridir. Şeker hastalığının nedeni pankreasın ürettiği insülinin yetersizliği veya işlevini yitirmesinden kaynaklanır. İnsülin kandaki şekerin yani glikozun hücre içine girmesini sağladığından insülinin yetersizliği ve işlevsizliği kandaki şekerin yükselmesine ve hücrelerin glikoz eksikliği çekmesine neden olur. Kandaki şekerin çok artması zehir etkisi yaratır ve vücudun tüm hücrelerini tahrip eder. Şeker hastalığı genelde Tip 1 ve Tip 2 olmak üzere iki gruba ayrılır. Tip 1 diyabet hastalığı daha çok gençlerde ve çocuklarda görülen şeker hastalığıdır. Bu hastalığın erken yaşlardan itibaren görülmesinin nedeni, pankreasta bulunan ve insülin üreten beta hücrelerinin otoimmün bir süreç sonunda işlevini yerine getirememesidir. Tip 1 diyabet hastalarının pankreasları vücudun kandaki şekeri kullanmasını sağlayan insülini yeteri kadar üretmediğinden, hastalar genellikle bir ömür boyu bu hastalık ile yaşamak zorunda kalmaktadır ve mutlak veya göreceli bir insülin yetersizliği olduğundan ömür boyu insülin hormonunu dışarıdan (enjeksiyon yoluyla) almak zorundadırlar. Modern tıbbın tüm gelişmiş imkânlarına rağmen bilim adamları, Tip 1 diyabet hastalığının tamamen tedavi edilmesini sağlayacak bir ilaç geliştirememiştir. Diyabet hastalarının %5 ile %10'u Tip 1 diyabetlidir ve bu hastalarda kandaki şeker miktarının düzenli olarak kontrol edilmesi ve vücuda ihtiyacı kadar insülin verilmesi gerekmektedir. Mevcut kan şekeri ölçüm yönteminin acı verici ve pahalı olması, iltihap riski taşıması ve sürekli ölçüm yapılmasının zor olması nedeniyle hastalar sürekli olarak insülin hormonunu dışarıdan (enjeksiyon yoluyla) kontrolsüz olarak almak zorunda kalmaktadır. Tip 2 diyabet daha çok 30 yaş sonrası bireylerde görülen şeker hastalığı olarak bilirse de olumsuz çevre koşulları, fiziksel aktivitenin azalması, stres ve dengesiz beslenme sonucu artık daha erken yaşlarda hatta çocuklarda görülmektedir. Diyabet hastalarının %90 ile %95'i Tip 2 diyabetlidir ve günde en az iki kez kan şekerinin ölçülmesi gerekmektedir. Bu tip hastalıkta pankreasın insülin üretimi kaybolmamakta ancak hücrelerde insüline karşı direnç gelişmekte ve insülin fonksiyonelliğini kaybetmektedir. Bu durumun sonucunda hücreler şekersizlik çekerken, kandaki şeker miktarı normal değerlerin üstüne çıkmaktadır. Kandaki şekerin çok artması zehir etkisi yaratır ve vücudun tüm hücrelerini tahrip eder. En az 8 saatlik gece boyu açlığı takiben plazma glikoz düzeyinin ölçülmesi hâlen en

fazla kabul gören ve pahalı olmayan yaklaşımdır. 8 saatlik gece boyu açlığı takiben açlık kan şekeri düzeyi 126 mg/dl veya üzerinde ise kişiye diyabet tanısı konulur. Normal bir insanın açlık kan şekeri düzeyi 60 mg/dl ile 100 mg/dl arasında, tokluk kan şekeri ise 60 mg/dl ile 140 mg/dl arasında olmalıdır [1].

1.1. Dünyada ve Türkiye’de Diyabet Hastası Sayısı ve Rakamlar

Türkiye’de 2000 yılındaki diyabet hasta sayısının yaklaşık olarak 2.920.000 olduğu, 2010 yılındaki hasta sayısının 3.679.000’e çıktığı tahmin edilmektedir ve bir kişinin diyabetle mücadele için yıllık kişi başı harcaması Türkiye’de ortalama 572 dolar’dır. Dünyada ise 2000 yılında yaklaşık olarak 171.000.000 olan hasta sayısının 2010 yılında 285.000.000’e çıktığı tahmin edilmektedir ve bir kişinin diyabetle mücadele için yıllık kişi başı harcaması ortalama 703 dolar’dır. Fakat şeker hastalığının gizli seyreden bir hastalık olması ve kolayca tanı konamaması ve teşhis edilememesi nedeniyle aslında birçok bireyde şeker hastalığı veya bozulmuş glikoz toleransı (BGT) olduğu tahmin edilmektedir [1]. Dünya genelinde 17 ülkede yürütülen Uluslararası İleriye Dönük Kentsel ve Kırsal Epidemiyolojik Araştırma (PURE) çalışmasının 2012 takip sonuçları hastalığın ne kadar hızlı yayıldığını ortaya koymaktadır. Söz konusu araştırma sonuçlarına göre Türkiye’de şeker hastası sayısı 10 milyonu geçmiştir ve diyabet görülme sıklığı 2009’da %13 iken 2012’de %17,9’a yükselmiştir. Türkiye’de 38 ile 73 yaş arasındaki her 5 kişiden birinde (0,20) diyabet vardır ve 60 yaş üzerinde bu oran 3’te 1’e (0,33) çıkmaktadır [2]. Sosyal Güvenlik Kurumu’nun Aylık Haber Bülteninde Türkiye’nin 2012 yılında sağlık harcamalarının 44 milyar TL olduğu ve bu paranın dörtte birinin (11 milyar TL) diyabet hastaları için kullanıldığı belirtilmektedir. Yine aynı bültende dünyada diyabet için 548 milyar TL harcandığı, gelecek 20 yıl içinde hastalığın dünyada yarım milyar insanı etkileyeceği, diyabetle ulusal ve uluslararası ölçekte mücadele edilmesinin gerekliliği, bir yandan farklı ve etkili tedavi yöntemleri araştırırken diğer yandan bu hastalığın ortaya çıkmasını önleyici çalışmaların yürütülmesi gerektiği önemle vurgulanmıştır [3].

1.2. Tezin Amaç ve Hedefleri

Şeker hastalığı çağımızın en önemli hastalıklarından biridir ve şeker hastalığının kesin bir tedavisi yoktur. Bu nedenle şeker hastası olan kişilerin güvende olabilmeleri için günde 1 ile 4 kez kan şekerinin ölçülmesi ve kontrol altında

tutulması gerekmektedir. Mevcut uygulanan müdahaleli yöntemde kan şekerini ölçmek için genellikle parmak ucu bir iğne yardımıyla delinir ve kanın vücut dışına çıkması sağlanır. Alınan kan örneği ölçüm cihazına bağlı test çubuğuna konur ve kan şekeri değeri ölçülür. Günde 1–4 kez kan ölçümü yapan bir hasta için bu yöntem acı vericidir, her ölçümde ayrı bir test çubuğu kullanılması gerektiğinden pahalıdır, derinin delinmesinden dolayı iltihap riski taşımaktadır. Ayrıca zahmetli, zor ve acı verici olmasından dolayı sürekli ölçüm yapılamamaktadır. Ayrıca kan örneği alınırken parmağa bastırılarak kanın sulandırılması ve test çubuklarının uygun koşullarda saklanmaması ölçüm sonucunu değiştiren faktörlerdir ve yanlış tanı sonucunda yanlış tedavi riski taşımaktadır. Girişimsel olmayan yöntemde ise kişiden kan örneği alınmadan kan şekeri ölçülmektedir. Bu sayede kişiler acısız, kolay, hızlı, iltihap riski olmadan kan şekerini sürekli olarak ölçülmesi planlanmaktadır.

Tezin ilk bölümünde diyabet hastalığıyla ilgili olarak genel bilgiler verilmiş, hastalığın ne kadar ciddi boyutlara ulaştığı rakamlarla bahsedilmiş ve tez konusunun neden seçildiği açıklanmıştır. İkinci bölümde en çok bilinen girişimsel olmayan kan şekeri ölçüm yöntemleri hakkında kısa bilgiler verilmiş ve girişimsel olmayan kan şekeri ölçüm yöntemlerinden neden yakın kızılötesi spektroskopi yönteminin seçildiği, kızılötesi ve spektroskopi hakkında kısa bilgiler verilerek bahsedilmiştir. Ayrıca yakın kızılötesi spektroskopi yöntemiyle kandaki oksijen yoğunluğunun ölçümü anlatılmış ve kan şekeri ölçümü için kullanılması gereken dalga boyları belirlenmiştir. Üçüncü bölümde ODTÜ GÜNAM Optik laboratuvarında deneysel bir düzenek hazırlanarak yapılan testlerden bahsedilmiş ve ikinci bölümde belirlenen dalga boyları kullanılarak sulu çözeltiler içindeki glikoz miktarı en küçük kareler yöntemi kullanılarak tahmin edilebileceği belirlenmiştir. Dördüncü bölümde piyasada satılan LED'ler kullanılarak geliştirilen cihazla yapılan testlerden bahsedilmiş ve tekrarlı deney sonuçlarıyla birlikte cihaza ilişkin detaylardan bahsedilmiştir. Sonuç bölümünde yapılan testlerin sonuçları analiz edilmiş ve gelecekte yapılabilecek çalışmalardan bahsedilmiştir.

2. MÜDAHALESİZ KAN ŞEKERİ ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Diyabet hastalığının dünya çapında çok hızlı bir şekilde artması, kan şekerinin düzenli olarak kontrol edilmesi ihtiyacı ve mevcut kan alarak ölçüm yönteminin dezavantajları araştırmacıları girişimsel olmayan kan şekeri ölçüm yöntemlerini araştırmaya yöneltmiştir. Diyabet hastalarının kan şekerini ölçmekte karşılaştığı sorunlara çözüm bulabilmek ve yaşam standartlarının yükseltilmesi amacıyla teknolojinin de verdiği imkânlar doğrultusunda yeni girişimsel olmayan ölçüm olanakları araştırılmakta ve yeni cihazlar geliştirilmeye çalışılmaktadır. Üretimi gerçekleşen veya devam eden 16 cihazın 7 tanesi yakın kızılötesi spektroskopi, 3 tanesi iyontoferez, 3 tanesi ultrason, 2 tanesi empedans spektroskopi ve 1 tanesi termal spektroskopi yöntemlerini kullanmaktadır. Yapılan çalışmalarda yeni teknolojiler kullanılmasına ve umut verici gelişmeler olmasına rağmen bu güne kadar müdahaleli ölçüme göre daha iyi bir cihaz geliştirilememiştir [4]–[6].

2.1. Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçüm Yöntemleri

Aşağıdaki bölümde dünya çapında en çok bilinen yöntemlerin temel prensibi ve ölçüm yöntemleri açıklanmış olup bu yöntemlerin avantajları ve dezavantajları Tablo 2.1’de karşılaştırılmıştır.

Tablo 2.1. Girişimsel Olmayan Kan Şekeri Ölçüm Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Yöntem	Avantajları	Dezavantajları
Yakın kızılötesi spektroskopi	Işığın deri içine girme oranının yüksek olması	Hassasiyet sorunları
Orta kızılötesi spektroskopi	Hassasiyetin iyi olması	Işığın deri içine nüfus etme oranının düşük olması
Optik Koherans Tomografi	İki boyutlu görüntülemeye yüksek çözünürlük sağlamaktadır.	Derideki sıcaklık değişimleri ölçüm sonucunu etkilemesi ve derinin 1 mm altına kadar inilebilmesi

Raman spektroskopisi	Hassasiyetin iyi olması	Lazer dalga boyunun ve şiddetinin kararsızlığı ile ölçüm yönteminin zorlukları
Empedans spektroskopisi	Kolay ölçülebilir olması	Dehidrasyona neden olması ve vücuttaki değişimlere bağlı olarak ölçüm sonucunun değişmesi
İyontoferez	Hassasiyetin iyi olması	Deriye akım verilmesinden dolayı acı verici ve deriyi tahrip eden bir yöntemdir.

2.1.1. Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (NIR)

Yakın kızılötesi spektroskopisi 750 nm ile 2500 nm spektrumdaki ışığın deri yüzeyine odaklanması prensibine dayanır. Yakın kızılötesi spektrumundaki dalga dalga boyuyla ters orantılı olacak şekilde 1 ile 100 mm kadar vücut içine girebilir. Vücut içine giren ışığın bir kısmı vücutta bulunan dokularda soğurulur, saçılır veya geçer. Işıktaki soğurulma veya zayıflama aşağıdaki eşitliğe uygun olarak gerçekleşir.

$$I = I_0 e^{-\mu_{eff} \times d} \quad (1)$$

Yukarıdaki eşitlikte I vücuttan geçen veya yansıyan ışığın şiddeti, I_0 gönderilen ışığın şiddeti, μ_{eff} efektif zayıflama sabiti, d ışığın aldığı yoldur. μ_{eff} değeri aslında μ_a zayıflama katsayısı ve μ_s saçılma katsayısının bir fonksiyonudur. Glikoz miktarındaki değişim μ_a zayıflama katsayısını μ_s saçılma katsayısını değiştireceğinden yansıyan ve iletilen ışığın uygun dedektörler kullanılarak toplanması sonucunda glikoz ölçümü yapabilmektedir. [4]–[6].

2.1.2. Orta Kızılötesi Spektroskopi (Mid-IR)

Orta kızılötesi spektroskopi yönteminde 2500nm ile 10.000 nm dalga boylarında ışık kullanılarak NIR Spektroskopine benzer ölçüm yöntemi uygulanır. Işığın saçılması NIR'a göre daha azdır fakat yüksek sönümlenmeden dolayı ışığın vücut içine nüfus etme oranı çok daha düşüktür. Aşağıdaki eşitlikten görüleceği üzere dalga boyu arttıkça dalganın deri içine girme oranı da azalır

$$E = h \times f \quad (2)$$

Yukarıdaki eşitlikte $h = 6,63 \times 10^{-34}$ J.s (Joule \times Saniye) plank sabitini, E enerjisi ve f frekansı göstermektedir. Eşitlik 2'den görüleceği üzere frekans azaldıkça (dalgaboyu arttıkça) enerji azalmaktadır [4]–[7].

2.1.3. Optik Koherens Tomografi (OCT)

Optik koherens tomografi (OCT) aslında çapraz kesitli görüntü sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde bir lazer ışığı yardımıyla dokuların optik geri yansıtma özelliklerini kullanarak dokunun içyapısı hakkında yüksek çözümlemeli ve derinlemesine bilgiler sağlar. Optik koherens tomografi yöntemi düşük koherensli ışık kullanılması prensibine dayanır. Referans ve örnek alınan bölge arasına girişimölçer cihazı ve bir ayna konularak ışığın fotodiyot üzerine düşmesi sağlanır. Referans alınan bölgeden geri yansıyan ışınla örnek alınan bölgeden saçılarak geri yansıyan ışının arasındaki gecikme korelasyonundan kan şekeri değeri hesaplanır. Bu yöntemde ışık derinin 1 mm kadar altına inebilir. Bu sayede derinin 1 mm altı görüntülenebilir veya derinin 1 mm altında olan doku ve maddeler hakkında bilgi verebilir [4]–[6].

2.1.4. Raman Spektroskopi

Raman spektrumları, bir numuneyi 400 nm ile 700 nm dalga boyu aralığında veya yakın kızılötesi monokromatik ışından oluşan, güçlü bir lazer kaynağıyla ışınlama yoluyla elde edilir. Işınlama süresince saçılan ışının spektrumu uygun bir spektrometre ile belirli bir açıdan (genellikle 90 derece) ölçülür. Raman çizgilerinin şiddetleri en fazla kaynağın şiddetinin %0,001'i kadardır, bu yüzden bunların belirtilmesi ve ölçümü infrared spektrumlarından biraz daha zordur. Molekül ile etkileşerek elastik olmayan bir saçılmaya uğrayan ışığın enerjisinde oluşan fazlalık veya azlık, ışıkla etkileşen molekülün titreşim enerji düzeyleri arasındaki fark kadardır. Saçılan ışığın dalga boyunda oluşan farka Raman kayması denir.

Şiddetli monokromatik ışın ile etkileşen moleküller ışığı sönümlenmiyorsa ışık saçılmasına (yön değiştirme) neden olurlar. Saçılan ışığın dalga boyu madde içinde bulunan glikoz miktarı hakkında bilgi verir [4]–[6].

2.1.5. Empedans Spektroskopisi

Empedans Spektroskopisinde madde üzerinden geçen akımın şiddetine bağlı olarak madde içindeki moleküller bulunur. Eğer maddeye farklı frekanslarda akım verilirse empedans Spektroskopisi elde edilmiş olur. Empedans Spektroskopisinde genellikle 100 Hz ile 100 MHz frekans aralığı kullanılır. Plazmadaki glikoz değişimi kırmızı kan hücrelerindeki sodyum iyonlarının düşmesine neden olur. Bu durum kırmızı kan hücrelerinin iletkenliğinde değişime neden olur bu sayede empedans spektroskopisi yöntemiyle kan şekeri değeri hesaplanır. Şekil 2.1'de gösterilen Pendra isimli cihaz İsviçre'li Pendragon Medical Ltd. tarafından üretilmiştir. Empedans Spektroskopisi yöntemiyle ölçüm yapmaktadır. 1 MHz ile 200 MHz bant aralığında çalışmaktadır. 2 veya 3 günde bir kalibrasyon gerektirdiğinden hastaların yaklaşık %30'u ilk kalibrasyondan sonra cihaz kullanımını bırakmıştır [4]–[6], [37].



2.1. Empedans Spektroskopisi Yöntemini Kullanan Bir Cihaz (Pendra) [37]

2.1.6. İyontoferez

Deri yüzeyine bir güç kaynağının anot ve katot uçları bağlanmasıyla elektrik alan oluşturulur ve derinin üstüne deri altındaki glikoz gibi moleküllerin çıkması sağlanır. Deri yüzeyinde bulunan sensörler yardımıyla kan şekeri değeri ölçülür. Tam olarak girişimsel olmayan bir yöntem değildir. Şekil 2.2'de gösterilen

Glucowatch G2 biographer isimli cihaz Amerika Birleşik Devletleri'nde Cygnus firması tarafından geliştirilmiştir. İyontoferez yöntemini kullanarak ölçüm yapmaktadır. Manyetik alan yardımı ile deriden sıvı çekilir ve amperometrik biyosensör ile ölçüm yapılmaktadır. Vücuttan sıvı çekmesi sebebiyle tam anlamıyla girişimsel olmayan bir yöntem değildir. Hareket ve sıcaklığa bağlı hatalı ölçüm yapmaktadır ve müdahaleli yöntemden daha acı vericidir [4]–[6], [38].



2.2. İyontoferez Yöntemini Kullanan Bir Cihaz (GlucoWatch G2 biographer) [38]

2.2. Kızılötesi Işın

Şekil 2.3'te görüleceği üzere Kızılötesi (Kızılaltı, IR veya İnfrared) ışınım, dalga boyu görünür ışıktan uzun fakat terahertz ışınımından ve mikrodalgalardan daha kısa olan elektromanyetik ışınımıdır. Teknolojide kabul edilen ismi olan infrared Latince'de aşağı anlamına gelen infra ve İngilizce kırmızı anlamına gelen red kelimelerinden oluşmaktadır ve kırmızı altı anlamına gelir. Kırmızı görünür ışığın en uzun dalga boyuna sahip rengidir. Kızılötesi ışınımın dalga boyu 750 nanometre ile 1 mikrometre arasındadır. Normal sıcaklığındaki insan vücudu 10 mikrometre civarında ışımaya yapar. Doğrudan alınan güneş ışığı %47 kızılötesi, %46 görünür ışık ve %7 morötesi ışınımından oluşur [8].

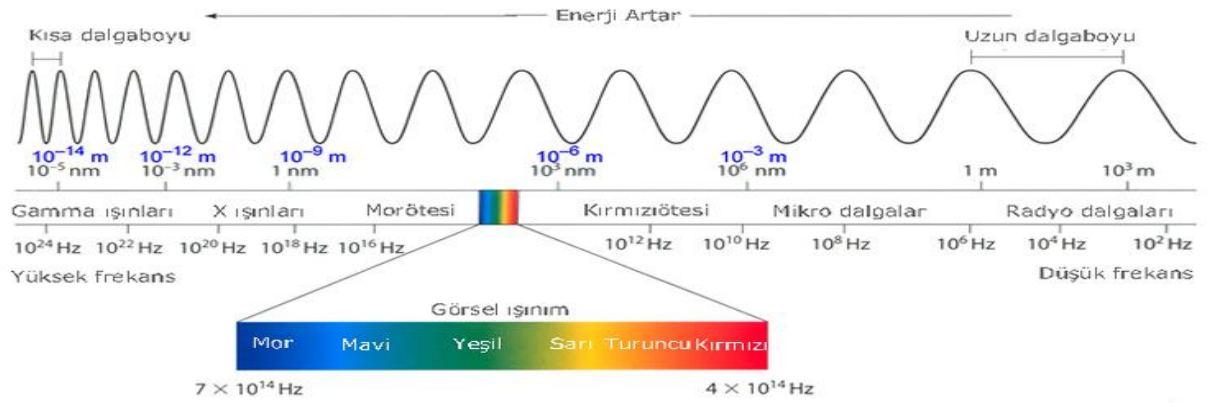
Nesneler oldukça geniş bir tayfta kızılötesi ışınım yayarlar, fakat algılayıcılar sadece belli bant genişliklerini algılayabildikleri için genellikle kızılötesinden kastedilen belirli bantlardır. Bu yüzden kızılötesi bandı daha küçük altbantlara bölünmüştür. Kızılötesi altbantları Tablo 2.2'de, elektromanyetik spektrum ise Şekil 2.3'te verilmiştir.

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) kızılötesi ışınımı IR-A: 700 nm–1400 nm, IR-B: 1400 nm–3000 nm ve IR-C: 3000 nm–1 mm bantlarına ayırmayı teklif etmiştir [8].

Tablo 2.2. Kızılötesi Altbantları [8]

Bölge	Açıklama
Yakın kızılötesi (NIR)	Dalga boyu 0,75 ile 3 μm arasındadır. Düşük kayıp miktarı yüzünden genellikle fiberoptik iletişimde kullanılmaktadır. Gece görüş ekipmanları da genellikle bu dalga boyunu kullanır.
Orta dalga kızılötesi (Mid-IR)	Dalga boyu 3 ile 8 μm arasındadır. Güdümlü füze teknolojisinde kullanılmaktadır.
Uzun dalga kızılötesi (LWIR)	Dalga boyu 8 ile 15 μm arasındadır. Dışarıdan bir ışınım kaynağına gerek duymadan sadece nesnelerin yaydığı ısıyla çalışan termal görüntüleme cihazları bu bantı kullanır.
Uzak kızılötesi (Far-IR)	Dalga boyu 15 ile 1,000 μm arasındadır.

Tez kapsamında elektromanyetik spektrumun 760 nm ile 2600 nm arasındaki dalgalı boyu kullanılmıştır.



Şekil 2.3. Elektromanyetik Spektrum

2.3. Spektroskopi Yöntemi

Spektroskopi maddenin özelliklerinin, soğrulan ve salınan parçacıklar, ışık, veya ses aracılığı ile incelenmesidir. Ayrıca ışık ile maddenin etkileşiminin incelenmesi olarak da tanımlanabilir. Spektroskopik analiz yöntemlerinde örnek üzerine bir uyarıcı tanecik gönderilir ve maddenin elektromanyetik radyasyonu yayması, soğurması, saçması, saptırması, genel olarak maddenin elektromanyetik radyasyonla etkileşimi ve bu etkileşimin sonuçları analitik amaçlara dönük olarak incelenir. Genellikle kimyada madde tanımlamada kullanılsa da spektroskopi fizik/fotonik/optik temelli teknikler bütünüdür ve uygun düştüğü her yerde kullanılmaktadır [9].

Tarihsel olarak sadece görünür ışık kullanılırken, günümüzde yeni yöntemler de kullanılmaktadır. Spektroskopik analiz yöntemlerinde örnek üzerine bir uyarıcı tanecik gönderilir ve örneğin bu uyarıcı taneciğe (elektron, nötron, proton, atom, molekül, gibi) karşı davranışı ölçülür. Bunlar dışında, elektromanyetik olan ve olmayan ışınım da kullanılmaktadır (mikrodalgalar, radyo dalgaları, X ışınları, vs. gibi). Spektroskopik yöntemlerde maddenin elektromanyetik radyasyonu yayması, soğurması, saçması, saptırması, genel olarak maddenin elektromanyetik radyasyonla etkileşimi ve bu etkileşimin sonuçları analitik amaçlara dönük olarak incelenir. Spektroskopi, gökbilim ve uzaktan algılamada da ayrıca yoğun olarak uygulanan yöntemlerdendir. IR spektroskopi yönteminde ise maddenin analizini yapmak için kızılötesi ışık kullanılır [9].

2.4. Yakın Kızılötesi Spektroskopi Yöntemine Yönelik Yapılan Çalışmalar

Yakın kızılötesi Spektroskopi yöntemiyle kan şekeri ölçümü aslında basit bir anlamda Fotopletismografi (PPG) yönteminin ileri düzeyde bir uygulamasıdır ve 1992 yılında patentlenmiştir [10], [11]. Daha sonradan bu yöntem nabız glikoz ölçeri ismi verilmiştir. PPG, vücudun cilde yakın bir test bölgesinde akan kan hacmi hakkında bilgi veren girişimsel olmayan, zararsız, elektro optik bir metottur. Fotopletismografi yönteminde hücrelerin ışık geçirgenliği ve değişik hücrelerin ışık soğurması bilgisine dayanarak parmağın veya kulak memesinin bir ucuna dalga boyu λ olan bir ışık kaynağı diğer tarafına kaynağın tam karşısına iletilen ışığı yakalayacak bir duyarlı bir devre elemanı yerleştirilir. Kalp atımlarına bağlı olarak dokudaki kan hacmi ve soğurduğu ışık şiddeti değişir. Dokulardan geçen veya

kemikten yansıyan ışınlar, ışık şiddet değişimlerine duyarlı bir devre elemanı üzerine düşürülür. Duyarlı devre elemanı olarak fotoresistor, fotodedektör veya fotodiyot kullanılabilir. Bu elemanlar yardımıyla kandaki hacim değişim bilgisini taşıyan potansiyel değişimler, bir osiloskop veya kaydedici ile gözlenir [12]–[14].

PPG sinyali deri, kas ve kemikten geçen büyük bir DC bileşenden, deri, kas ve kemikten ayrılarak doğrudan kan damarlarından geçen ve kanın hareketli olmasından dolayı küçük bir AC bileşenden meydana gelmektedir. Sistoldeki kalp kasılmalarından hemen sonra arterlerdeki kan miktarı artar, böylece alınan ışık şiddeti de düşer. Diastoldeki kalp gevşemesi boyunca arterlerdeki kan miktarı azalır ve ışık geçişinde artış görülür. Temel bir ölçüm bölgesinde sinyalin %99'u deri, kas ve kemikten, %0,9'u toplardamardan, %0,1 'i atardamarlardan gelir [12]–[14].

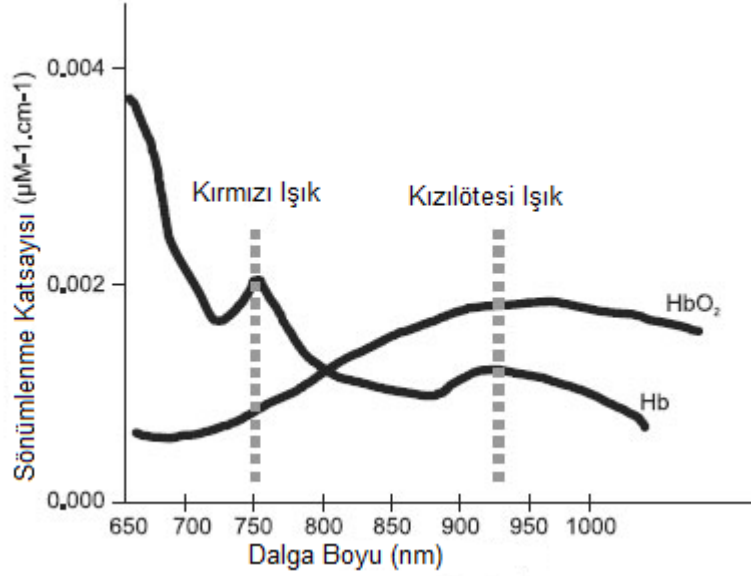
Fotodiyot tarafından elden edilen sinyalin AC ve DC olmak üzere 2 bileşeni vardır. Karşı tarafa geçen sinyalin AC ve DC bileşenleri nabız bilgisinin yanı sıra vücuttaki soğurma ve geçirgenliğe bağlı olarak vücut içindeki maddeler hakkında da bilgi verir. AC bileşen kanın hareketli olmasından dolayı kandaki soğurma katsayısını, DC bileşen ise deri, kas, kemikten ve damardaki soğurma katsayısını ve bu katsayılarla bağlı olarak içindeki maddelerin miktarı hakkında bilgi verir. Örneğin son zamanlarda kullanımı oldukça yaygınlaşan girişimsel olmayan kandaki oksijen yoğunluğunun (SpO_2) ölçümü PPG ve IR spektroskopinin birleşimi kullanılarak yapılmaktadır.

Eşitlik 3'te görüleceği üzere oksijene bağlanmış ve bağlanmamış hemoglobinin oranından kandaki oksijen yoğunluğu bulunur.

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad (3)$$

Yukarıdaki eşitlikte SpO_2 kandaki oksijen yoğunluğunu, HbO_2 oksijene bağlanmış hemoglobin miktarını, Hb oksijene bağlanmamış hemoglobin miktarını göstermektedir.

Bu yöntemde oksijene bağlanmış ve bağlanmamış hemoglobinin görünür ve kızılötesi bölgede soğurma spektrumuna bakılarak Şekil 2.4'te görüleceği üzere görünür bölgede 750 nm ve kızılötesi bölgede 940 nm ayırt edici dalga boyları olarak belirlenmiştir [12]–[14].



Şekil 2.4. Oksijene Bağlanmış ve Bağlanmamış Hemoglobinin Soğurma Grafiği

[14]

SpO₂ ölçümünde temel olarak aşağıda formülü verilen Beer's Lamberts's kanunu kullanılmaktadır.

$$I_0 = I_N e^{-\epsilon c L} \quad (4)$$

Yukarıdaki eşitlikte I_N gönderilen ışığın şiddetini, I_0 karşı tarafa geçen ışığın şiddetini, ϵ dalga boyuna bağlı soğurma katsayısını (molar sönmleme ($L/mol \times cm$)), c madde yoğunluğunu (çözeltinin molar derişimi (mol/L)) ve L de ışığın aldığı yolu ifade etmektedir. Madde içindeki moleküler yapıya bağlı olarak ϵ değışeceğinden soğurma katsayısı A ise aşağıdaki formülden hesaplanır. [12]–[15].

$$A = \ln \left(\frac{I_0}{I_N} \right) = \epsilon c L \quad (5)$$

Görünür bölgedeki 750 nm (R) ve kızılötesi bölgedeki 940 nm (IR) dalga boylarında alınan sinyalin AC genliğı DC genliğine bölünerek normalize edilmiş kızılötesi oran R katsayısı aşağıdaki eşitlikten hesaplanır [12]–[14].

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (6)$$

Yukarıdaki formülde AC_R 750 nm dalga boyundaki AC sinyalin genliğini, DC_R 750 nm dalga boyundaki DC sinyalin genliğini, AC_{IR} 940 nm dalga boyundaki AC

sinyalin genliğini ve DC_{IR} ise 940 nm dalga boyundaki DC sinyalin genliğini ifade etmektedir.

Normalize edilmiş R oranı K katsayısı ile çarpılarak kandaki oksijen yoğunluğu hesaplanır. Buradaki K katsayısı sabit olup sonuçların kalibrasyonu için kullanılmaktadır [12]–[14].

$$\%SpO_2 = K \times R \quad (7)$$

Benzer bir yöntem de kandaki şekerin ölçümü amacıyla kullanılabilir. AC ve DC sinyaldeki değişim vücuttaki maddelerin miktarına bağlıdır ve SpO_2 ölçümünde olduğu gibi alınan sinyaldeki değişimler vücuttaki maddelerin miktarı hakkında bilgi verir. Işın madde içinden geçerken madde içindeki moleküllerin vibrasyonu sonucu ışının sönümlenme oranı değişir. Yakın kızılötesi Spektroskopi yönteminde önceki bölümlerle belirtildiği üzere glikoz molekülünün $C_6H_{12}O_6$ bağ yapısı ve bağ aralarındaki geçiş bantları farklı dalgalı boylarındaki ışığa farklı tepkiler vermesine dolayısıyla farklı sönümlenme katsayısına sahip olmasına neden olmaktadır [16]. Bu sönümlenme her madde için farklı dalgalı boylarında farklı miktarlarda olduğu için her maddenin kızılötesi sönümlenme veya iletim spektrumu ayırt edici bir özelliktir. Glikoz ölçümünde de ışığın sönümlenmesi Beer's Lamberts's kanununa (4) uygun olarak gerçekleşir [11], [17]–[22].

Bunun için öncelikle kan şekerinin (glikoz) ayırt edilebilmesi için kullanılacak dalga boylarının doğru olarak belirlenmesi ve dalgalı boylarına uygun fotodiyot ve ışık kaynağı kullanılması gerekmektedir. Uygun bir fotodiyot kullanılarak elde edilen verilerin işlenmesi sonucu kan şekerinin girişimsel olmayan olarak kızılötesi spektroskopi yöntemiyle ölçülmesi mümkündür [11], [23]. Yapılan çalışmalarda madde içindeki glikoz miktarının ölçümü için genellikle en küçük kareler (LS) veya kısmi en küçük kareler (PLS) yöntemleri kullanılmaktadır [24]–[26]. Yöntem çok basit gibi gözükse de aslında vücut içindeki diğer moleküllerden dolayı oldukça karmaşık ve çok faktörlüdür [23], [27]–[29].

Glikoz molekülünün en yüksek sönümlenme katsayısına sahip olduğu dalga boyları orta kızılötesi bölgeden olmasına rağmen ışının deri içine girme oranının düşük olmasından dolayı yakın kızılötesi bölge tercih edilmektedir. Yakın kızılötesi ışın 800 nm ile 2500 nm dalgalı boyları arasındaki elektromanyetik dalga olarak düşünülebilir. Yakın kızılötesi bölgede ışığın vücut içinde sönümlenmesi diğer

kızılötesi bölgelere oranla daha düşüktür. Yapılan çalışmalarda ışının deri içine girme oranı yüksek olmasından dolayı genellikle 800 nm ile 1300 nm arasındaki dalga boyları tercih edilmiştir. Glikoz molekülünün sönümlene katsayısı 2000 nm dalga boyundan sonra belirgin bir artış göstermektedir fakat suyun 1300 nm dalga boyundan sonra vücuttaki en yüksek sönümlene katsayısına sahip olan molekül olması ve insan vücudunda çok fazla su bulunması ölçüm yapılmasını zorlaştırmaktadır. Son yapılan çalışmalarda daha güçlü ışık kaynakları kullanılarak 1000 nm ile 2600 nm arasındaki dalga boyları da kullanılmaktadır. Yapılan araştırmalarda vücut içinden geçen ışığı ölçmek için kılcal damarların yoğun olması nedeniyle parmak veya kulak memesinin, yansıyan veya saçılan ışığı ölçmek için parmak, avuç içi, dudak bölgelerinin diğer bölgelere göre daha iyi sonuç verdiği görülmüştür [7], [28]–[31].

Yakın kızılötesi yönteminin avantajı ışının parmak içinden karşı tarafa geçmesi bu nedenle saçılan veya yansıyan ışının ölçümüne gerek duyulmamasıdır. Bu sayede daha güçlü sinyal alınabilmektedir. Söz konusu yöntemin diğer avantajı ise kanın hareketli olmasından dolayı sinyalde bir AC bileşen oluşması ve AC bileşenin genliğindeki değişimin kanın sönümlene katsayısındaki değişime bağlı olmasıdır. Ayrıca yakın kızılötesi yöntemi diğer yöntemlere göre daha ucuz, kolay ve zararsızdır [25], [31].

Yakın kızılötesi yöntemdeki en büyük sorun ölçüm yapılmak istenen maddeye gönderilen ışının saçılması, yansması ve madde içinden geçmesidir. Yansıyan veya saçılan ışının algılanması madde içinden geçen ışının algılanmasından daha zordur. Bu nedenle yapılan çalışmalarda genellikle madde içinden geçen ışın kullanılmaktadır. Ayrıca söz konusu yöntemde kızılötesi ışın kullanılması nedeniyle sıcaklık değişimlerine karşı hassastır [25], [28].

Derinin ve diğer vücut bileşenlerinin özellikleri insandan insana değiştiği gibi kişiden kişiye göre de değişmektedir. Optik ölçüm yönteminde yapılan geliştirmeler sonucunda hata oranının azaltılması mümkünken vücuttaki moleküllerin sürekli değişmesi nedeniyle hata oranının azaltılması ve daha hassas cihazlar geliştirilmesi mümkün olmamaktadır. İnsandan insana yapısal özelliklerin değişmesi nedeniyle her kişiye özgü bir kalibrasyon yapılmasını gerektirmektedir [32].

Nabız sinyalinden ölçüm yapılabileceği gibi sıkıştırma Spektroskopi yöntemiyle parmağın sıkıştırılarak kanın toplanması sonucu ölçüm yapılmaktadır fakat sonuçların nabız glikoz ölçerine göre daha kötü sonuç verdiği belirlenmiştir [33].

2.5. Dalga Boyu Seçimi

Dalga boyu belirlenirken glikoz molekülü için soğurmasının veya geçirgenliğinin yüksek olduğu ayırt edici dalga boylarının kullanılması, parmaktan ölçüm yapılabilmesi için dalga boyunun enerjisinin yüksek olması ve ışığın karşı tarafa fotodiyotla algılanabilecek oranda geçmesi, vücuttaki deri, kemik, kıkırdak, yağ, protein, su gibi diğer bileşenlerin ışığın soğurmasına veya geçirgenliğine etkisinin glikoz molekülünden daha az olması gibi faktörler göz önüne alınmalıdır [11], [28], [32].

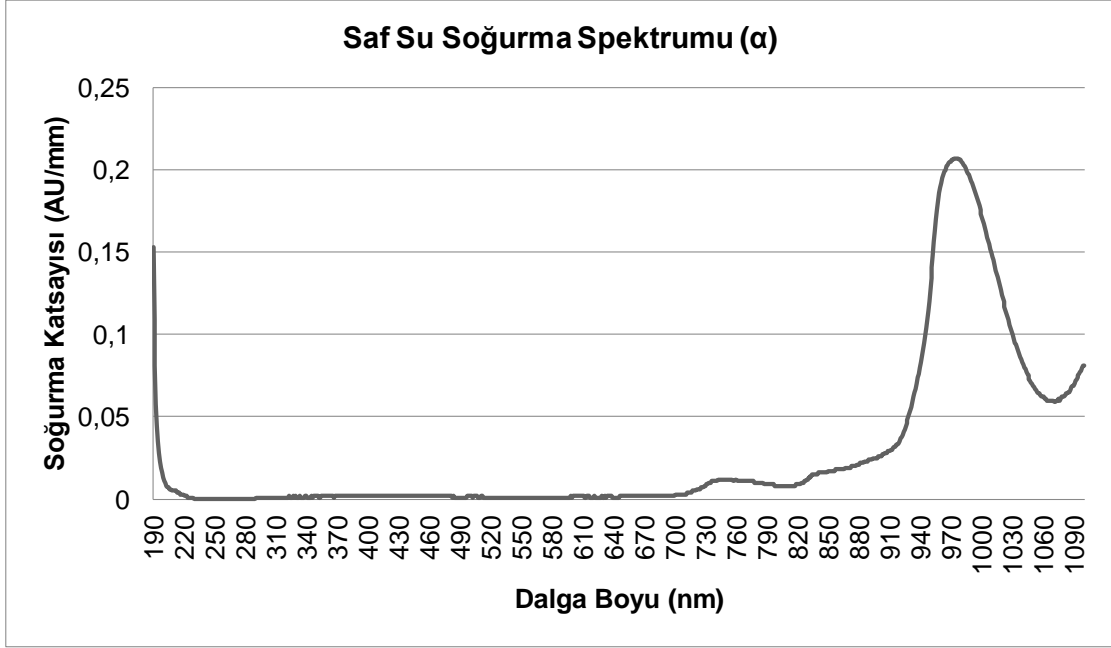
İnsan vücudunda ve kanda diğer maddelere oranla en fazla bulunan moleküler yapının su olması nedeniyle vücut yüzeyine gönderilen dalga vücut içinde en çok su ile karşılaşacaktır çünkü kanın %55'i plazma ve plazmanın %90'ı sudan oluşmaktadır. Plazmada ise albümin (%60), globülin (%36) ve fibrinojen (%4) bulunmaktadır. Kanın %45'i katı yapıdan oluşur. Katı yapıda ise Eritrositler (Alyuvar) (%99), Lökositler (Akyuvar) (%1) ve Trombositler (%1) bulunmaktadır [34].

İnsan vücudunda en çok bulunan moleküler yapının su olması ve glikozun su içinde çözülerek spektroskopik analizlerinin kolay yapılabilmesi nedeniyle içinde aşağıda belirtilen miktarlarda sulu glikoz çözeltilerinin görünür ve kızılötesi bölgede spektroskopik analizleri yapılmıştır. Çünkü ışığın hücreler arasında giderken en çok karşılaşacağı moleküler yapı su olacaktır. Çözeltilere ait 190 ile 1100 nm aralığındaki soğurma spektrumu Şekil 2.5'te verilmiştir. Saf suyun ve sulu çözeltilerin soğurma katsayıları EK 1'de verilmiştir.

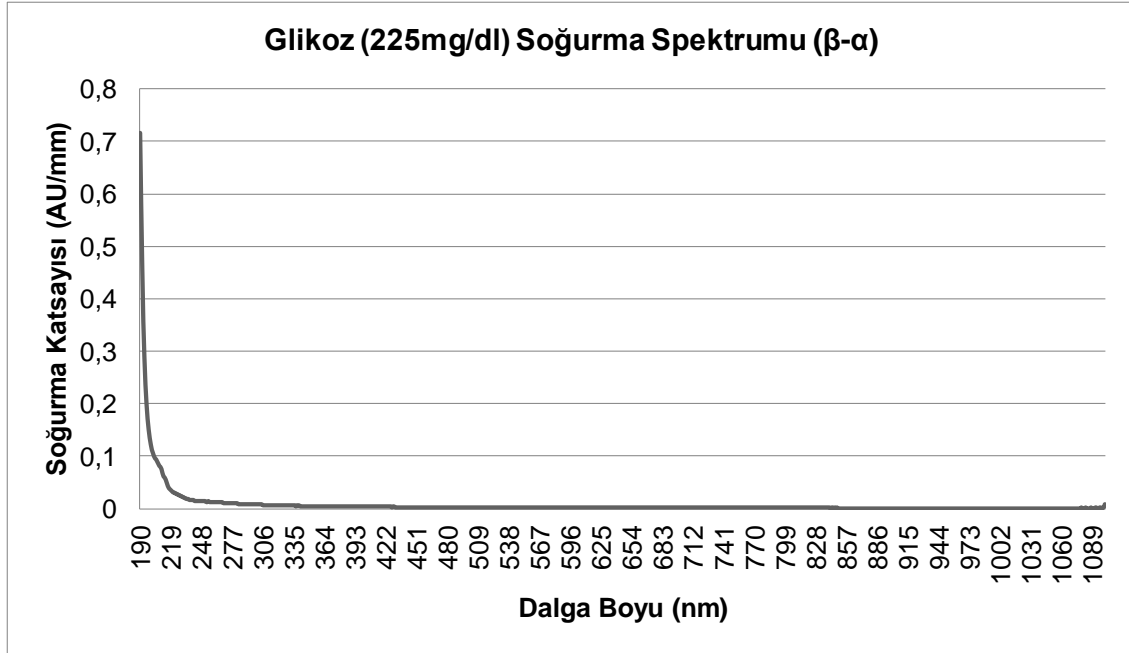
Tablo 2.3. Çözelti İçeriği ve Simgeleri

Çözelti	İçeriği	Simge
Çözelti 1	Saf Su	α
Çözelti 2	225 mg/dl Glikoz Çözeltisi	β
Çözelti 3	500 mg/dl Glikoz Çözeltisi	Ω

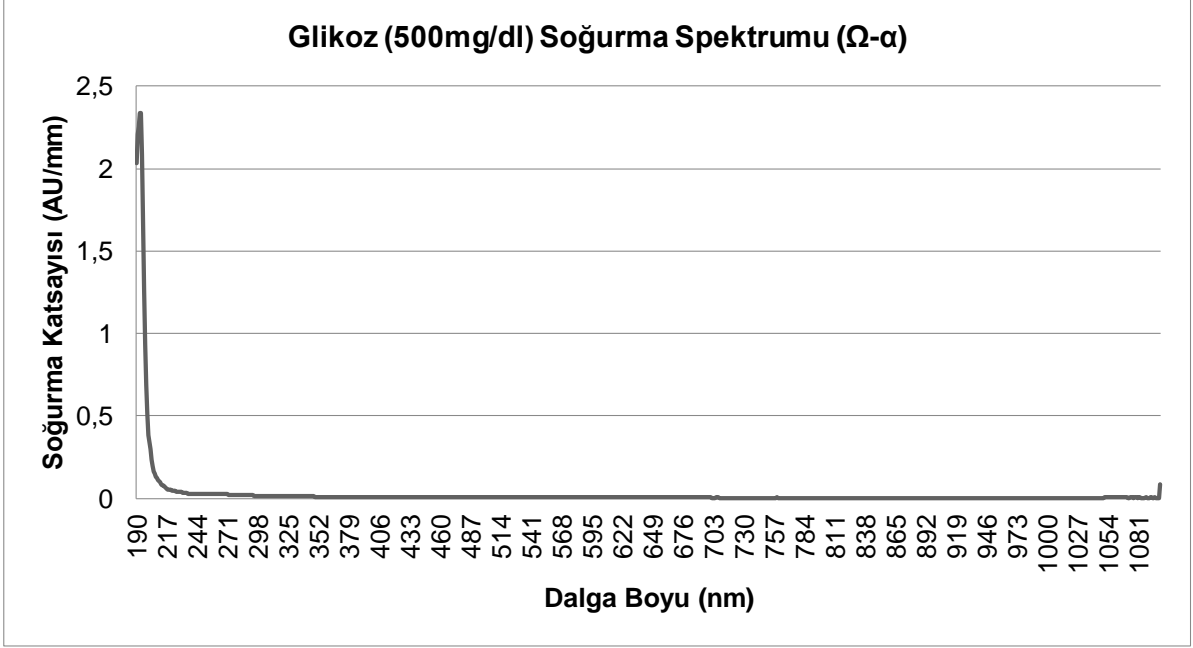
Çözeltilerin spektrumu 190 nm ile 1100 nm dalgaboyları arasındadır. Şekil 2.5'te saf suyun, Şekil 2.6'da saf su baz alınarak 225 mg/dl glikoz çözeltisinin saf suyun soğurma katsayısından farkı, Şekil 2.7'de saf su baz alınarak 500 mg/dl glikoz çözeltisinin saf suyun soğurma katsayısından farkı, Şekil 2.8'de ise Şekil 2.6 ve Şekil 2.7'deki grafiklerin oranı yani 500 mg/dl ile 225 mg/dl glikoz çözeltilerinin soğurma katsayılarının oranı verilmiştir.



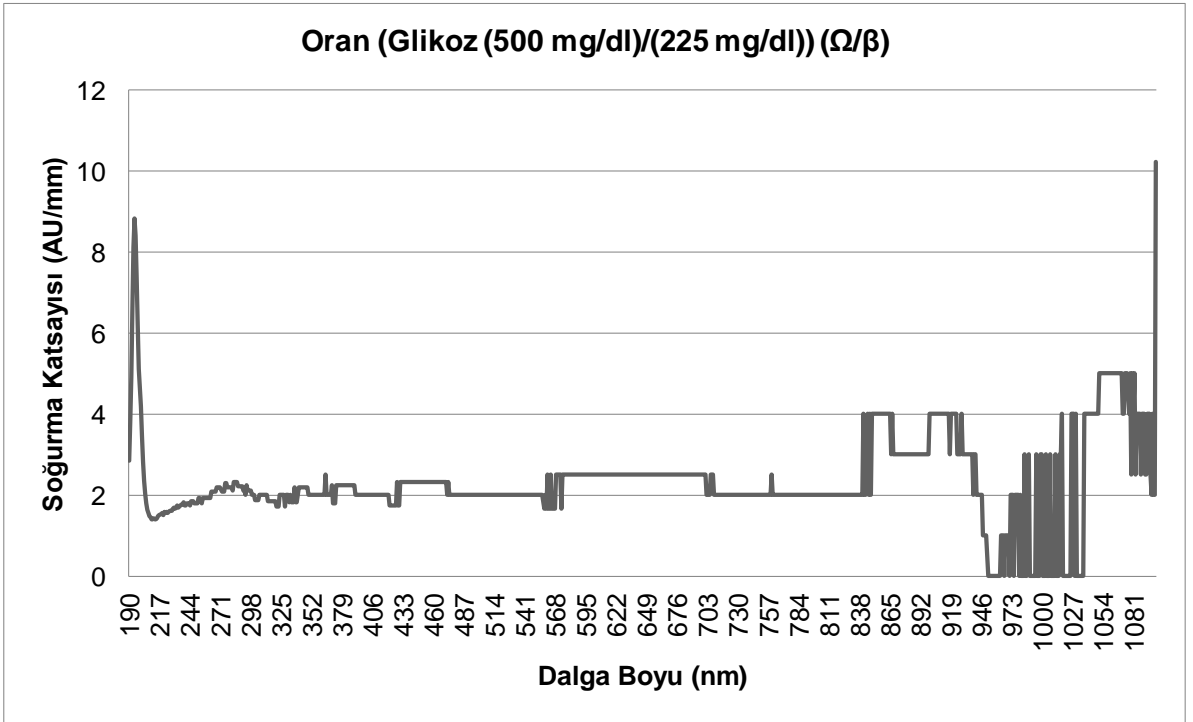
Şekil 2.5. Çözelti 1 (Saf Su) Soğurma Spektrumu (α)



Şekil 2.6. Çözelti 2 (Saf Su + 225 mg/dl Glikoz) Glikozun Soğurma Spektrumu (β-α)



Şekil 2.7. Çözelti 3 (Saf Su + 500 mg/dl Glikoz) Glikozun Soğurma Spektrumu ($\Omega-\alpha$)



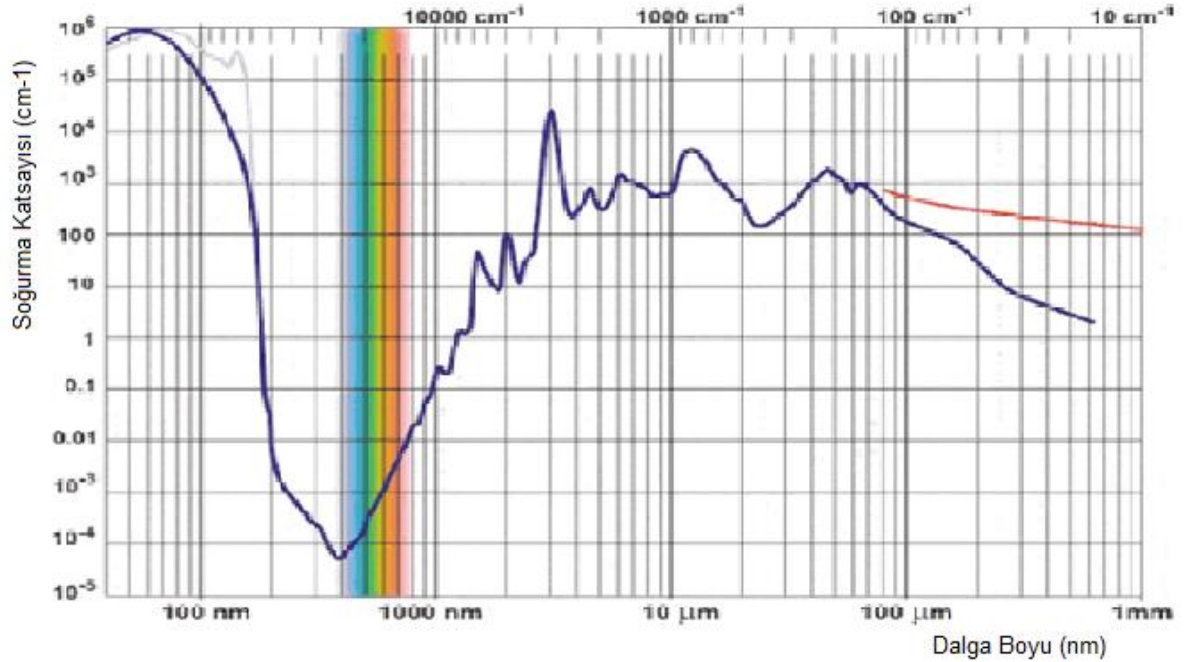
Şekil 2.8. Su İçindeki 500 mg/dl ve 225 mg/dl Glikozun Soğurma Katsayıları Oranı (Ω/β)

Şekil 2.5'te görüleceği üzere saf suyun soğurma katsayısı 700 nm dalga boyundan sonra yükselmekte ve 976 nm'de tepe noktasına ulaşmaktadır. Şekil 2.6 ve Şekil 2.7'de 700 nm'den sonra belirgin bir farklılık görülmemesine rağmen Şekil 2.8'deki soğurma katsayılarının oranı dikkate alındığında 700 nm'den sonra (kızılötesi aralığının başladığı bölgede) yükselmelerin olduğu ve 760 nm, 920 nm, 1000 nm

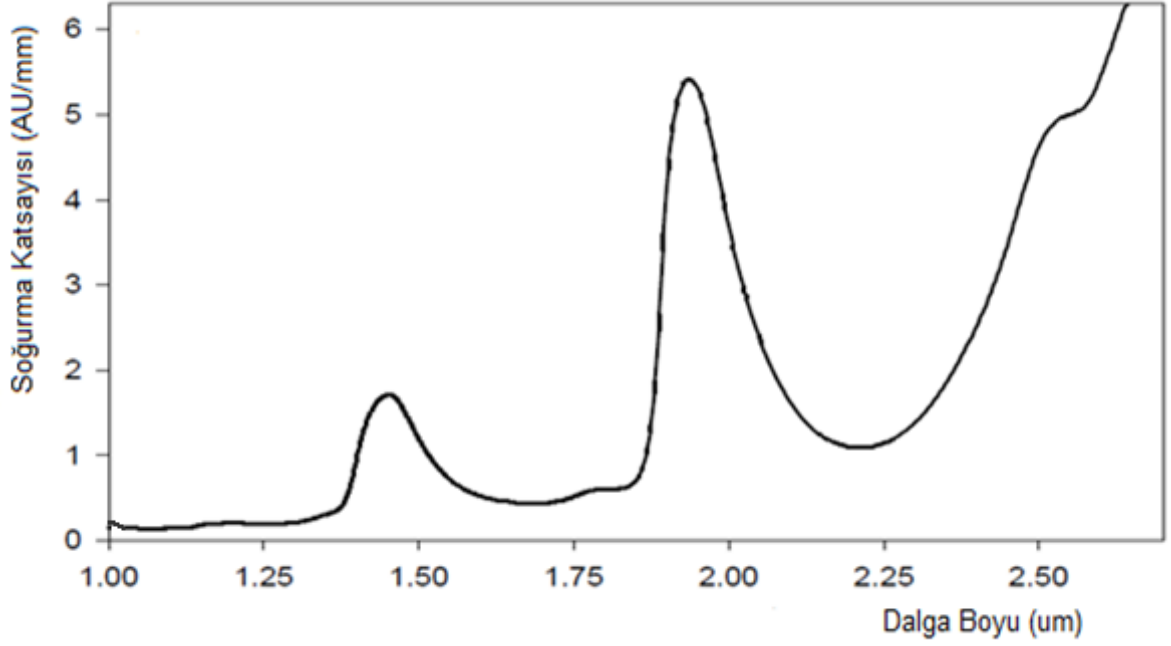
ve 1100 nm dalgaboylarında tepe noktalarına ulaştığı görülmektedir. Bu nedenle 190 nm ile 1100 nm aralığında glikoz ölçümü için en uygun dalgaboyları 760 nm, 920 nm, 1000 nm ve 1100 nm olarak belirlenmiştir.

Şekil 2.5, 2.6, 2.7 ve 2.8'de görüleceği üzere 190 nm ile 700 nm aralığında soğurma katsayısında kayda değer bir değişim olmamaktadır.

Işığın vücut içinden geçerken en çok karşılaşacağı moleküler yapı su olacağından suyun soğurma katsayısı ölçümü en çok etkileyen durum olacaktır. Bu nedenle ışığın vücut içinden karşı tarafa geçerek sinyalin alınabilmesi için suyun soğurma katsayısının az olduğu bölgede çalışılması gerekmektedir. Şekil 2.9'da suyun 1 nm ile 1 mm dalga boyu aralığındaki soğurma spektrumu verilmiştir. Bu spektrumdan görüleceği üzere suyun orta kızılötesi ve uzak kızılötesi bölgedeki soğurma katsayısı yakın kızılötesi bölgeye göre çok yüksektir. Bu nedenle yakın kızılötesi dalga boyu aralığı ölçüm için uygun bir bölge olmaktadır. Şekil 2.10'da ise suyun 1000 nm ile 2500 nm aralığındaki (yakın kızılötesi bölgesi) soğurma spektrumu verilmiştir. Şekil 2.10'da görüleceği üzere suyun soğurma katsayısının tepe noktaları 1450 nm ve 1920 nm dalgaboylarındadır.



Şekil 2.9. Saf Suyun 1 nm ile 1 mm Dalgaboyu Aralığındaki Soğurma Spektrumu [35]

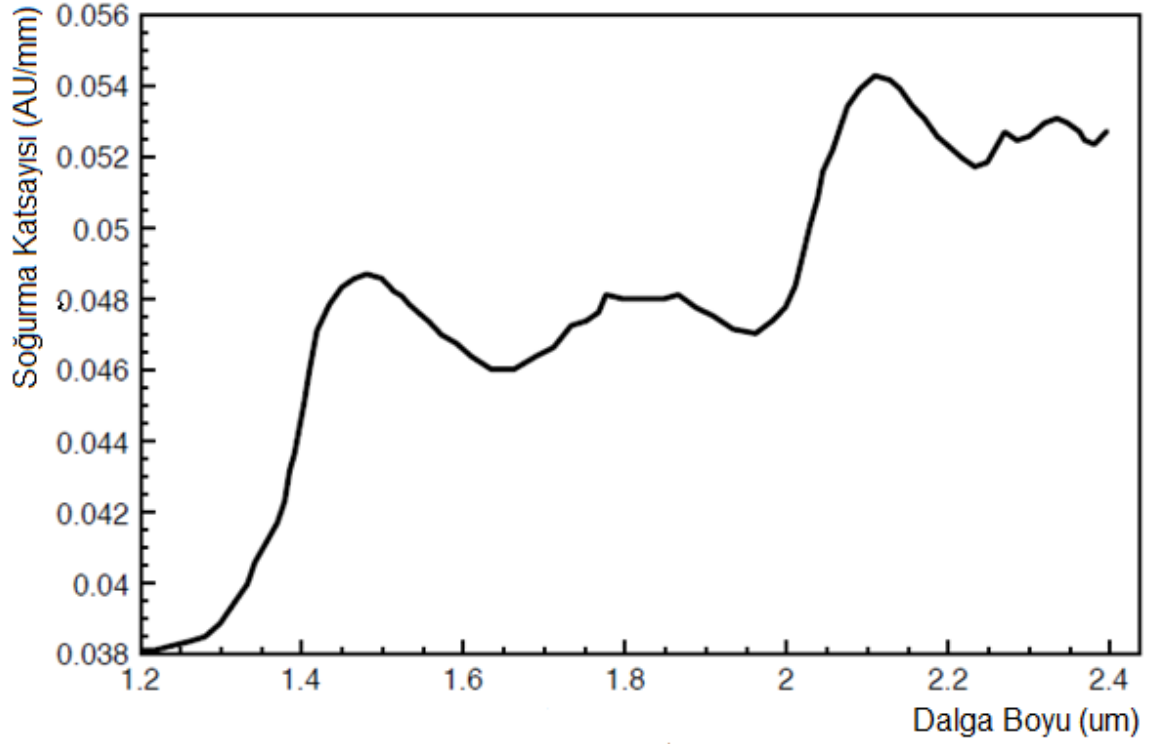


Şekil 2.10. Suyun 1000 nm ile 2500 nm Aralığındaki Soğurma Spektrumu [36]

$$\text{Soğurma Katsayısı} = -\log_{10} \frac{\text{Geçirgenlik}}{\text{Uzunluk}} \quad (8)$$

Şekil 2.5, 2.6, 2.7, 2.8, 2.9, 2.10 ve 2.11'de verilen soğurma katsayısının formülü yukarıda (8) verilmiştir.

Şekil 2.11'de glikozun 1200 nm ile 2400 nm aralığındaki soğurma spektrumu verilmiştir. Şekil 2.11'de görüleceği üzere glikozun soğurma katsayısı 1490 nm, 1730 nm, 2120 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarında tepe noktalarına ulaşmaktadır. Bu nedenle daha önceden belirlenen 760 nm, 920 nm, 1000 nm ve 1100 nm dalgaboylarına ek olarak soğurma katsayısının en çok olduğu 1550 nm, 1730 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalgaboyları da ölçüm için uygun olmaları nedeniyle seçilmiştir. Söz konusu dalgaboylarının dışında ara değerler olması ve suyun az, glikozun daha yüksek soğurma katsayısına sahip olduğu 1200 nm, 1300 nm, 1600 nm, 1960 nm, 1950 nm ve 2050 nm dalgaboyları da ölçüm için uygun dalgaboyları olarak belirlenmiştir. Sonuç olarak 760 nm, 920 nm, 1000 nm, 1100 nm, 1200 nm, 1300 nm, 1550 nm, 1600 nm, 1690 nm, 1730 nm, 1950 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm olmak üzere toplamda 15 farklı dalga boyu glikozu ölçebilmek için uygun dalga boyları olarak belirlenmiştir. Seçilen dalga boylarının açıklamaları Tablo 2.4'te verilmiştir.



Şekil 2.11. Glikozun 1200 nm ile 2400 nm Aralığındaki Soğurma Spektrumu [35]

Tablo 2.4. Seçilen Dalga Boyları ve Açıklamaları

Dalga Boyu (nm)	Açıklama
760	Şekil 2.8'deki su içindeki 500 mg/dl ve 225 mg/dl glikozun soğurma katsayıları oranından oranın yüksek olduğu veya tepe noktasına ulaştığı dalga boyları seçilmiştir.
920	
1000	
1100	
1200	Şekil 2.10 ve Şekil 2.11'de görüleceği üzere suyun soğurma katsayısının düşük, glikozunkinin yüksek olduğu dalga boyları seçilmiştir.
1300	
1550	

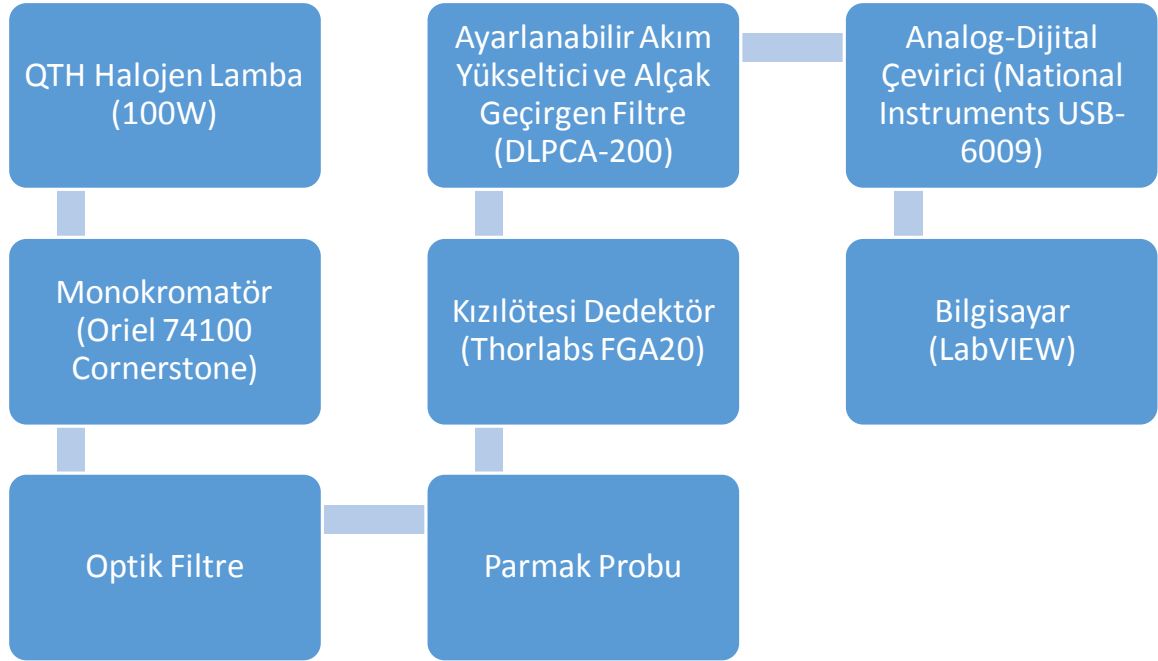
1600	Şekil 2.10 ve Şekil 2.11'de görüleceği üzere suyun soğurma katsayısının düşük, glikozunkinin yüksek olduğu dalga boyu seçilmiştir.
1690	
1730	Şekil 2.10 ve Şekil 2.11'de görüleceği üzere suyun soğurma katsayısının düşük, glikozunkinin yüksek olduğu dalga boyu seçilmiştir.
1950	Şekil 2.10'dan görüleceği üzere suyun vücut içindeki etkisinin görülmesi amacıyla suyun en yüksek soğurma katsayısına sahip olduğu dalga boyu seçilmiştir.
2050	Şekil 2.10 ve Şekil 2.11'de görüleceği üzere suyun soğurma katsayısının düşük, glikozunkinin yüksek olduğu dalga boyu seçilmiştir.
2100	Şekil 2.11'de görüleceği üzere glikozun soğurma katsayısının tepe noktalarına ulaştığı ve yüksek olduğu dalga boyları seçilmiştir.
2270	
2320	

3. TASARIM VE LABORATUVAR TESTLERİ

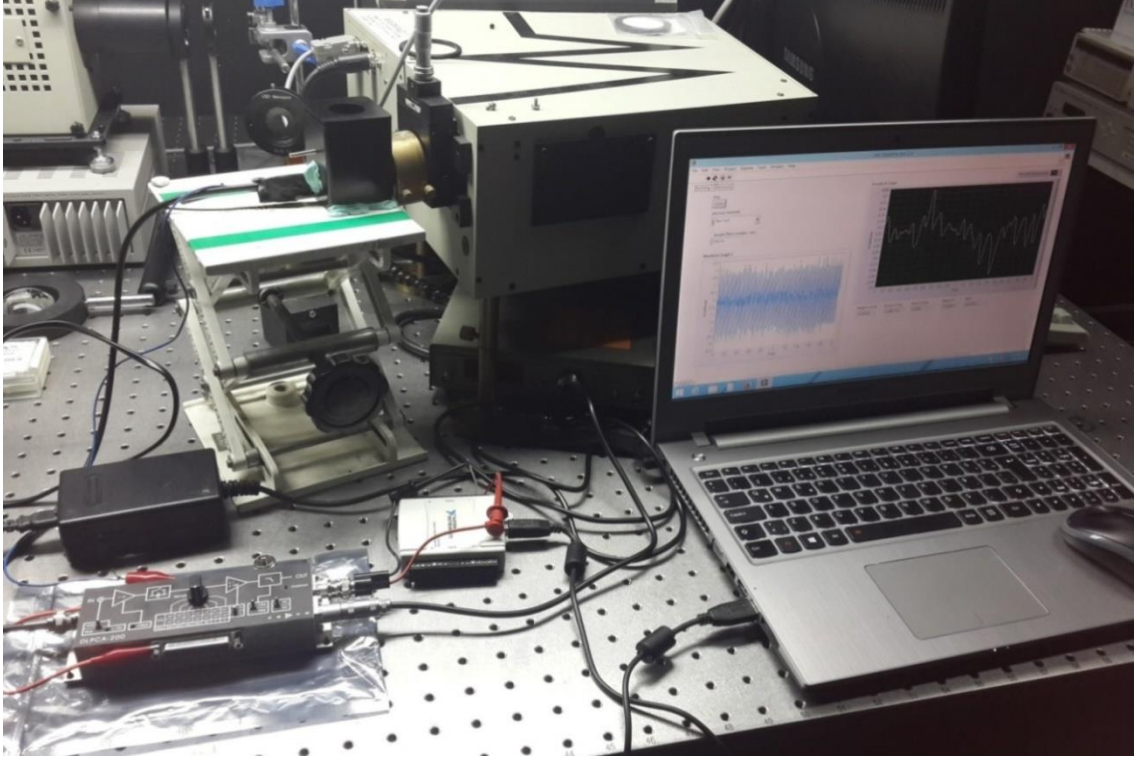
Bölüm 2’de belirlenen dalga boyları kullanılarak glikoz miktarının hesaplanabilmesi için istenilen dalga boylarında ışık yayan ışık kaynaklarına ve istenilen dalga boyu aralığına duyarlı fotodiyota ihtiyaç vardır. Bu bölümde ODTÜ GÜNAM Optik Laboratuvarında Şekil 3.1’de gösterilen deneysel düzenek hazırlanmış ve Bölüm 2’de belirlenen dalgaboyları kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Işık kaynağı olarak yakın kızılötesi dalga boylarında ışık yayan bir halojen lamba ve halojen lambadan yayılan çok renkli (polikromatik) ışığı tek renkli (monokromatik) ışığa çeviren dalga boyu seçici (monokromatör) kullanılmıştır.

3.1. Deney Düzeneğinin Tasarımı

GÜNAM’da kurulan test düzeneğinin şeması Şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. GÜNAM’da Kurulan Test Düzeneğinin Şeması



Şekil 3.2. Kurulan Test Düzenegi

3.1.1. QTH Halojen Lamba (100W)

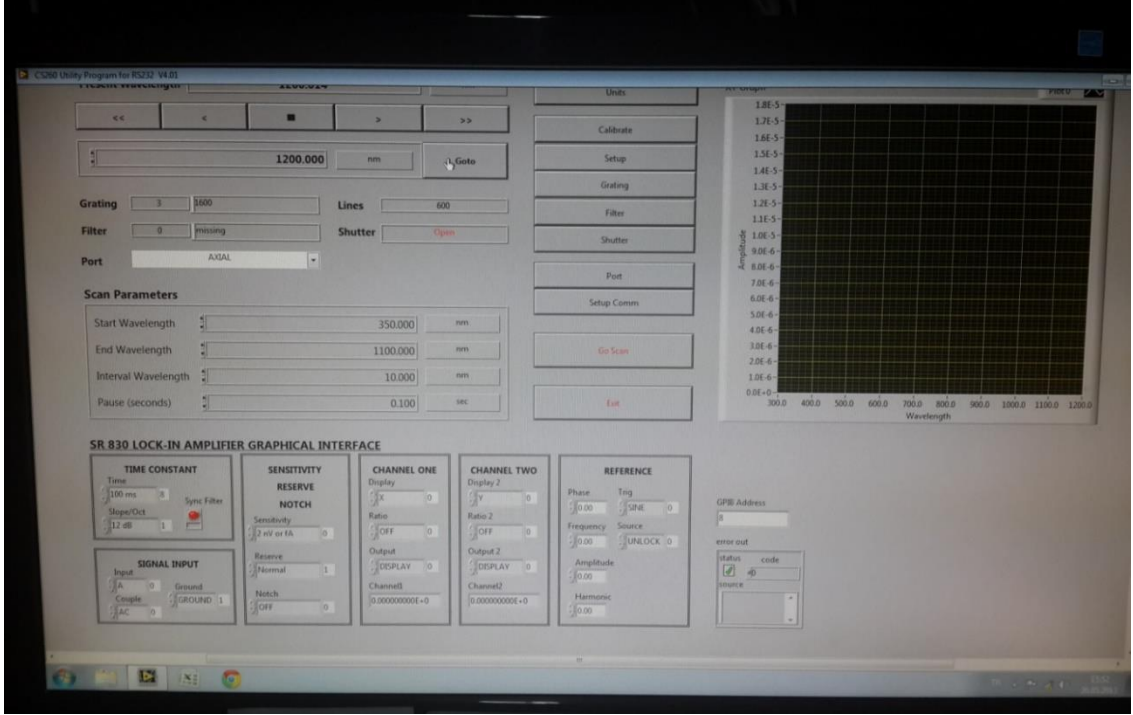
Test düzeneginde kızılötesi ışık kaynağı olarak 100 W elektrik gücünde standart bir QTH halojen lamba kullanılmıştır (Bknz. Şekil 3.2).

3.1.2. Monokromatör (Oriel 74100 Cornerstone)

Test düzeneginde kızılötesi ışığı farklı dalgalıboylarına ayırmak ve istenilen dalga boyunda ışık elde edebilmek için Oriel firması ürünü 74100 Cornerstone 260 marka dalga boyu seçici kullanılmıştır. İçinde (Oriel no 74069) 600 line/mm, 1600 nm temel dalga boyu olan ve 900 nm ile 2800 nm arası çalışan bir tepe noktası kullanılmaktadır ve bilgisayar yardımıyla Şekil 3.3'te gösterilen ekran üzerinden çıkıştaki dalga boyu ayarlanmaktadır.

3.1.3. Optik Filtre

Monokromatör çıkışındaki ışığın ikinci tepe noktaları (ayarlanan dalga boyunun yarısı) engellemek amacıyla 1000 nm yüksek geçirgen (1000 nm üzerindeki dalgalıboyları için) optik filtre kullanılmıştır. (Bknz. Şekil 3.5)



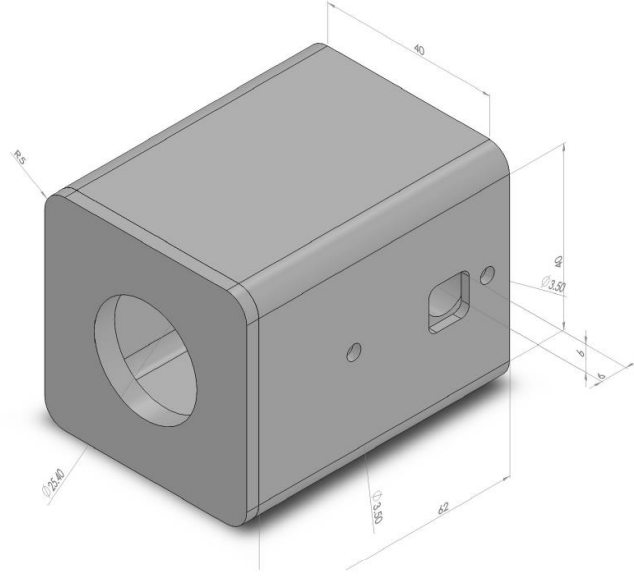
Şekil 3.3. Monokromatör Bilgisayar Ekranı

3.1.4. Parmak Probu

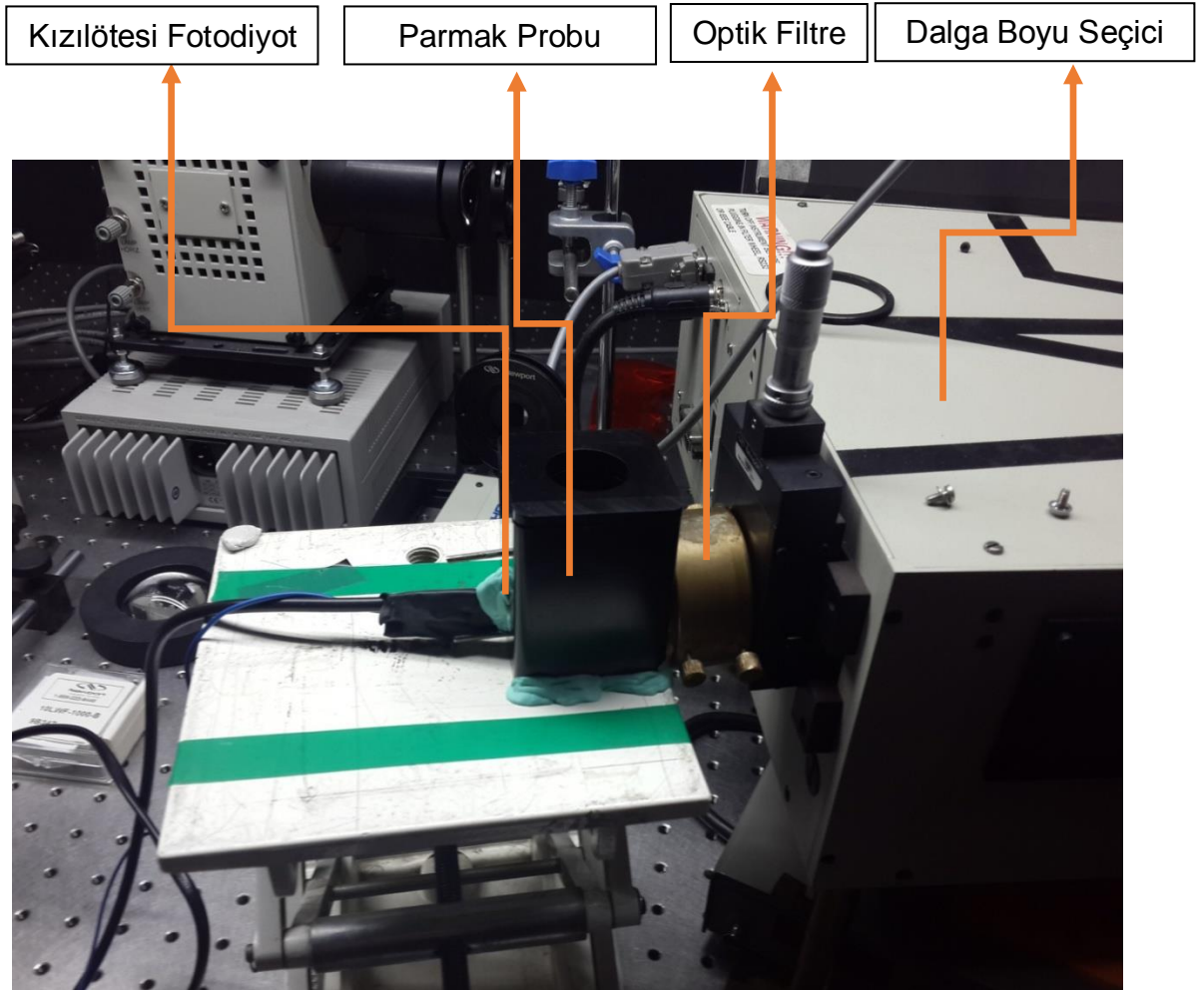
Optik filtreden çıkan ışığın saçılmaması ve direkt olarak parmak veya ölçüm yapılması istenen maddenin üstünde toplanması, sonrasında kızılötesi fotodiyota aktarılması ve ölçüm yapılacak malzemeleri tutması için Şekil 3.4 ve Şekil 3.5'te gösterilen özel bir kapalı parmak probunun tasarımı yapılarak üretilmiştir. Parmak probunun boyutları 50 mm × 50 mm × 80 mm'dir. Parmak probunun üst kenarı parmağın gireceği şekilde 50 mm çapında bir daire olarak kesilmiştir. Yan kenarı FGA20 fotodiyotunun gireceği şekilde 1 cm kare şeklinde kesilmiştir ve tam karşısındaki kenarda ışığın ve LED'lerin gireceği şekilde 2,5 cm kare şeklinde bir alan kesilmiştir.

3.1.5. Kızılötesi Dedektör (Thorlabs FGA20)

Kurulan düzende ölçüm yapılabilen dalga boyu aralığının geniş ve NIR bölgede olması, karanlık akımın düşük olması ve kolay satın alınabilmesi nedeniyle Thorlabs firmasının FGA20 fotodiyotu kullanılmıştır. Fotodiyotlarla ilgili olarak genel bilgiler, önemli özellikleri, çeşitleri ve çalışma yöntemleriyle ilgili bilgiler EK 2'de verilmiştir. FGA20 fotodiyotunun tepkisellik ve dalga boyu grafiği, bacak yapısı ve teknik özellikleri EK 3'te verilmiştir.



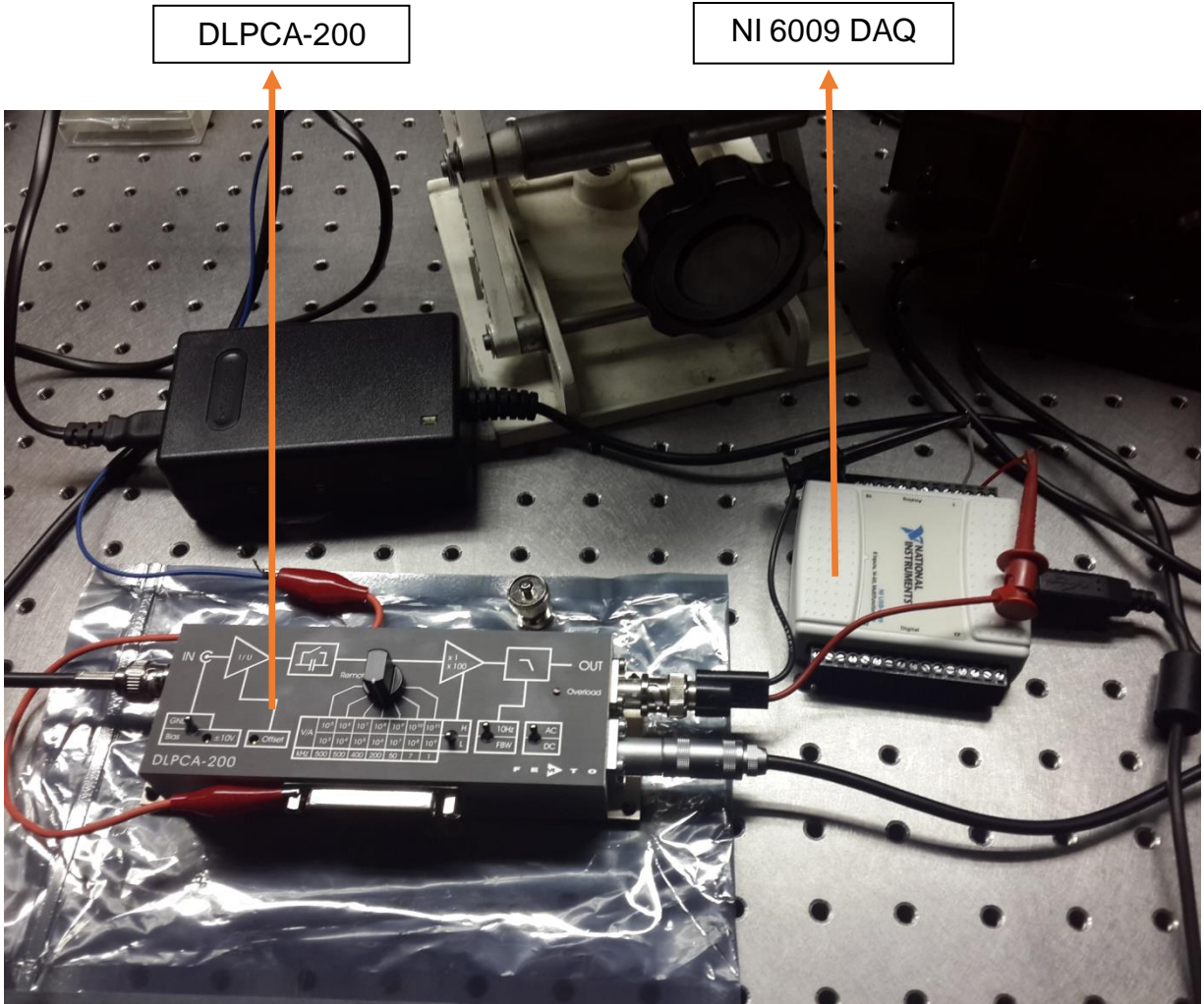
Şekil 3.4. Parmak Probu Tasarımı



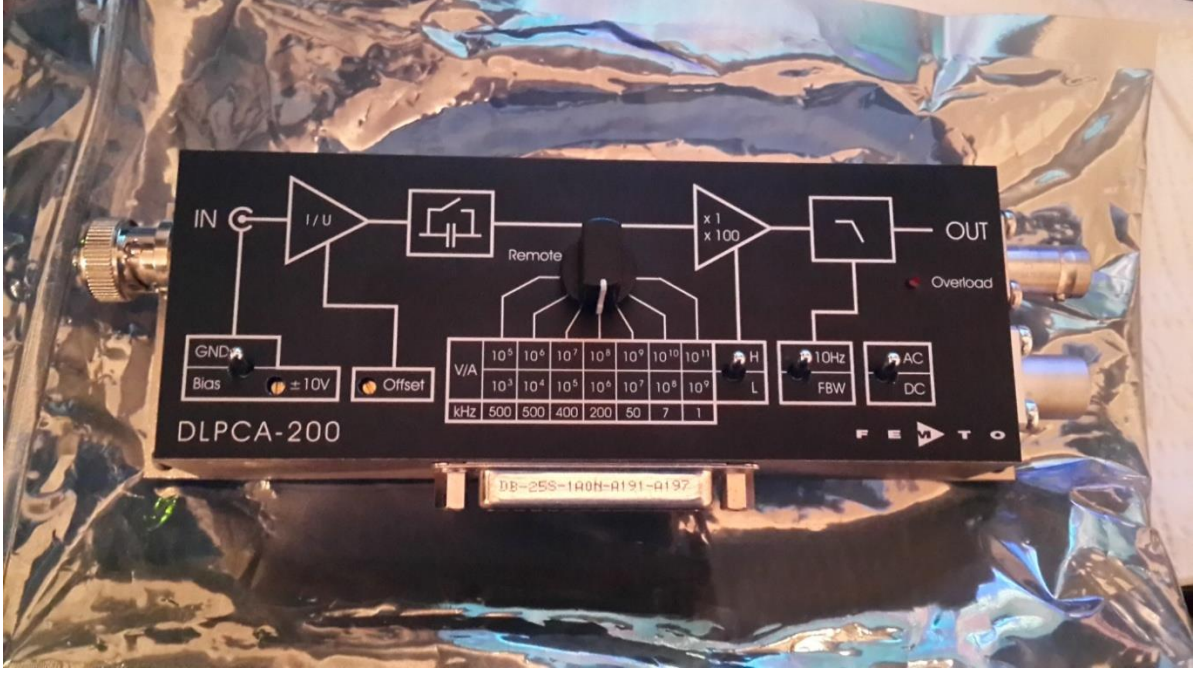
Şekil 3.5. Monokromatör Bağlantı Düzeneği

3.1.6. Ayarlanabilir Akım Yükseltici ve Alçak Geçirgen Filtre (DLPCA-200)

Fotodiyottan elde edilen akımın ve voltajın çok düşük (nano veya mikro volt ve amper seviyesinde) olması nedeniyle optik ölçümlerde sıkça kullanılan FEMTO ürünü DLPCA-200 model ayarlanabilir akım yükseltici kullanılmıştır. Şekil 3.7'de görüleceği üzere DLPCA-200 ile fotodiyota bias gerilimi verilebilmekte, yükseltcin offset ayarı yapılabilmekte, 10^3 ile 10^{11} arasında kazanç ayarı yapılabilmekte, 10 Hz alçak geçirgen filtre kullanılabilmekte ve çıkışın AC veya DC olarak alınabilmesi sağlanabilmektedir. Kurulan düzenekte yüksek frekanslarda çalışılmadığı için foto diyota polarlama (bias) gerilimi verilmemiştir. DLPCA-200'ün teknik özellikleri EK 7'de verilmiştir.



Şekil 3.6. DLPCA-200 Akım Yükselteç ve NI 6009 DAQ



Şekil 3.7. DLPCA-200 Akım Yükselteç

3.1.7. Analog-Dijital Çevirici (National Instruments USB-6009)

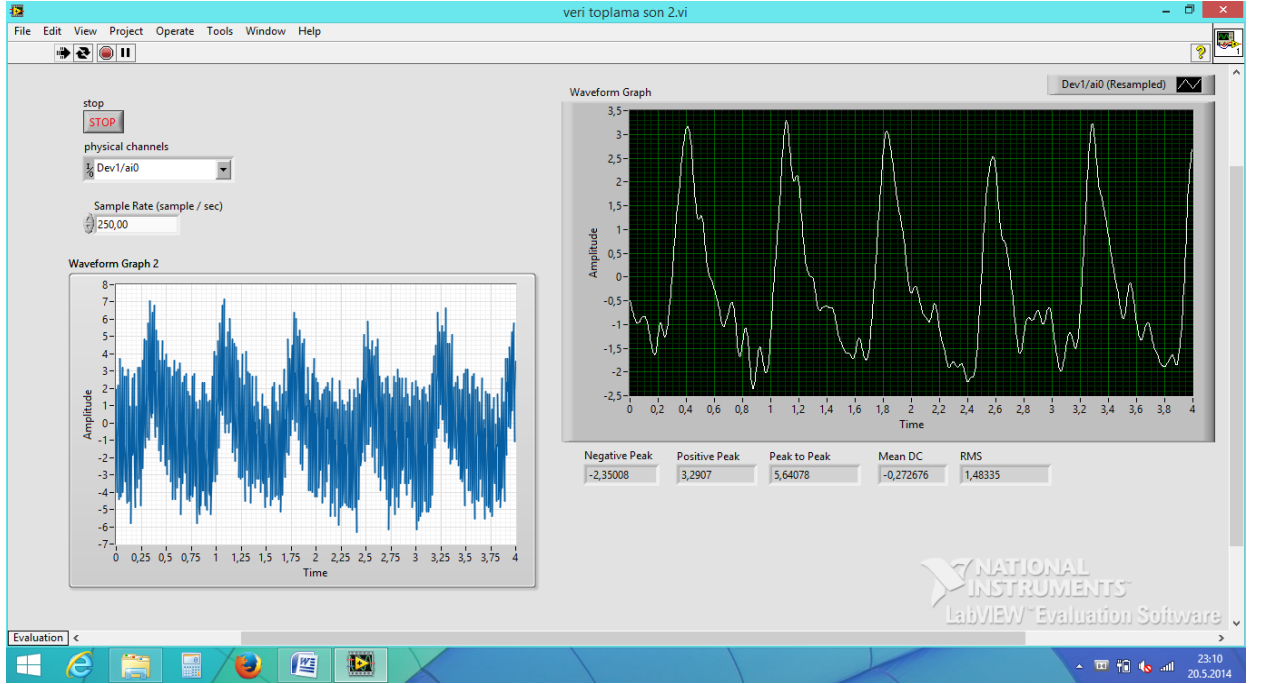
DLPCA-200 tarafından yükseltilecek sinyalin dijital olarak bilgisayara aktarılması amacıyla National Instruments firması ürünü USB-6009 model Şekil 3.6'da gösterilen analog-dijital çevirici kullanılmıştır. USB 6009 ayrıca LabVIEW programıyla uyumlu olarak çalışabilmektedir. USB 6009'un teknik özellikleri EK 4'te verilmiştir.

3.1.8. Bilgisayar (LabVIEW)

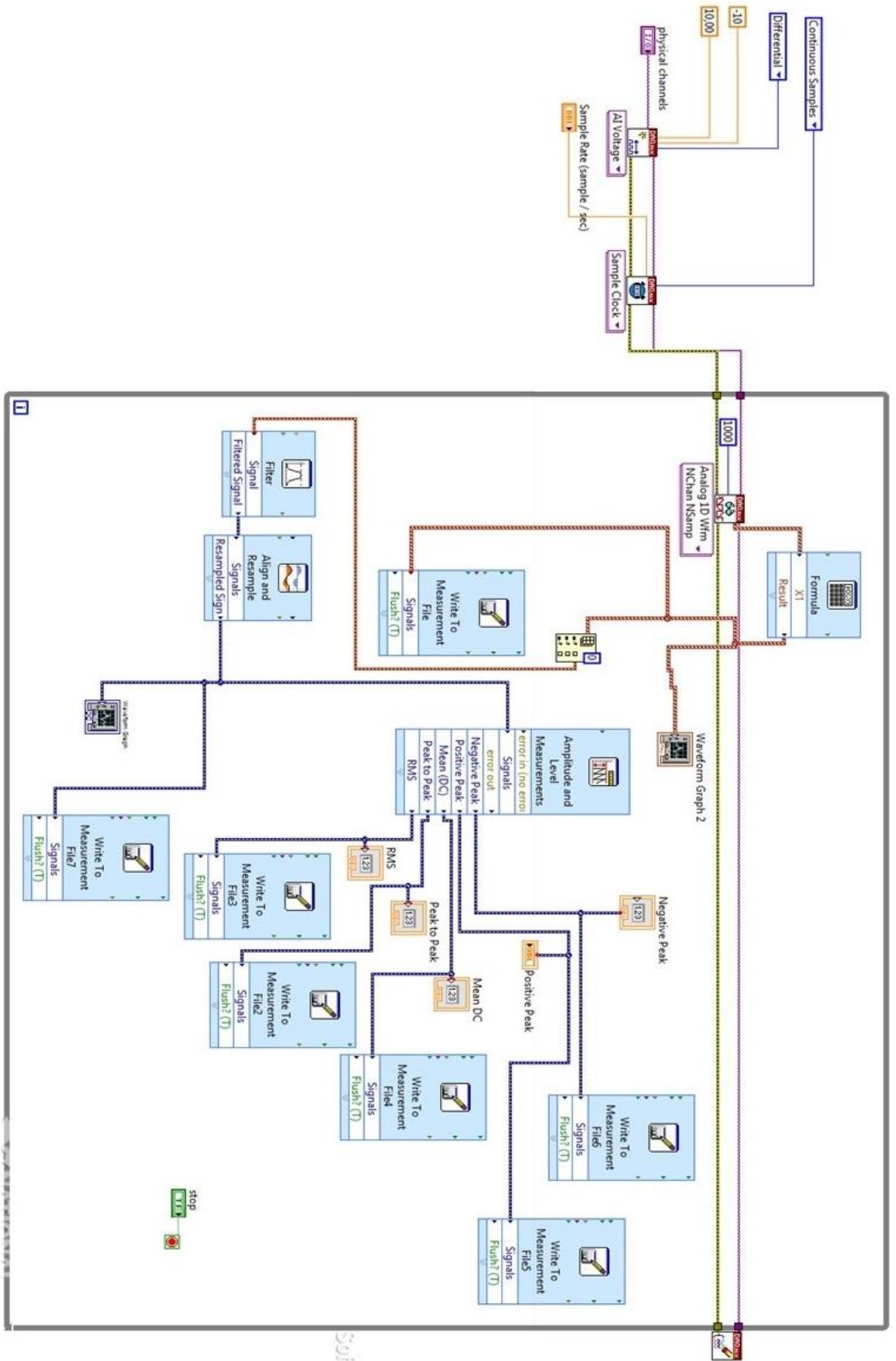
Analog-dijital çeviriciden alınan sinyalin görüntülenmesi ve kaydedilmesi amacıyla LabVIEW programı kullanılmıştır. Şekil 3.9'da LabVIEW'de yazılan programın blok şeması, Şekil 3.8'de ise ekran görüntüsü verilmiştir. Şekil 3.9'da görüleceği üzere sinyalin daha iyi görüntülenmesi için alınan sinyal 100 kat yükseltilmiş ve kanın vücut içinde dolaşımına bağlı olarak sinyalin EKG grafiğine benzemesi için alınan sinyal ters çevrilmiş ve görüntülenmiştir. Şekil 3.8'de soldaki grafik 100 kat yükseltilmiş ve ters çevrilmiş sinyali göstermektedir. Şekil 3.8'de görüleceği üzere alınan sinyalde çok fazla parazit ve şehir şebekesine bağlı olarak 50Hz sinyal vardır. Bu nedenle DLPCA-200 akım yükseltecinin filtresine ek olarak LabVIEW programı içinde de 0,1 ile 10 Hz aralığında band geçiren filtre konulmuştur. Sinyaldeki DC bileşenin azaltılmaması için alt sınır 0,1 Hz, üst sınır AC olarak alınan sinyalin frekansı kalp atışına göre değiştiği için (1 ile 2 Hz arası) 10 Hz

olarak belirlenmiştir. Bu sayede Şekil 3.8'de (sağdaki grafik) görüleceği üzere daha net bir sinyal elde edilmiştir ve ayrıca ölçüm sonuçlarının kaydedilmesi için kayıt blokları konulmuştur.

Söz konusu düzenekte hassasiyetin en üst düzeyde olması ve alınan voltaj genliğinin en yüksek değerde olması için gönderilen ışığın tamamının fotodiyot üzerine düşürülmesi ve hatalı ölçüm yapılmaması için diğer ışık kaynaklarından gelen ışığın engellenmesi gerekmektedir. Ölçümlerin yapıldığı odada bulunan floresan lambadan çıkan ışık kızılötesi bölgede de olduğu için fotodiyotun yanlış ölçüm yapmasına neden olmaktadır. Bu nedenle ölçümler karanlık bir ortamda yapılmış ve yayılan ışığın tamamının fotodiyot üzerine düşürülmesi için ışık kaynağının tam karşısına fotodiyot konulmuştur.



Şekil 3.8. LabVIEW Ekran Görüntüsü



Şekil 3.9. LabVIEW Blok Şeması

3.2. Su ve Glikozun Soğurma Spektrumu

Şekil 3.2'deki düzenek kurulduktan sonra öncelikle parmak probunun içi boşken, içinde cam kap varken, cam kabın içinde saf su varken ve cam kabın içinde 500 mg/dl glikoz varken, ikinci bölümde belirlenen 760 nm, 920 nm, 1000 nm, 1100 nm, 1200 nm, 1300 nm, 1550 nm, 1600 nm, 1690 nm, 1730 nm, 1950 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm olmak üzere toplam 15 farklı dalga boyunda ölçümler alınmış ve sonuçlar aşağıda verilmiştir. Şekil 3.8'de görüleceği üzere kalp atışının sinyalinde genliğinde değişimler olması nedeniyle tüm sonuçlarda tekrar eden 5 farklı nabız sinyalinin aritmetik ortalaması alınmıştır. DC sinyalde ise tekrar eden 5 farklı ölçüm sonucunun aritmetik ortalaması alınmıştır. Tablo 3.2'de görüleceği üzere dalga boyu seçicinin çıkışındaki ışık şiddeti her dalga boyu için aynı olmamaktadır. Işık şiddetinin en yüksek olduğu dalga boyu 1300 nm'dir. Halojen lambanın ışık şiddetinin değişmesinden, kızılötesi fotodiyotun tepkisinin ve hassasiyetinin sıcaklığa göre farklılık göstermesinden, kandaki ve vücut içindeki diğer maddelerin değişmesinden dolayı sabah ve öğlen yapılan ölçümlerde farklı voltaj değerleri bulunmuş olup bundan dolayı tablolarda karşılaştırma yapılmış, tablo ve grafiklerde ölçüm sonuçları oranlanarak verilmiştir. Çizelgelerdeki başlıklarda yer alan harflerin açıklamaları Tablo 3.1'de, ölçüm sonuçları ise Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Tablo 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 ve 3.6'daki Sütun Başlıklarının Açıklamaları ve Birimleri

Harf	Açıklama
A	Dalga Boyu (nm)
B	Ölçüm Yapılan Madde veya Parmak
C	Yükselteç Kazanç Değeri (10^X)
D	Sinyalin Program İçinde Çarpıldığı Katsayı Değeri (-100) (Değer Değişmediği İçin Aşağıdaki Tablolarda Gösterilmemiştir)
E	Sinyalin Ortalama Değeri (AC için tepe noktaları arasındaki değer)
F	Sinyalin Genliği (nA)(10^{-9}) $\left(\frac{E}{D \times 10^C} \times 10^9\right)$
G	Sinyal Durumu
H	Cam Kabın Soğurma Spektrumu $\left(\frac{Boş}{Boş Cam Kap}\right)$

I	Suyun Soğurma Spektrumu $\left(\frac{Cam\ Kap}{Saf\ Su}\right)$
J	Glikozun Soğurma Spektrumu $\left(\frac{Saf\ Su}{Glikoz\ (500\ mg/dl)}\right)$
K	Parmağın Soğurma Spektrumu (DC) $\left(\frac{Boş}{Parmak(DC)}\right)$
L	Parmağın Soğurma Spektrumu (AC) $\left(\frac{Boş}{Parmak(AC)}\right)$
M	Normalize Oran $\left(\frac{Parmak\ AC}{Parmak\ DC}\right)$
N	Sinyalin Genliği (nA) (10^{-9}) Çözeltinin
MM	Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
ER	Hata
RMSE	Ortalama Karekök Hata (mg/dl)

Tablo 3.2. Ölçüm Sonuçları (Boş, Cam Kap, Saf Su, Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl))

A	B	C	E	F	G	H	I	J
760	Boş	7	-526,210	526,210	DC	1,5227		
760	Cam Kap	7	-345,578	345,578	DC		1,8227	
760	Saf Su	7	-189,596	189,596	DC			1,0606
760	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	7	-178,755	178,755	DC			
920	Boş	6	-302,327	3023,273	DC	1,7926		
920	Cam Kap	6	-168,654	1686,540	DC		2,9040	
920	Saf Su	7	-580,768	580,768	DC			1,0782
920	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	7	-538,623	538,623	DC			
1000	Boş	6	-493,310	4933,100	DC	1,9689		
1000	Cam Kap	6	-250,548	2505,480	DC		5,3173	
1000	Saf Su	7	-471,195	471,195	DC			1,1075
1000	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	7	-425,467	425,467	DC			
1100	Boş	6	-797,037	7970,370	DC	1,9199		

1100	Cam Kap	6	-415,146	4151,460	DC		3,6974	
1100	Saf Su	6	-112,280	1122,800	DC			1,1610
1100	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	6	-96,710	967,100	DC			
1200	Boş	6	-819,774	8197,740	DC	1,6671		
1200	Cam Kap	6	-491,745	4917,450	DC		6,3664	
1200	Saf Su	6	-77,241	772,409	DC			1,2810
1200	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	6	-60,297	602,970	DC			
1300	Boş	4	-964,225	964225,000	DC	1,6240		
1300	Cam Kap	4	-593,728	593728,000	DC		8,5378	
1300	Saf Su	5	-695,415	69541,460	DC			1,3264
1300	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	5	-524,268	52426,800	DC			
1550	Boş	5	-102,864	10286,400	DC	1,6786		
1550	Cam Kap	6	-612,805	6128,050	DC		70,2171	
1550	Saf Su	8	-872,729	87,273	DC			1,4510
1550	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-601,476	60,148	DC			
1600	Boş	5	-100,701	10070,100	DC	2,0697		
1600	Cam Kap	5	-48,654	4865,400	DC		58,9633	
1600	Saf Su	8	-825,157	82,516	DC			1,4219
1600	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-580,318	58,032	DC			
1690	Boş	6	-858,092	8580,920	DC	3,8798		
1690	Cam Kap	6	-221,170	2211,700	DC		51,6031	
1690	Saf Su	8	-428,599	42,860	DC			1,4277
1690	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-300,201	30,020	DC			
1730	Boş	6	-843,156	8431,560	DC	3,6858		
1730	Cam Kap	6	-228,757	2287,570	DC		50,2617	
1730	Saf Su	8	-455,132	45,513	DC			1,4588
1730	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-311,991	31,199	DC			
1950	Boş	6	-716,605	7166,050	DC	2,9185		
1950	Cam Kap	6	-245,542	2455,420	DC		477,6710	

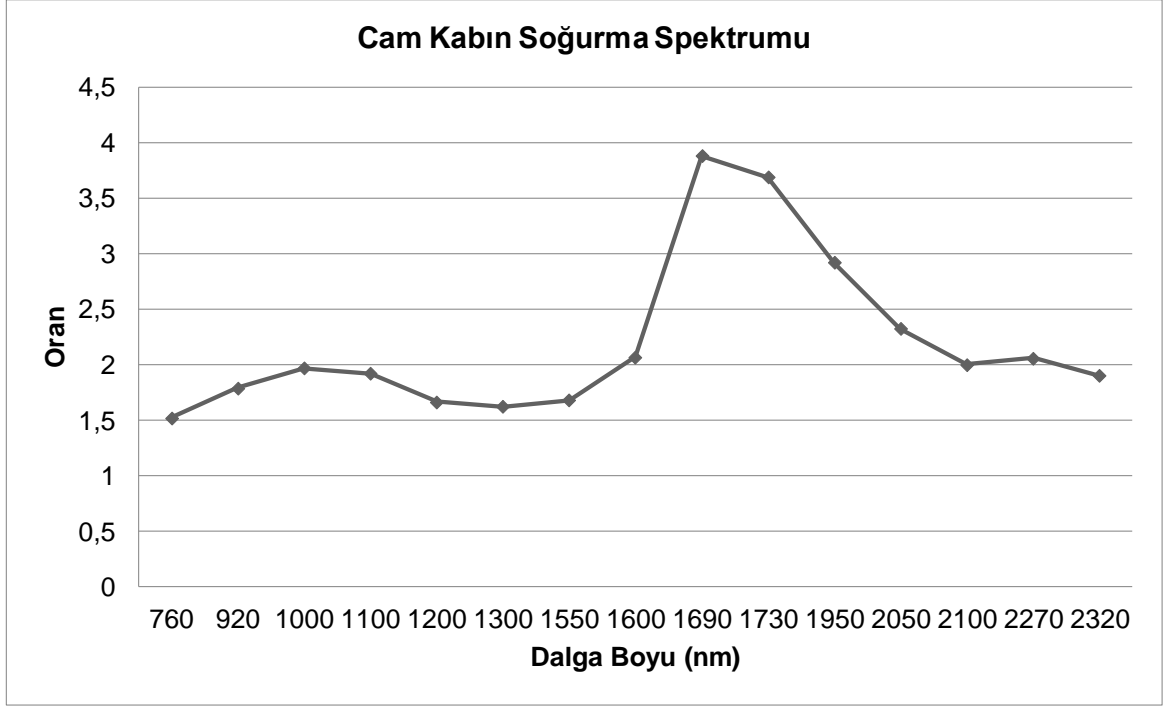
1950	Saf Su	8	-51,404	5,140	DC			1,6000
1950	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-32,127	3,213	DC			
2050	Boş	6	-668,310	6683,100	DC	2,3224		
2050	Cam Kap	6	-287,764	2877,640	DC		171,5188	
2050	Saf Su	8	-167,774	16,777	DC			1,4205
2050	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-118,109	11,811	DC			
2100	Boş	6	-568,223	5682,230	DC	2,0004		
2100	Cam Kap	6	-284,053	2840,530	DC		80,7827	
2100	Saf Su	8	-351,626	35,163	DC			1,8940
2100	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-185,652	18,565	DC			
2270	Boş	6	-567,237	5672,370	DC	2,0610		
2270	Cam Kap	6	-275,224	2752,239	DC		78,6058	
2270	Saf Su	8	-350,132	35,013	DC			1,7925
2270	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-195,334	19,533	DC			
2320	Boş	6	-188,149	1881,490	DC	1,9017		
2320	Cam Kap	6	-98,938	989,377	DC		81,0088	
2320	Saf Su	8	-122,132	12,213	DC			1,7705
2320	Glikoz Çözeltisi (500 mg/dl)	8	-68,982	6,898	DC			

Şekil 3.10'da cam kabın soğurma spektrumu verilmiştir ve şekilden görüleceği üzere 1600 nm ile 2050 nm dalga boyu aralığında cam kabın soğurması yükselmektedir. Deney düzeneğinde ışığın saçılmaması ve fazla kırılmaması için dikdörtgen şeklinde ve NIR bölgeye uygun cam bir kap kullanılmıştır.

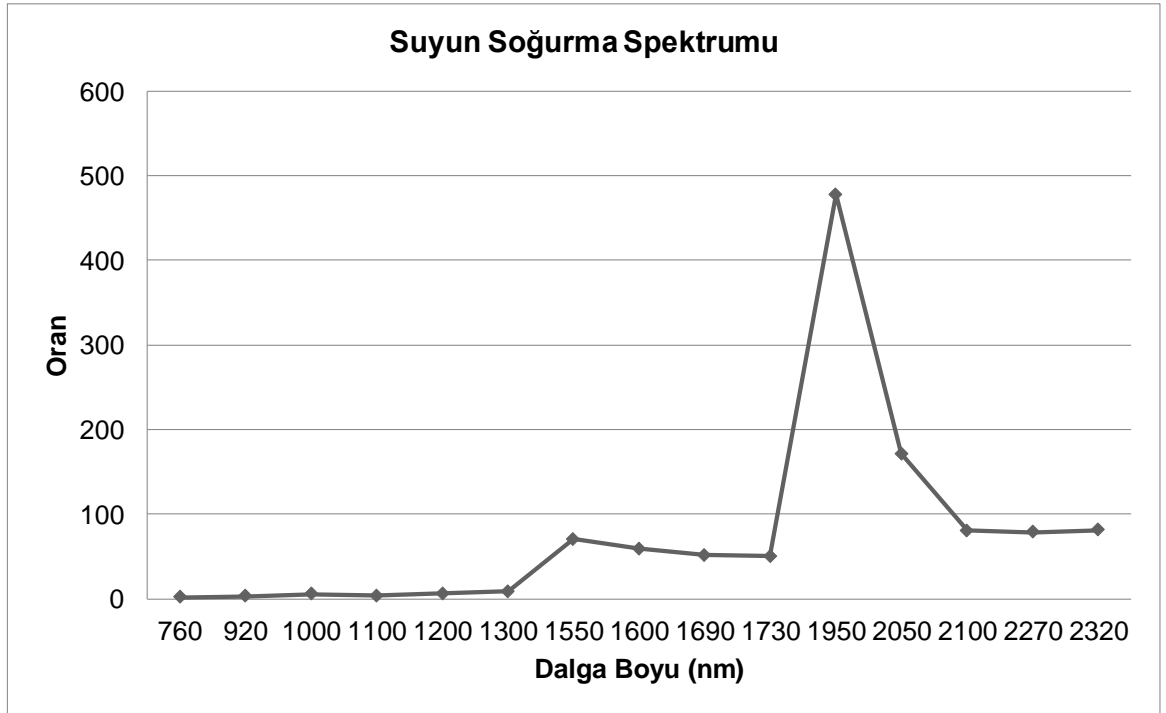
Şekil 3.11'de suyun soğurma spektrumundan görüleceği üzere su en çok 1950 nm dalga boyunda soğurma yapmaktadır. Ayrıca Şekil 3.11'in, Şekil 2.10'da verilen suyun 1000 nm ile 2500 nm aralığındaki soğurma spektrumuna benzer olduğu ve yapılan ölçümlerin Bölüm 2'deki spektroskopik analizlerle uyumlu olduğu görülmektedir.

Şekil 3.12'de ise glikozun soğurma spektrumundan görüleceği üzere 2100 nm dalga boyundan sonra glikozun soğurma katsayısı yükselmektedir. Ayrıca Şekil

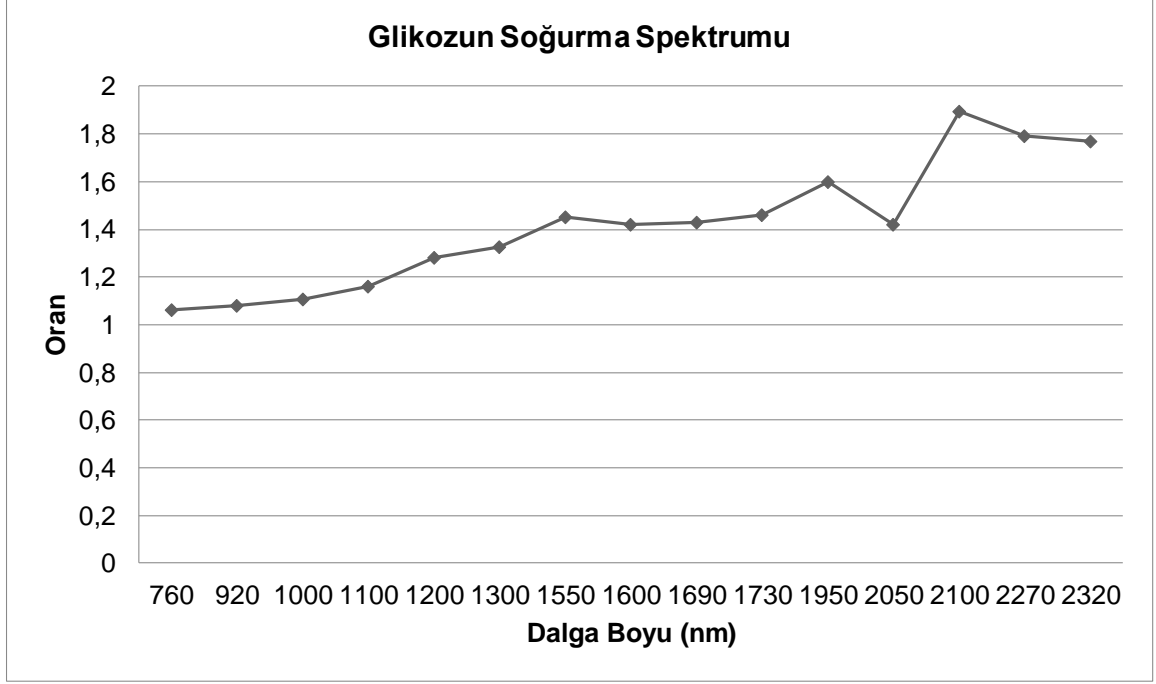
3.12'nin Şekil 2.11'deki glikozun 1200 nm ile 2400 nm aralığındaki soğurma spektrumuna benzer olduğu ve yapılan ölçümlerin Bölüm 2'deki spektroskopik analizlerle uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 3.10. Cam Kabin Soğurma Spektrumu



Şekil 3.11. Suyun Soğurma Spektrumu



Şekil 3.12. Glikozun Soğurma Spektrumu

3.3. Sulu Çözeltilerde Yapılan Testler

100 mg/dl, 200 mg/dl, 300 mg/dl, 400 mg/dl ve 500 mg/dl sulu glikoz çözeltileri hazırlanarak Bölüm 2’de belirlenen dalga boylarında ölçümler yapılmış ve ölçüm sonuçları Tablo 3.3’te ve Şekil 3.13’te verilmiştir.

Tablo 3.3’te ve Şekil 3.13’te görüleceği üzere glikoz çözeltilerinin değeri değiştikçe alınan sinyalin genliği de değişmektedir. Bu değişim logaritmik bir değişim olmakla birlikte Şekil 3.13’te görüleceği üzere doğrusal bir değişime de çok yakın olmaktadır. Söz konusu değişimin doğrusal olduğu varsayılırsa en küçük kareler yöntemiyle (LS) sulu çözeltideki glikoz miktarı aşağıdaki formülden tahmin edilebilir.

$$\tilde{m}_i = av_i + b \quad (9)$$

Yukarıdaki eşitlikte \tilde{m}_i tahmin edilen glikoz değerlerini, v_i ölçüm yapılan voltaj değerlerini, a ve b bulunan katsayıları ifade etmektedir. Aşağıdaki eşitlikte ise ortalama karekök hatasının (RMSE) formülü verilmiştir.

$$\text{Ortalama Karekök Hata (RMSE)} = \sqrt{\frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N (\tilde{m}_i - m_i)^2} \quad (10)$$

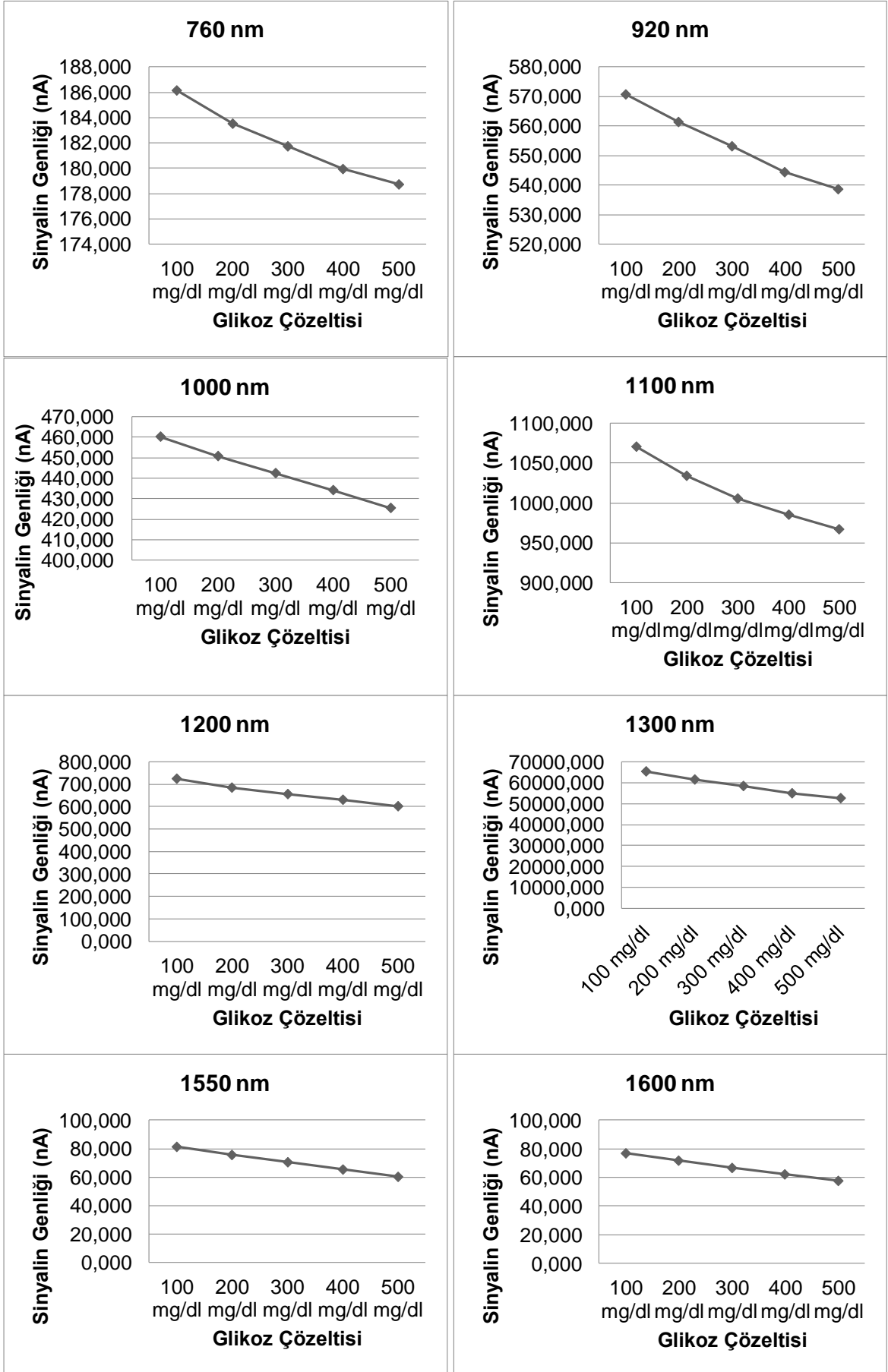
Yukarıdaki eşitlikte \tilde{m}_i tahmin edilen glikoz değerlerini, m_i gerçek glikoz değerlerini ve N ise çözelti sayısını ifade etmektedir.

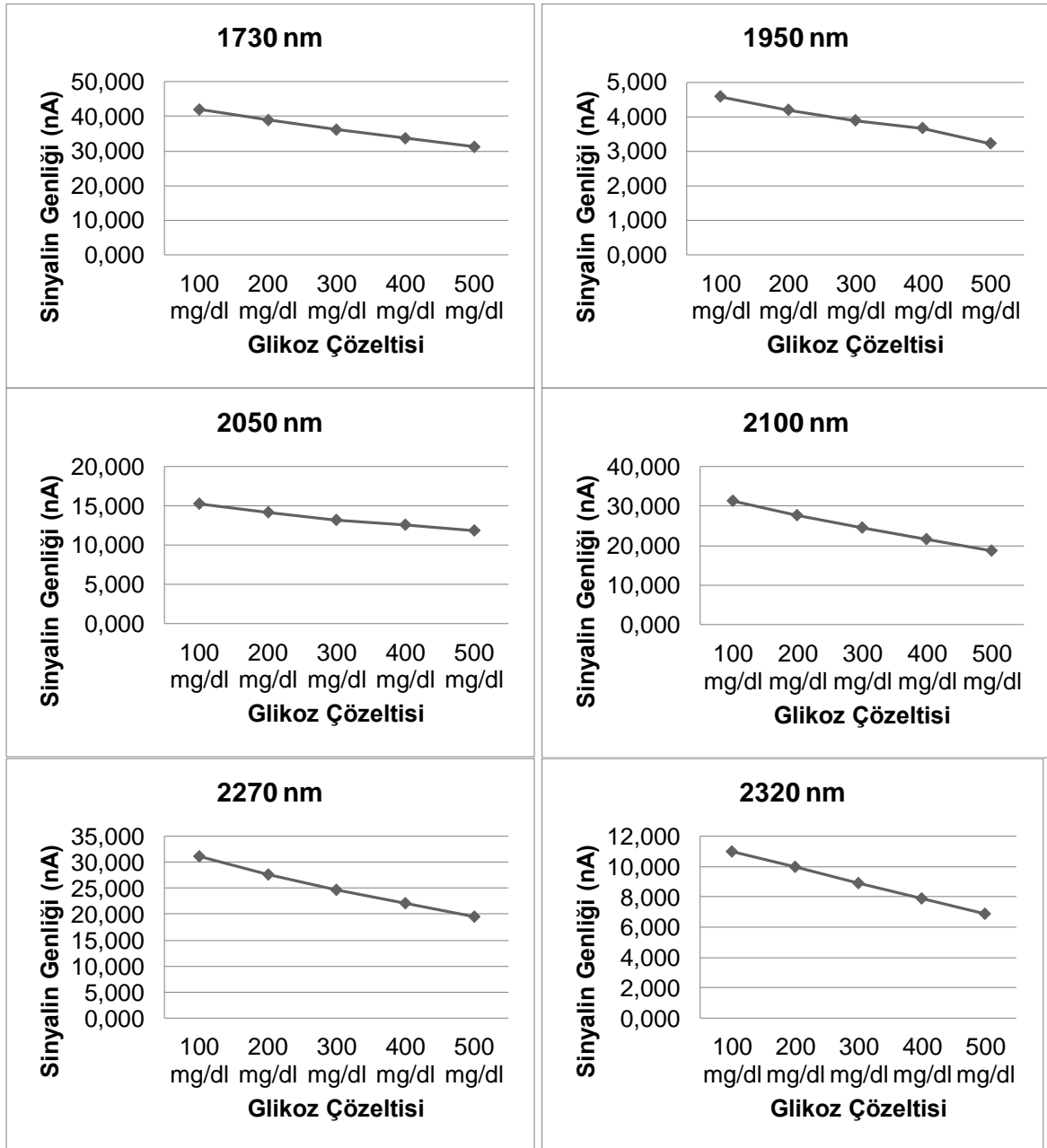
Tablo 3.3'de belirtilen değerlerin hesaplamaları ve MATLAB kodları EK 6'da verilmiştir.

Tablo 3.3. Farklı Dalga Boylarında 100, 200, 300, 400 ve 500 mg/dl Glikoz Çözeltilerinin Ölçüm Sonuçları, Tahmin Edilen Değerleri ve Hata Miktarları

A	B	C	E	F	MM	ER	G
760	100 mg/dl	7	-186,147	186,147	79,565	-20,435	DC
760	200 mg/dl	7	-183,542	183,542	219,413	19,413	DC
760	300 mg/dl	7	-181,748	181,748	315,324	15,324	DC
760	400 mg/dl	7	-179,984	179,984	410,164	10,164	DC
760	500 mg/dl	7	-178,755	178,755	475,534	-24,466	DC
920	100 mg/dl	7	-570,645	570,645	92,112	-7,888	DC
920	200 mg/dl	7	-561,547	561,547	203,827	3,827	DC
920	300 mg/dl	7	-553,214	553,214	306,212	6,212	DC
920	400 mg/dl	7	-544,547	544,547	412,525	12,525	DC
920	500 mg/dl	7	-538,623	538,623	485,324	-14,676	DC
1000	100 mg/dl	7	-460,114	460,114	95,025	-4,975	DC
1000	200 mg/dl	7	-450,596	450,596	206,049	6,049	DC
1000	300 mg/dl	7	-442,300	442,300	302,729	2,729	DC
1000	400 mg/dl	7	-434,214	434,214	397,076	-2,924	DC
1000	500 mg/dl	7	-425,467	425,467	499,121	-0,879	DC
1100	100 mg/dl	6	-107,114	1071,140	78,072	-21,928	DC
1100	200 mg/dl	6	-103,452	1034,520	217,438	17,438	DC
1100	300 mg/dl	6	-100,578	1005,780	326,725	26,725	DC
1100	400 mg/dl	6	-98,547	985,470	403,956	3,956	DC
1100	500 mg/dl	6	-96,710	967,100	473,810	-26,190	DC
1200	100 mg/dl	6	-72,542	725,420	83,444	-16,556	DC
1200	200 mg/dl	6	-68,577	685,770	213,870	13,870	DC
1200	300 mg/dl	6	-65,412	654,120	317,980	17,980	DC
1200	400 mg/dl	6	-62,965	629,650	398,472	-1,528	DC
1200	500 mg/dl	6	-60,297	602,970	486,234	-13,766	DC
1300	100 mg/dl	5	-655,124	65512,420	89,192	-10,808	DC
1300	200 mg/dl	5	-616,421	61642,140	206,568	6,568	DC
1300	300 mg/dl	5	-582,125	58212,560	310,579	10,579	DC
1300	400 mg/dl	5	-550,129	55012,940	407,616	7,616	DC
1300	500 mg/dl	5	-524,268	52426,870	486,045	-13,955	DC
1550	100 mg/dl	8	-812,421	81,242	98,015	-1,985	DC
1550	200 mg/dl	8	-757,658	75,766	202,517	2,517	DC
1550	300 mg/dl	8	-705,785	70,579	301,487	1,487	DC
1550	400 mg/dl	8	-655,320	65,532	397,598	-2,402	DC
1550	500 mg/dl	8	-601,476	60,148	500,383	0,383	DC
1600	100 mg/dl	8	-771,247	77,125	95,688	-4,312	DC
1600	200 mg/dl	8	-720,384	72,038	202,227	2,227	DC
1600	300 mg/dl	8	-671,320	67,132	305,201	5,201	DC

1600	400 mg/dl	8	-625,651	62,565	400,835	0,835	DC
1600	500 mg/dl	8	-580,318	58,032	496,049	-3,951	DC
1690	100 mg/dl	8	-396,746	39,675	88,153	-11,847	DC
1690	200 mg/dl	8	-367,336	36,734	210,469	10,469	DC
1690	300 mg/dl	8	-343,654	34,365	308,654	8,654	DC
1690	400 mg/dl	8	-320,952	32,095	403,094	3,094	DC
1690	500 mg/dl	8	-300,201	30,020	489,631	-10,370	DC
1730	100 mg/dl	8	-421,664	42,166	90,601	-9,400	DC
1730	200 mg/dl	8	-389,624	38,962	208,443	8,443	DC
1730	300 mg/dl	8	-362,742	36,274	307,195	7,195	DC
1730	400 mg/dl	8	-337,254	33,725	400,441	0,441	DC
1730	500 mg/dl	8	-311,991	31,199	493,320	-6,680	DC
1950	100 mg/dl	8	-45,647	4,565	97,183	-2,817	DC
1950	200 mg/dl	8	-41,874	4,187	210,540	10,540	DC
1950	300 mg/dl	8	-38,698	3,870	308,578	8,578	DC
1950	400 mg/dl	8	-36,552	3,655	372,916	-27,084	DC
1950	500 mg/dl	8	-32,127	3,213	510,783	10,783	DC
2050	100 mg/dl	8	-152,447	15,245	82,703	-17,297	DC
2050	200 mg/dl	8	-141,225	14,123	213,408	13,408	DC
2050	300 mg/dl	8	-132,102	13,210	319,606	19,606	DC
2050	400 mg/dl	8	-125,108	12,511	401,296	1,296	DC
2050	500 mg/dl	8	-118,109	11,811	482,987	-17,013	DC
2100	100 mg/dl	8	-311,548	31,155	93,755	-6,245	DC
2100	200 mg/dl	8	-276,332	27,633	206,276	6,276	DC
2100	300 mg/dl	8	-245,954	24,595	303,133	3,133	DC
2100	400 mg/dl	8	-215,354	21,535	400,949	0,949	DC
2100	500 mg/dl	8	-185,652	18,565	495,888	-4,112	DC
2270	100 mg/dl	8	-312,219	31,222	88,299	-11,701	DC
2270	200 mg/dl	8	-276,873	27,687	209,301	9,301	DC
2270	300 mg/dl	8	-247,496	24,750	310,078	10,078	DC
2270	400 mg/dl	8	-220,328	22,033	403,314	3,314	DC
2270	500 mg/dl	8	-195,334	19,533	489,088	-10,912	DC
2320	100 mg/dl	8	-109,658	10,966	100,227	0,227	DC
2320	200 mg/dl	8	-99,625	9,963	198,941	-1,060	DC
2320	300 mg/dl	8	-89,258	8,926	299,609	-0,391	DC
2320	400 mg/dl	8	-78,658	7,866	403,210	3,210	DC
2320	500 mg/dl	8	-68,982	6,898	498,014	-1,986	DC



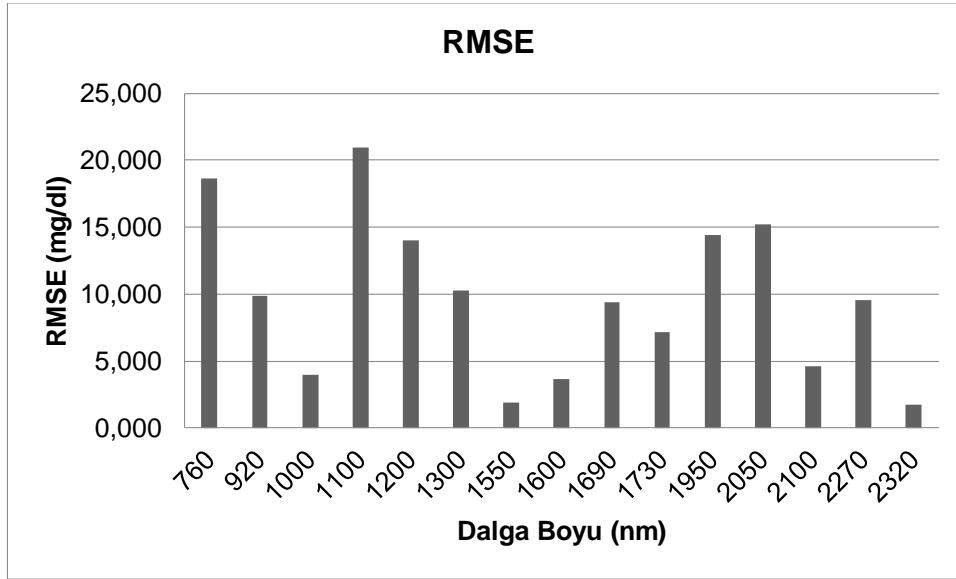


Şekil 3.13. Farklı Oranlardaki Glikoz Çözeltilerinin Sonuçları

Tablo 3.4. Farklı Dalga Boylarındaki Ortalama Karekök Hatalar

Dalga Boyu (nm)	RMSE (mg/dl)
760	18,608
920	9,876
1000	3,953
1100	20,980
1200	14,011
1300	10,243
1550	1,918
1600	3,658

1690	9,401
1730	7,159
1950	14,439
2050	15,195
2100	4,604
2270	9,558
2320	1,765



Şekil 3.14. Farklı Dalga Boylarındaki Ortalama Karekök Hatalar

Şekil 3.14'ten görüleceği üzere glikozun sönümlenme katsayısının yüksek olduğu bölgelerde özellikle 2000 nm ve üstü dalga boylarında tahmin edilen değerlerdeki ortalama karekök hata değeri düşmektedir. Bu nedenle glikozun yüksek sönümlenme katsayısına sahip olduğu dalga boylarında ölçüm yapılması uygun olacaktır. Ayrıca Şekil 3.14'ten görüleceği üzere suyun yüksek soğurma katsayısına sahip olduğu 1950 nm dalga boyunda ortalama karekök hatanın yükseldiği görülmektedir. Farklı miktarlardaki glikoz çözeltilerindeki voltaj düşümünün lineer değil logaritmik olması, ölçüm düzeneğinin ideal olmaması ve gürültünün fazla olması 1000 nm, 1100 nm ve 1550 nm dalga boylarındaki ortalama karekök hatanın beklenenden daha yüksek veya düşük çıkmasına neden olduğu düşünülmektedir. Yapılan ölçümler sonucunda bir çözelti içindeki glikoz değerinin en iyi 2320 nm dalga boyunda yani glikozun yakın kızılötesi bölgedeki en yüksek soğurma katsayısına sahip olduğu dalga boyunda belirlenebileceği görülmüştür.

3.4. Parmaktan Yapılan Ölçüm Sonuçları

Tablo 3.5'te ve Tablo 3.6'da aynı koşullar altında bir insanın sabah kan şekeri 109 mg/dl iken ve öğleden sonra kan şekeri 112 mg/dl iken parmaktan yapılan ölçüm sonuçları verilmiştir.

Tablo 3.5. Ölçüm Sonuçları (Kan Şekeri 109 mg/dl)

A	B	C	E	F	G	K	L	M
760	Boş	7	-505,202	505,202	DC			
760	Parmak	8	-74,196	7,420	DC	68,0902		
760	Parmak	8	-1,125	0,113	AC		4490,68	0,01516
920	Boş	6	-283,699	2836,993	DC			
920	Parmak	8	-102,437	10,244	DC	276,9500		
920	Parmak	8	-1,964	0,196	AC		14447,33	0,01917
1000	Boş	6	-471,479	4714,790	DC			
1000	Parmak	8	-112,730	11,273	DC	418,2374		
1000	Parmak	8	-2,512	0,251	AC		18772,06	0,02228
1100	Boş	6	-786,475	7864,750	DC			
1100	Parmak	8	-405,893	40,589	DC	193,7641		
1100	Parmak	8	-5,136	0,514	AC		15311,94	0,01265
1200	Boş	6	-814,392	8143,920	DC			
1200	Parmak	8	-73,048	7,305	DC	1114,8724		
1200	Parmak	8	-1,021	0,102	AC		79764,15	0,01398
1300	Boş	4	-906,959	906959,000	DC			
1300	Parmak	7	-498,471	498,471	DC	1819,4820		
1300	Parmak	7	-6,136	6,136	AC		147806,35	0,01231
1550	Boş	5	-91,502	9150,200	DC			
1550	Parmak	8	-38,728	3,873	DC	2362,7138		
1550	Parmak	8	-0,876	0,088	AC		104502,06	0,02261
1600	Boş	5	-85,014	8501,400	DC			
1600	Parmak	8	-26,709	2,671	DC	3182,9244		

1600	Parmak	8	-0,813	0,081	AC		104597,86	0,03043
1690	Boş	6	-837,616	8376,160	DC			
1690	Parmak	8	-37,017	3,702	DC	2262,8118		
1690	Parmak	8	-0,588	0,059	AC		142366,96	0,01589
1730	Boş	6	-822,208	8222,080	DC			
1730	Parmak	8	-38,001	3,800	DC	2163,6483		
1730	Parmak	8	-0,969	0,097	AC		84877,46	0,02549
1950	Boş	6	-688,565	6885,650	DC			
1950	Parmak	8	-22,133	2,213	DC	3110,9771		
1950	Parmak	8	-2,102	0,210	AC		32757,61	0,09497
2050	Boş	6	-660,291	6602,910	DC			
2050	Parmak	8	-37,106	3,711	DC	1779,4771		
2050	Parmak	8	-2,095	0,210	AC		31517,47	0,05646
2100	Boş	6	-544,139	5441,390	DC			
2100	Parmak	8	-32,930	3,293	DC	1652,4212		
2100	Parmak	8	-1,334	0,133	AC		40780,86	0,04052
2270	Boş	6	-539,058	5390,580	DC			
2270	Parmak	8	-35,172	3,517	DC	1532,6391		
2270	Parmak	8	-1,204	0,120	AC		44772,26	0,03423
2320	Boş	6	-182,551	1825,510	DC			
2320	Parmak	8	-12,783	1,278	DC	1428,1099		
2320	Parmak	8	-1,036	0,104	AC		17615,65	0,08107

Tablo 3.6. Ölçüm Sonuçları (Kan Şekeri 112 mg/dl)

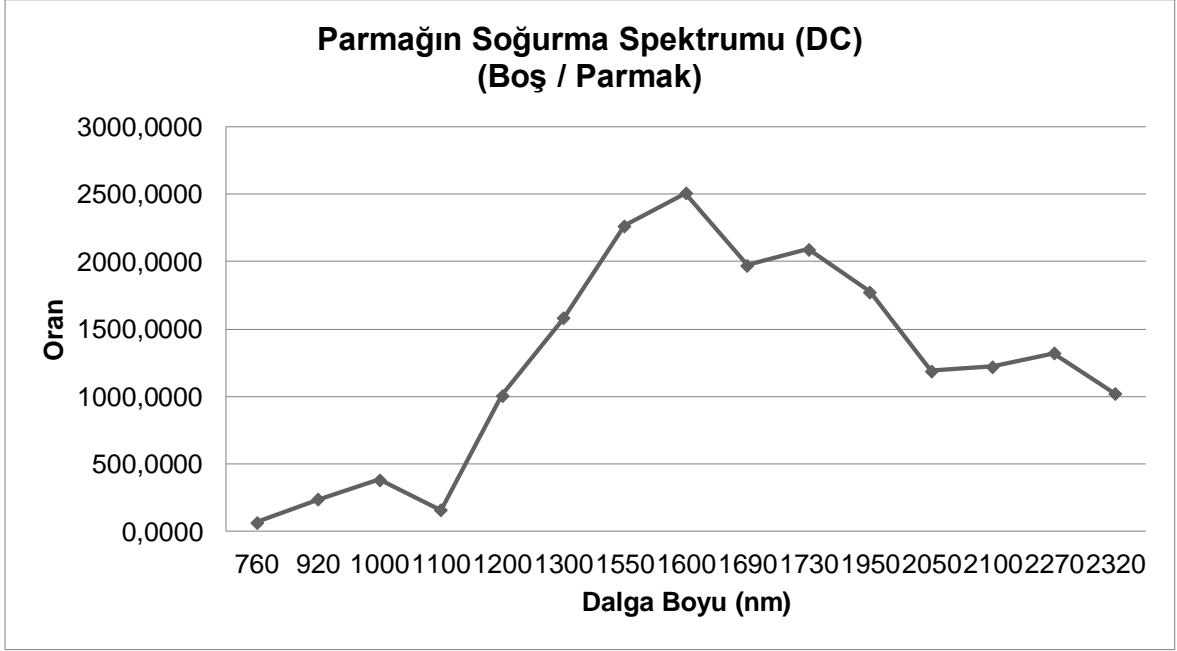
A	B	C	E	F	G	K	L	M
760	Boş	7	-526,210	526,210	DC			
760	Parmak	8	-78,260	7,826	DC	67,239		
760	Parmak	8	-1,206	0,121	AC		4362,18	0,01541

920	Boş	6	-302,327	3023,273	DC			
920	Parmak	8	-125,883	12,588	DC	240,165		
920	Parmak	8	-2,324	0,232	AC		13010,71	0,01846
1000	Boş	6	-493,310	4933,100	DC			
1000	Parmak	8	-127,870	12,787	DC	385,790		
1000	Parmak	8	-2,712	0,271	AC		18192,58	0,02121
1100	Boş	6	-797,037	7970,370	DC			
1100	Parmak	8	-495,610	49,561	DC	160,819		
1100	Parmak	8	-6,536	0,654	AC		12193,92	0,01319
1200	Boş	6	-819,774	8197,740	DC			
1200	Parmak	8	-81,330	8,133	DC	1007,960		
1200	Parmak	8	-1,137	0,114	AC		72092,76	0,01398
1300	Boş	4	-964,225	964225,000	DC			
1300	Parmak	7	-608,884	608,884	DC	1583,594		
1300	Parmak	7	-6,536	6,536	AC		147522,31	0,01073
1550	Boş	5	-102,864	10286,400	DC			
1550	Parmak	8	-45,397	4,540	DC	2265,902		
1550	Parmak	8	-0,996	0,100	AC		103318,60	0,02193
1600	Boş	5	-100,701	10070,100	DC			
1600	Parmak	8	-40,178	4,018	DC	2506,347		
1600	Parmak	8	-0,973	0,097	AC		103519,85	0,02421
1690	Boş	6	-858,092	8580,920	DC			
1690	Parmak	8	-43,459	4,346	DC	1974,504		
1690	Parmak	8	-0,704	0,070	AC		121827,50	0,01621
1730	Boş	6	-843,156	8431,560	DC			
1730	Parmak	8	-40,284	4,028	DC	2093,029		
1730	Parmak	8	-0,967	0,097	AC		87227,43	0,02400
1950	Boş	6	-716,605	7166,050	DC			
1950	Parmak	8	-40,358	4,036	DC	1775,603		

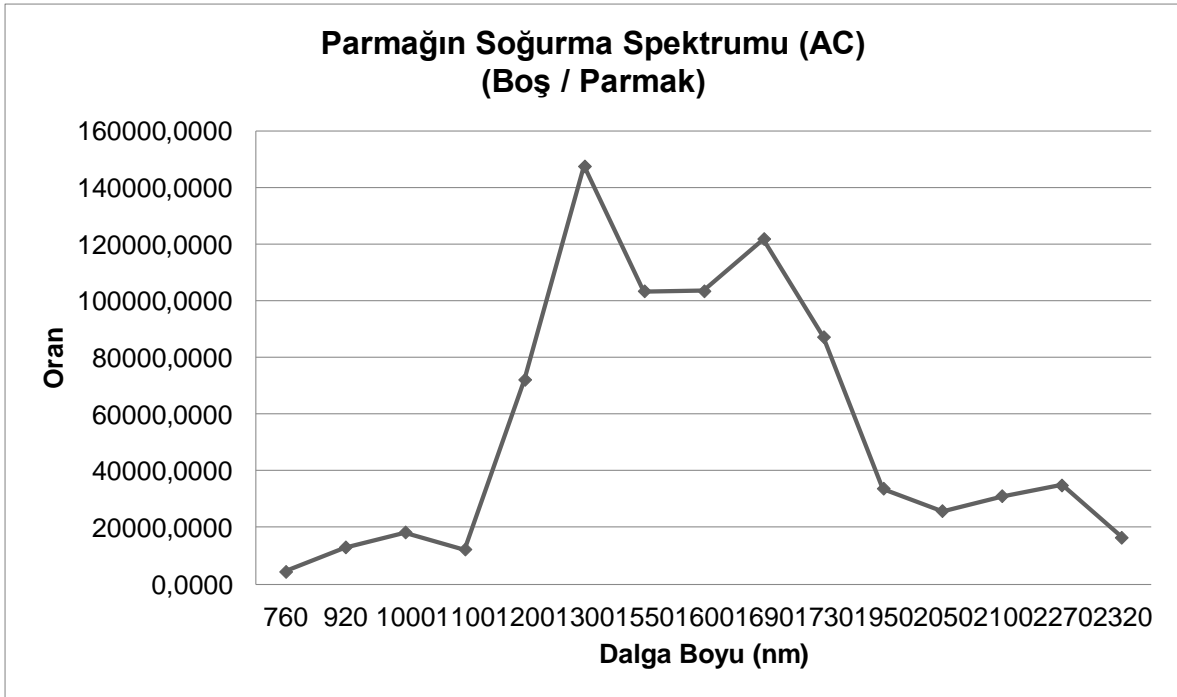
1950	Parmak	8	-2,126	0,213	AC		33706,73	0,05268
2050	Boş	6	-668,310	6683,100	DC			
2050	Parmak	8	-56,068	5,607	DC	1191,965		
2050	Parmak	8	-2,599	0,260	AC		25714,62	0,04635
2100	Boş	6	-568,223	5682,230	DC			
2100	Parmak	8	-46,487	4,649	DC	1222,332		
2100	Parmak	8	-1,834	0,183	AC		30977,65	0,03946
2270	Boş	6	-567,237	5672,370	DC			
2270	Parmak	8	-42,844	4,284	DC	1323,955		
2270	Parmak	8	-1,626	0,163	AC		34888,43	0,03795
2320	Boş	6	-188,149	1881,490	DC			
2320	Parmak	8	-18,454	1,845	DC	1019,573		
2320	Parmak	8	-1,136	0,114	AC		16558,04	0,06158

Şekil 3.15'te kan şekeri 112 mg/dl iken parmağın dalga boyuna göre soğurma spektrumu (DC) verilmiştir. Şekil 3.15'te görüleceği üzere parmağın geçirgenliğinin veya ışığın deri içine nüfus etme oranının en yüksek olduğu bölge 760 nm ile 1200 nm dalga boyları arasındadır. Buna bağlı olarak alınan sinyalin sinyal-gürültü (SNR) oranının da en yüksek bu bölgede olduğunu söyleyebiliriz. 1200 nm dalga boyundan sonra özellikle suyun yüksek soğurma oranından dolayı parmağın geçirgenliği azalmaktadır. Şekil 3.16'da kan şekeri 112 mg/dl iken parmağın dalga boyuna göre soğurma spektrumu (AC) verilmiştir ve ölçüm sonuçlarının Şekil 3.15 ile benzer olduğu ve parmağın soğurma spektrumunun değişmediği görülmektedir. Tablo 3.5'de görüleceği üzere kan şekeri 109 mg/dl iken de benzer sonuçlar elde edilmiştir. SpO₂ ölçümünde normalizasyon için kullanılan AC/DC oranını yapılan ölçümlere uyguladığımızda kan şekeri 109 mg/dl için Şekil 3.17'deki, kan şekeri 112 mg/dl için Şekil 3.18'deki grafik elde edilmiştir. Her dalga boyunda parmağın soğurması farklı olduğu için SpO₂ ölçümünde bu oran dalga boyuna özel olarak DC sinyalindeki soğurulma miktarına göre AC sinyali diğer dalga boyları için normalize etmektedir. Şekil 3.17 ve 3.18'den görüleceği üzere glikozun soğurma katsayısının yüksek olduğu bölgelerde AC/DC oranı da yüksek çıkmaktadır.

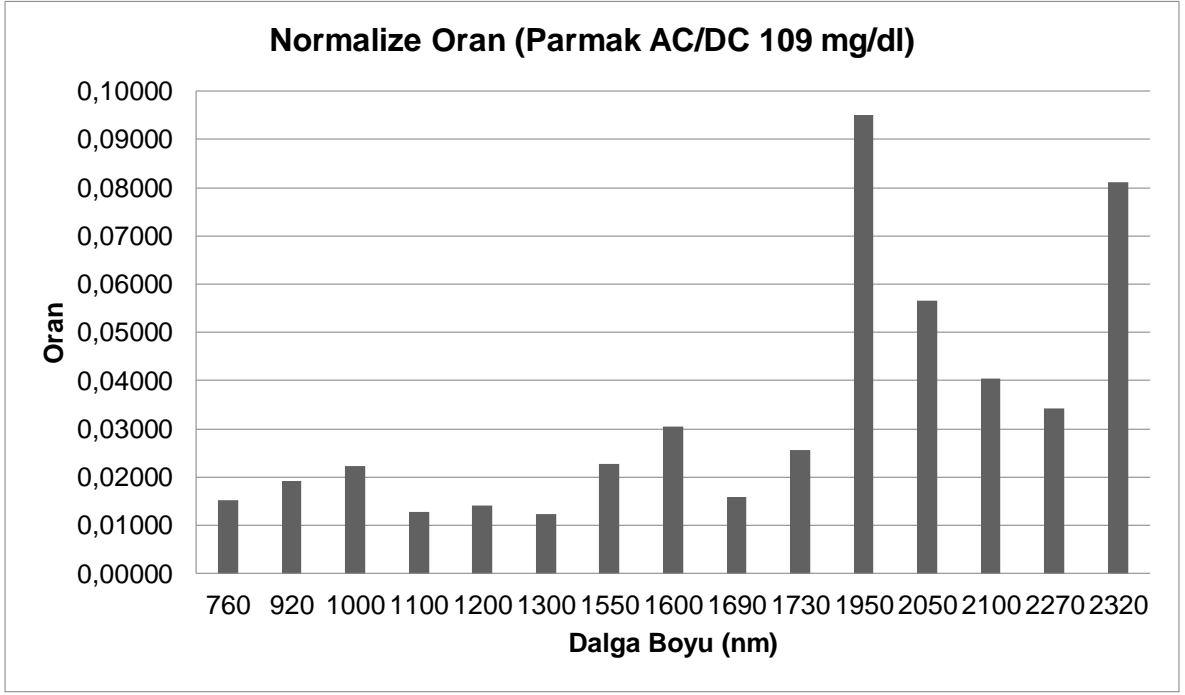
Normalize oran aynı zamanda parmaktaki kanın hareketinden dolayı oluşan AC sinyalin, parmaktaki diğer dokular nedeniyle oluşan DC sinyale oranı olduğu için suyun ve kandaki maddelerin değişiminin vücut içindeki etkisini görülebilmektedir.



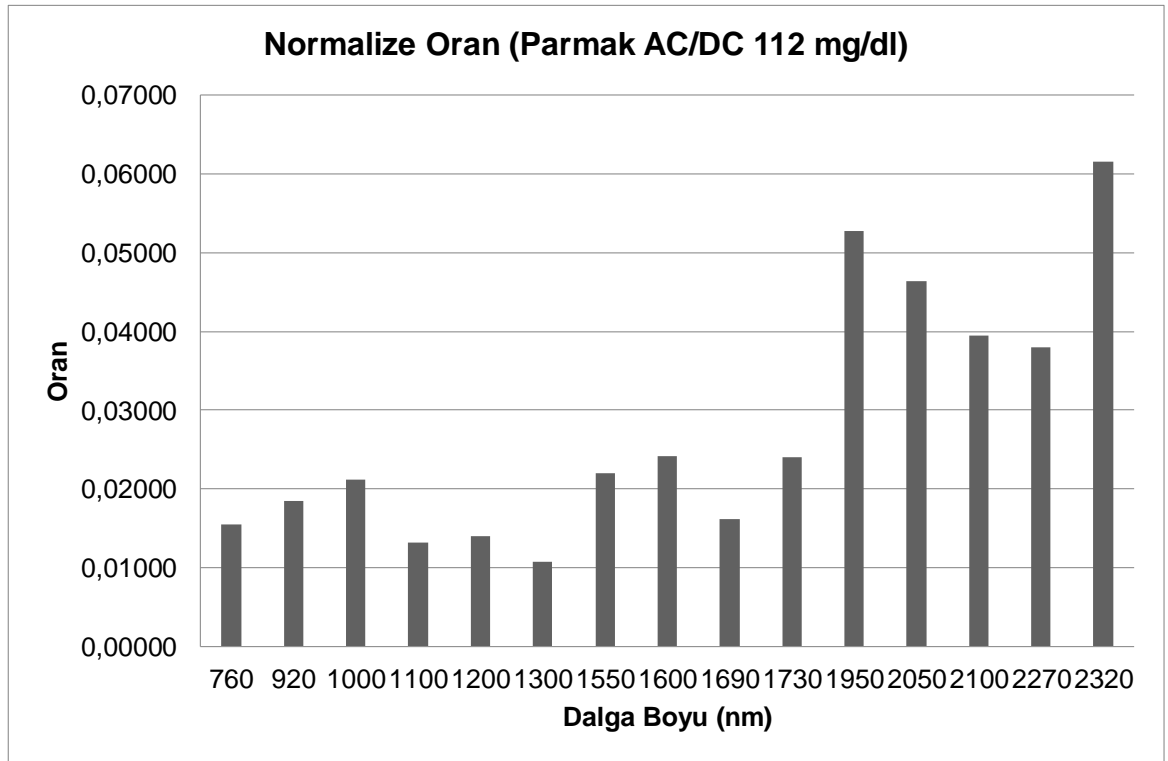
Şekil 3.15. Parmağın Soğurma Spektrumu (DC) (Boş / Parmak) (112 mg/dl)



Şekil 3.16. Parmağın Soğurma Spektrumu (AC) (Boş / Parmak) (112 mg/dl)



Şekil 3.17. Normalize Oran (Parmak AC/DC 109 mg/dl)



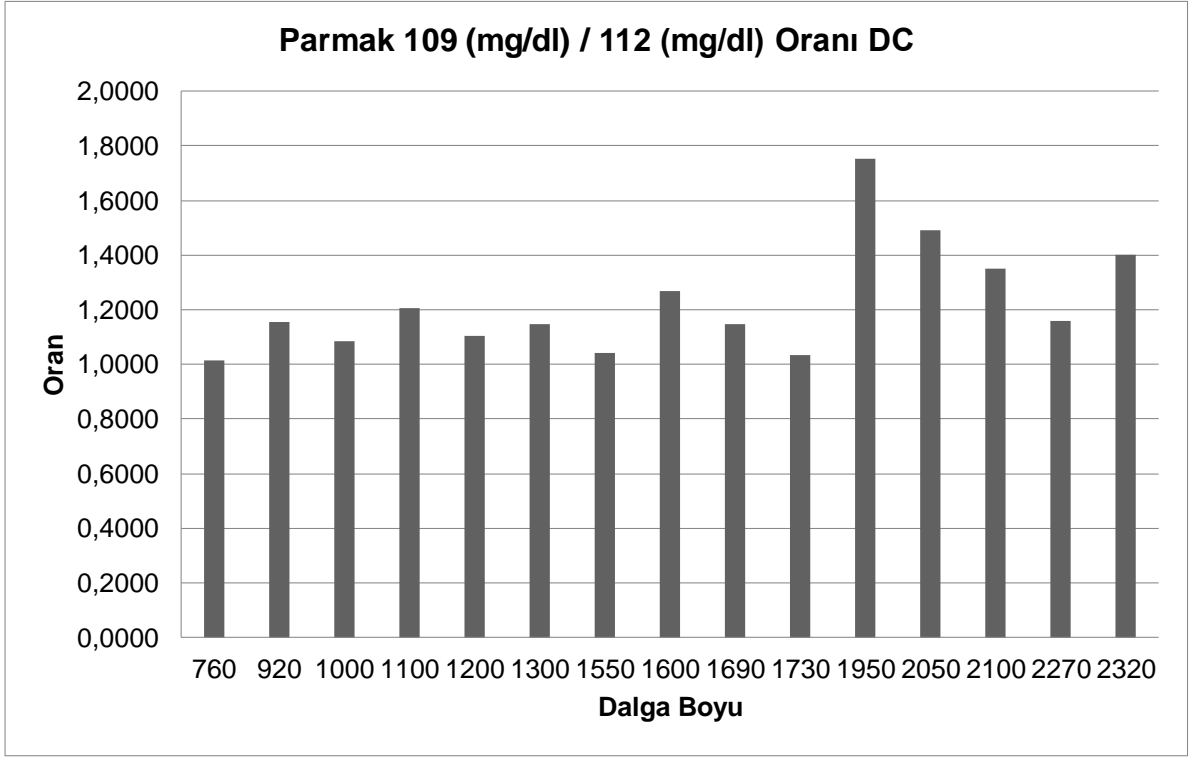
Şekil 3.18. Normalize Oran (Parmak AC/DC 112 mg/dl)

Tablo 3.7'de 112 mg/dl ve 109 mg/dl ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması verilmiştir. Şekil 3.19'da ise kan şekeri 112 mg/dl ve 109 mg/dl iken parmaktan alınan DC sinyalin oranı verilmiştir. Şekil 3.19'dan DC oranların çok fazla değişmediği özellikle suyun soğurma katsayısının yüksek olduğu 1950 nm dalga

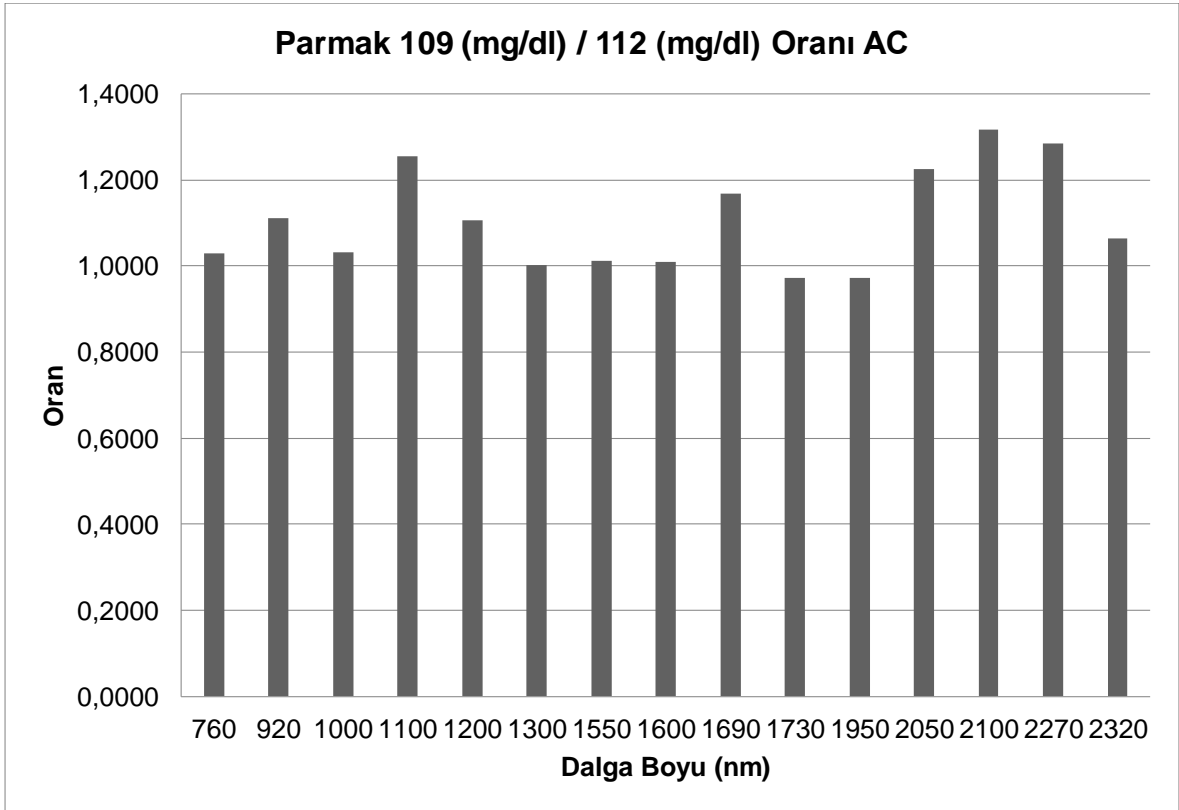
boylarında oranın diğer dalga boylarına göre öğleden sonra vücuttaki su oranının artmasıyla daha yüksek çıktığı görülmektedir. Şekil 3.20'de kan şekeri 112 mg/dl ve 109 mg/dl iken parmaktan alınan AC sinyalin oranı verilmiştir. Şekil 3.20'de görüleceği üzere parmaktan alınan ölçümlerde kan şekerindeki değişim en çok 1100 nm, 1690nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarında değişime neden olmaktadır ve bu dalga boylarıyla kan şekeri arasında iyi bir orantı ortaya çıkmaktadır.

Tablo 3.7. 112 mg/dl ve 109 mg/dl Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

Dalga Boyu (nm)	Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı AC	Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı DC
760	1,0295	1,0127
920	1,1104	1,1532
1000	1,0319	1,0841
1100	1,2557	1,2049
1200	1,1064	1,1061
1300	1,0019	1,1490
1550	1,0115	1,0427
1600	1,0104	1,2699
1690	1,1686	1,1460
1730	0,9731	1,0337
1950	0,9718	1,7521
2050	1,2257	1,4929
2100	1,3165	1,3519
2270	1,2833	1,1576
2320	1,0639	1,4007



Şekil 3.19. Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı DC



Şekil 3.20. Parmak 109 (mg/dl) / 112 (mg/dl) Oranı AC

3.5. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

15 farklı dalga boyu kullanılarak yapılan ölçüm sonuçları incelendiğinde Şekil 3.11'deki suyun soğurma spektrumunun Şekil 2.10'daki grafiğe benzer olduğu ve Bölüm 2'de elde edilen verilere uygun olarak suyun 1950 nm'de en yüksek soğurma katsayısına ulaştığı görülmektedir. Ayrıca Şekil 2.11 ve Şekil 3.12'deki glikozun soğurma spektrumunun benzer olduğu ve ölçüm sonuçlarınınin glikozu ayırt edebilmek için yeterli olduğu görülmektedir.

Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'daki parmağın soğurma spektrumu incelendiğinde parmaktan geçen ışık şiddetinin en fazla 1100 nm'de olduğu, parmak geçirgenliğinin en çok 760 nm ile 1200 nm dalga boyları arasında olduğu ve bu aralığın ölçüm yapabilmek için en uygun bölge olduğu görülmüştür.

Kan şekeri 109 mg/dl ve 112 mg/dl iken yapılan ölçüm sonuçları incelendiğinde Şekil 3.20'deki grafikten görüleceği üzere en çok 1100 nm, 1690 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarında değişim olmaktadır ve bu dalga boylarınının kan şekerindeki değişimi daha iyi gösterdiği belirlenmiştir.

4. MÜDAHALESİZ KAN ŞEKERİ CİHAZINA YÖNELİK TASARIM VE GELİŞTİRME ÇALIŞMALARI

Bölüm 3'te yapılan testlerle birlikte girişimsel olmayan kan şekeri ölçüm cihazı yapılabilmesi için kullanılması gereken dalga boyları 1100 nm, 1690 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm olarak belirlenmiş ve ışığın 760 nm ile 1200 nm dalga boyu aralığında parmaktan diğer dalga boylarına oranla daha çok nüfus ettiği ve alınan sinyalin daha güçlü olduğu dolayısıyla sinyal gürültü oranının daha yüksek olduğu görülmüştür.

4.1. Cihazın Tasarımı

Cihazın geliştirilmesi için öncelikle 1100 nm, 1690 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarında ve 760 nm ile 1200 nm dalga boyu aralığında ışınım yapan ışık kaynaklarına ihtiyaç vardır. Bu nedenle cihazda tek bir dalga boyunda ışınım yapan LED veya lazer kullanılması düşünülmüştür. İstenilen dalgaboylarına duyarlı fotodiyot kolay bulunabilmesine rağmen sadece tek bir dalga boyunda ışık yayan bir ışık kaynağının bulunması çok zordur ve kızılötesi bölgede çok fazla alternatif malzeme bulunmamaktadır. Lazerlerin optik gücünün daha fazla ve bant genişliğinin daha düşük olmasına rağmen kızılötesi bölgede çalışan az sayıda lazer olması fiyatlarının çok yüksek olması nedeniyle ölçümlerde LED kullanılması tercih edilmiştir. 760 nm ile 1200 nm dalga boyu aralığı için Şekil 3.20'den görüleceği üzere kan şekeriyle daha iyi bir orantıya sahip olan 920 nm, 1100 nm ve 1200 nm dalga boyları ile yine aynı şekilde daha önceden tespit edilmiş 1690 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarının kullanılması uygun bulunmuştur. Belirlenen dalga boylarına uygun olarak Thorlabs firmasının Tablo 15'te belirtilen LED'leri kullanılmıştır. 2100 nm ve 2270 nm dalga boyları için ise Thorlabs firmasından uygun LED bulunamamıştır. Tablo 4.1'de Thorlabs firmasından seçilen LED'lerle ilgili detaylı açıklamalar yapılmıştır ve LED'lerin teknik özellikleri EK 5'te verilmiştir. Yapılan testlerde parmaktan alınan ölçümlerin daha iyi sonuç verdiği, kulak memesinden alınan ölçümlerde nabız sinyalinin tam olarak alınmadığı görülmüştür. Gün içinde farklı zamanlarda ölçüm alınması ve parmağın yerleşimine göre alınan sinyalin genliği değiştiği için üçüncü bölümde olduğu gibi sonuçlar boş ölçüm sonucuyla AC sinyalin genliği

oranlanarak ve tekrar eden 5 farklı nabız sinyalinin aritmetik ortalaması alınarak verilmiştir.

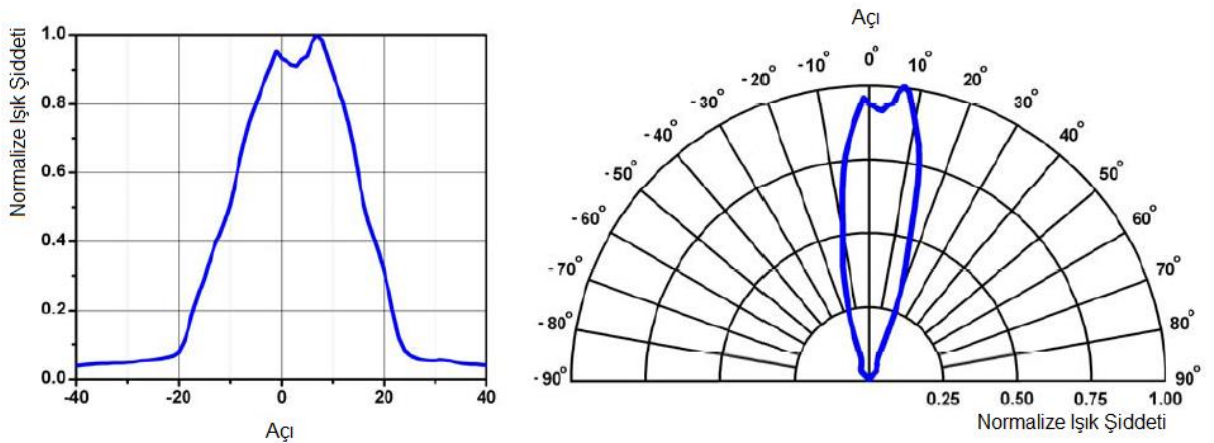
Tablo 4.1. Ölçüm İçin Kullanılan LED ve Açıklamalar

Dalga Boyu	Kullanılan LED	Açıklama
920	LED940E Epoxy-Encased LED, 940 nm, 18 mW, T-1 3/4, Qty of 5 Thorlabs firmasının 920 nm dalga boyunda ışımaya yapan LED'i olmaması nedeniyle istenilen dalga boyuna en yakın bant genişliğinin merkezi 940 nm olan LED tercih edilmiştir.	Parmak geçirgenliğinin yüksek olması sebebiyle tercih edilmiştir.
1100	LED1070E Epoxy-Encased LED, 1070 nm, 7.5 mW, T-1 3/4 Thorlabs firmasının 1100 nm dalga boyunda ışımaya yapan LED'i olmaması nedeniyle, istenilen dalga boyuna en yakın bant genişliğinin merkezi 1070 nm olan LED tercih edilmiştir.	
1200	LED1200E Epoxy-Encased LED, 1200 nm, 2.5 mW, T-1 3/4	
1690	LED1700P LED with a Parabolic Reflector, 1750 nm, 1.2 mW Quasi-CW, 30 mW Pulsed, TO-18R Thorlabs firmasının 1690 nm dalga boyunda ışımaya yapan LED'i olmaması nedeniyle, istenilen dalga boyuna en yakın bant genişliğinin merkezi 1750 nm olan LED tercih edilmiştir.	Şekil 3.20'deki orandan görüleceği üzere kan şekerindeki değişimi en iyi gösteren dalga boyları seçilmiştir.
2050	LED2050P LED with a Parabolic Reflector, 2050 nm, 1.1 mW Quasi-CW, 28 mW Pulsed, TO-18R	
2100	Belirlenen dalga boyuna uygun LED bulunamamıştır.	
2270	Belirlenen dalga boyuna uygun LED bulunamamıştır.	
2320	LED2350P LED with a Parabolic Reflector, 2350 nm, 0.8 mW Quasi-CW, 16.0 mW Pulsed, TO-18R Thorlabs firmasının 2320 nm dalga boyunda ışımaya yapan LED'i olmaması nedeniyle, istenilen dalga boyuna en yakın bant genişliğinin merkezi 2350 nm olan LED tercih edilmiştir.	

Şekil 4.2'de görüleceği üzere Şekil 3.1'de gösterilen düzeneğin benzeri kullanılmıştır. Kurulan düzeneğin Bölüm 3'te kurulan düzeneden farkı ışık kaynağı olarak halojen lamba ve dalga boyu seçici değil, tek bir dalga boyunda ışımaya yapabilen LED kullanılmasıdır. Ölçümler Bölüm 3'te geçen şekilde DLPCA-200 akım yükselteç ve USB 6009 analog dijital çevirici kullanılarak LabVIEW programı kullanılarak alınmıştır. Bu nedenle bu bölümde alınan sinyalin genliği yazılmıştır.

Tablo 4.1'de belirtilen LED'ler kullanılarak yapılan ölçümlerde 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm dalga boylarında sinyal alınarak nabız sinyalinin görüntülenebildiği fakat 1700 nm, 2050 nm ve 2320 nm dalga boylarında net bir sinyal alınamadığı belirlenmiştir. Bu durumun nedeni Şekil 3.15'te görüleceği üzere 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm dalga boylarında ışığın parmak içine nüfus etme oranının 1700 nm, 2050 nm ve 2320 nm dalga boylarına oranla daha fazla olması ve 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm dalga boylarında kullanılan LED'lerin optik gücü 120 mW ile 140 mW aralığında iken, 1700 nm, 2050 nm ve 2320 nm dalga boyu aralığında kullanılan LED'lerin optik gücünün 0,8 mW ile 1,2 mW aralığında olmasıdır. Bu nedenle sadece 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm dalga boylarında ölçüm yapılabilmiş ve bu dalga boylarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir.

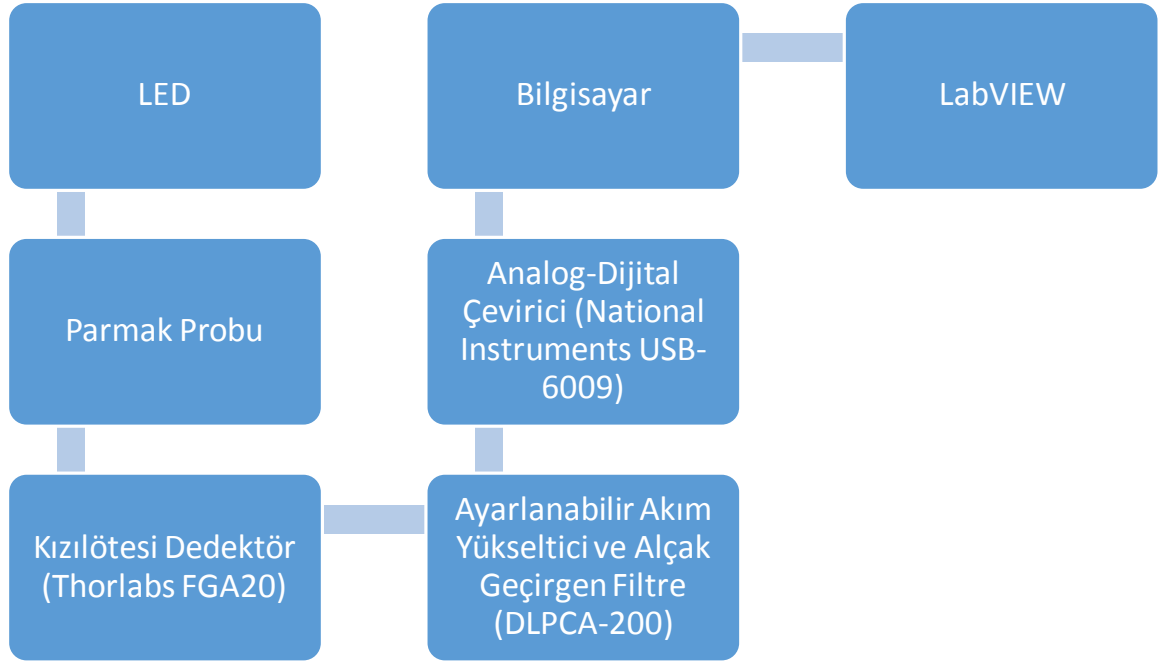
Ölçüm yapılırken optik gücün en yüksek değerinde alınabilmesi için LED'in merkezi ile fotodiyotun aktif bölgesi aynı hizaya getirilmiştir. Çünkü Şekil 4.1'de görüleceği üzere LED'lerin ışık şiddeti dağılımı karşı noktasında en yüksek değere ulaşmaktadır.



Şekil 4.1. LED940E Işık Şiddeti Hüzmesi

Gün içinde farklı saatlerde 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm dalga boylarında yapılan ölçümlerin sonuçları her bir dalga boyu için ayrı ayrı Tablo 4.2'de, Tablo 4.3'de ve Tablo 4.4'de verilmiştir. Şekil 4.3'te ise ölçüm yapılan kişinin günlük kan şekeri değişimi verilmiştir.

Şekil 4.2'de düzeneğin şeması verilmiştir. Bölüm 3'teki düzeneğin Bölüm 4'teki düzeneden farkı halojen lamba ve dalga boyu seçici yerine LED kullanılması ve LED kullanımına bağlı olarak optik filtre kullanılmasına gerek olmamasıdır.



Şekil 4.2. Kurulan Test Düzeneğinin Şeması

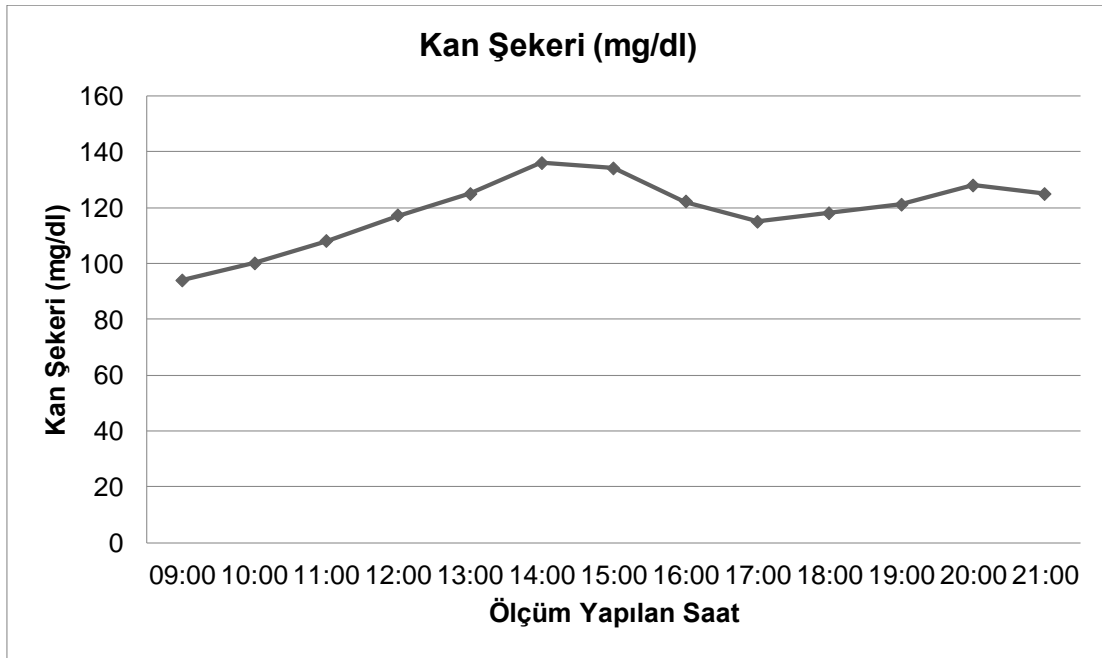
4.2. 940 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.2'de 940 nm dalga boyunda gün içinde yapılan ölçüm sonuçları, Şekil 4.3'de ise grafiği verilmiştir.

Tablo 4.2. 940 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları

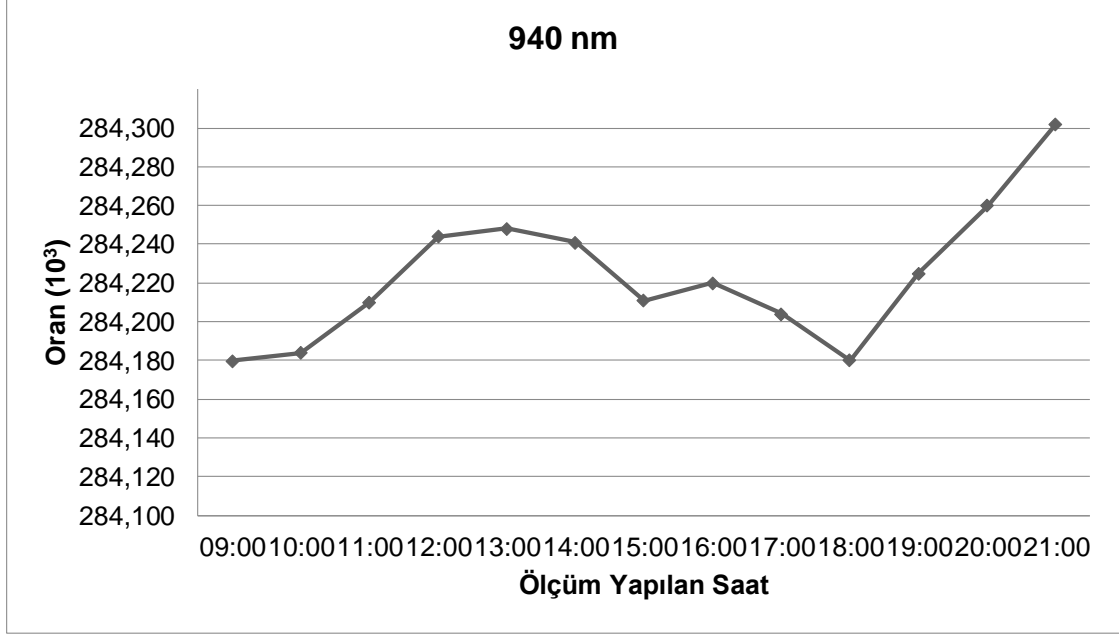
Ölçüm Yapılan Saat	Boş (μA)	AC Sinyalin Genliği (nA)	Oran (10^3)	Kan Şekeri (mg/dl)
09:00	1455	5,12	284,180	94
10:00	1448	5,10	284,184	100
11:00	1410	4,96	284,210	108

12:00	1445	5,08	284,244	117
13:00	1436	5,05	284,248	125
14:00	1420	5,00	284,241	136
15:00	1458	5,13	284,211	134
16:00	1438	5,06	284,220	122
17:00	1431	5,04	284,204	115
18:00	1441	5,07	284,180	118
19:00	1447	5,09	284,225	121
20:00	1429	5,03	284,260	128
21:00	1447	5,09	284,302	125



Şekil 4.3. 940 nm, 1070 nm ve 1200 nm İçin Gün İçi Kan Şekerinin Değişimi

Tablo 4.2'de ve Şekil 4.4'te görüleceği üzere 940 nm'de kan şekerinin yükselip alçalmasının izlenebildiği fakat AC sinyal genliğinin 4,96 nA ile 5,13 nA aralığında değişmesinden dolayı sağlıklı bir ölçüm yapılamayacağı görülmektedir.



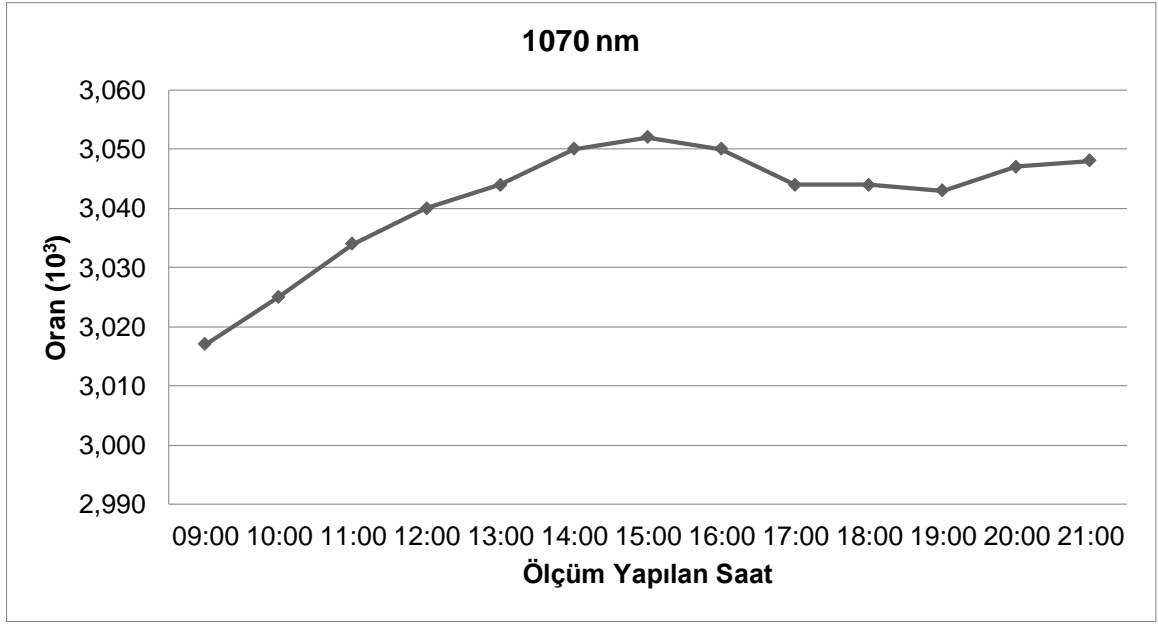
Şekil 4.4. 940 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu

4.3. 1070 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.3'te 1070 nm dalga boyunda gün içinde yapılan ölçüm sonuçları, Şekil 4.5'te ise grafiği verilmiştir.

Tablo 4.3. 1070 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları

Ölçüm Yapılan Saat	Boş (µA)	AC Sinyalin Genliği (nA)	Oran (10 ³)	Kan Şekeri (mg/dl)
09:00	315	104,41	3,017	94
10:00	318	105,12	3,025	100
11:00	322	106,13	3,034	108
12:00	316	103,95	3,040	117
13:00	315	103,48	3,044	125
14:00	312	102,30	3,050	136
15:00	311	101,90	3,052	134
16:00	320	104,92	3,050	122
17:00	318	104,47	3,044	115
18:00	311	102,17	3,044	118
19:00	317	104,17	3,043	121
20:00	315	103,38	3,047	128
21:00	325	106,63	3,048	125



Şekil 4.5. 1070 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu

Tablo 4.3'te ve Şekil 4.5'ten görüleceği üzere 1070 nm'de kan şekeri ölçüm yapılan diğer dalga boylarına göre daha iyi tespit edilmesi mümkündür. Gün içinde değişen kan şekeri değişmediğinden tekrar grafik olarak çizilmemiştir.

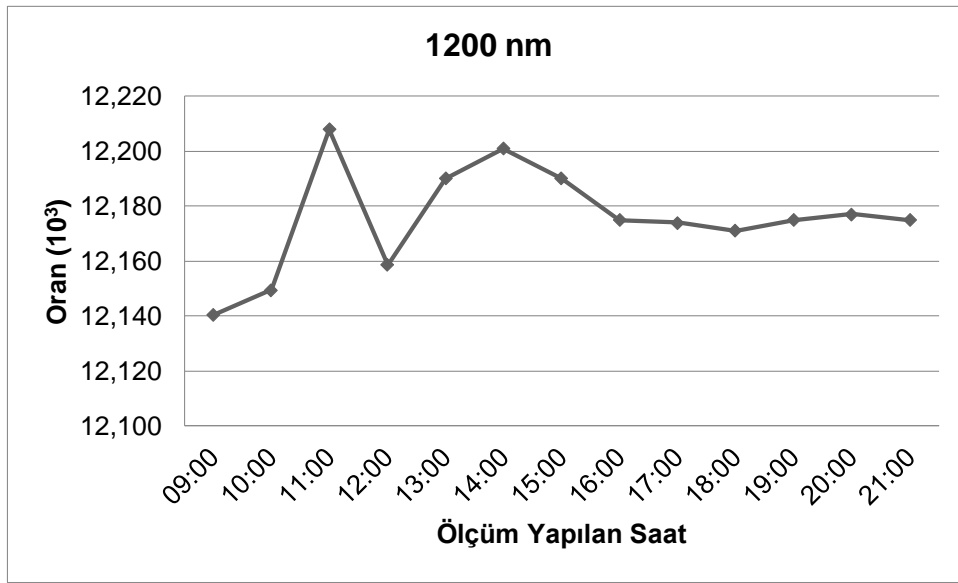
4.4. 1200 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.4'te ve Şekil 4.6'dan görüleceği üzere 1200 nm'de kan şekerinin yükselip alçalmasının izlenebildiği fakat AC sinyal genliğinin 85,24 nA ile 85,75 nA aralığında değişmesinden dolayı sağlıklı bir ölçüm yapılamayacağı görülmektedir. Gün içinde değişen kan şekeri değişmediğinden tekrar grafik olarak çizilmemiştir. Saat 11:00'daki yükselmenin ölçüm düzeneğinin iadel olmamasından ve ölçüm kaynaklı olabilecek hatalardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Tablo 4.4. 1200 nm Gün İçindeki Ölçüm Sonuçları

Ölçüm Yapılan Saat	Boş (µA)	AC Sinyalin Genliği (nA)	Oran (10 ³)	Kan Şekeri (mg/dl)
09:00	1038	85,50	12,140	94
10:00	1040	85,60	12,150	100
11:00	1045	85,60	12,208	108
12:00	1042	85,70	12,159	117
13:00	1041	85,40	12,190	125

14:00	1040	85,24	12,201	136
15:00	1042	85,48	12,190	134
16:00	1042	85,59	12,175	122
17:00	1040	85,43	12,174	115
18:00	1039	85,37	12,171	118
19:00	1044	85,75	12,175	121
20:00	1042	85,57	12,177	128
21:00	1041	85,50	12,175	125

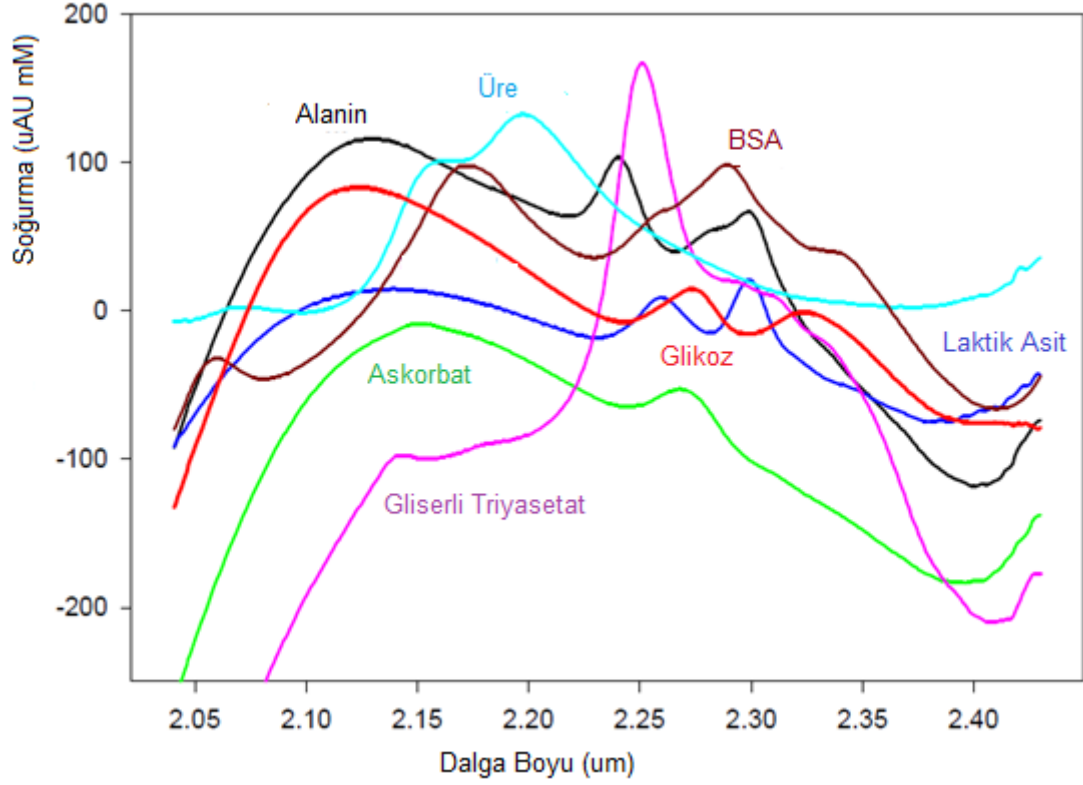


Şekil 4.6. 1200 nm Dalga Boyundaki Ölçüm Sonucu

4.5. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yukarıda yapılan ölçümlerden görüleceği üzere ışığın parmak içine daha fazla nüfus ettiği dalga boylarında kan şekeriyle alınan sinyalin genliği arasında daha iyi bir ilişki olmaktadır. Şekil 4.3, 4.4, 4.5 ve 4.6'da görüleceği üzere hem ışığın deri içine nüfus etme oranının yüksek olması hem de Bölüm 3'te yapılan ölçümlerde kan şekeri değerini daha iyi göstermesi nedeniyle Bölüm 4'te yapılan ölçümlerde de 1100 nm veya 1070 nm dalga boyu en iyi sonucu vermiştir. Bölüm 4'te yapılan ölçümler sonucunda tek bir dalga boyunda kan şekeri değerinin gün içinde yükselip alçalmasının izlenebildiği fakat hassas bir şekilde ölçüm yapabilmek için birden fazla dalga boyundan alınan verilerin matematiksel olarak işlenmesi gerektiği belirlenmiştir. Ayrıca tek bir dalga boyu için elde edilen verilerin yetersiz

olması olması nedeniyle lineer uyumlama yapılabilmesi mümkün gözükmemektedir.



Şekil 4.7. Kandaki Bileşenlerin Soğurma Spektrumu [36]

Şekil 4.7’de görüleceği üzere kandaki bir çok maddenin spektrumu glikoz molekülü ile benzerdir. Bu nedenle ölçüm sonucunu etkileyen önemli etkenlerden biri de kan içerisinde bulunan birçok maddenin yakın kızılötesi bölgede soğurma spektrumu glikozla çakışmasıdır. Ölçüm sonucunu etkileyen diğer bir etken ise test yapılan düzeneğin ideal olmamasıdır.

5. SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER

Tez kapsamında insan sağlığına bilinen bir zararı olmayan kızılötesi spektroskopi yöntemiyle kan şekeri ölçümüne ilişkin teorik ve pratik bilgiler verilmiştir.

Bölüm 3'te yapılan ölçümler sonucunda 760 nm ile 1200 nm dalga boyu aralığında ışığın deri içine nüfus etme oranının dolayısıyla sinyal gürültü oranının yüksek olduğu ve vücut içinde bulunan glikoz miktarını hesaplamak için uygun bir bölge olduğu görülmüştür. 760 nm ile 1200 nm dalga boyu aralığında parmak geçirgenliğinin çok yüksek olmasına karşın glikozun soğurma katsayısının düşük olması bir madde içindeki kan şekeri değerin ölçümünü olumsuz olarak etkilemektedir. Bu nedenle Bölüm 3'te farklı oranlarda çözeltiler hazırlanarak yapılan testlerde glikozun yakın kızılötesi bölgede en yüksek soğurma katsayısına sahip olduğu 2320 nm dalga boyu en küçük kareler yönteminde en iyi sonucu vermiştir. Ayrıca Bölüm 3'te 1690 nm, 2050 nm, 2100 nm, 2270 nm ve 2320 nm dalga boylarında kan şekeri ve alınan sinyaller arasında iyi bir orantı olduğu görülmesine rağmen Bölüm 4'te söz konusu dalgaboylarında ışınım yapan uygun LED bulunamaması, bulunan LED'lerin optik gücünün düşük olması ve parmak geçirgenliğinin düşük olmasından dolayı piyasada bulunan mevcut LED'lerle ölçüm yapılamayacağı, lazer gibi daha güçlü ışık kaynaklarına ve ışığı toplamak için optik merceklere ihtiyaç olduğu değerlendirilmiştir.

Bölüm 4'te yapılan ölçümlerde ise 940 nm 1070 nm ve 1200 nm dalga boyları arasında en iyi sonucun 1070 nm dalga boyunda alındığı görülmüştür fakat değışen diğer parametrelerden dolayı kan şekerinin tek bir dalga boyunda ölçüm yapılarak belirlenmesi mümkün gözükmemektedir. Kandaki şeker (glikoz) miktarının çok az olması da (ortalama 100 mg/dl) ölçüm yapılmasını zorlaştıran diğer bir parametredir.

Glikozun soğurma oranının en çok olduğu bölge orta kızılötesi 3000nm ile 8000 nm alanına denk gelmektedir. Orta kızılötesi dalga boyu aralığı ölçüm için uygun bir bölge olmasına karşılık özellikle suyun orta kızılötesi bölgesindeki yüksek soğurma katsayısı ve ışığın orta kızılötesi dalga boylarında deri içine nüfus etme oranının çok düşük olmasından (deri içine nüfus etme yakın kızılötesi bölgesinde 1 mm ile 100 mm aralığında, orta kızılötesi bölgesinde 1 µm ile 10 µm

aralığında) dolayı parmaktan geçen ışınla ölçüm yöntemine göre uygun bir bölge değildir. Orta kızılötesi bölgede ise saçılan ve yansıyan ışıktan glikoz tahmini yapılabilir.

Bölüm 4'te yapılan ölçümler sonucunda yakın kızılötesi spektroskopi yöntemiyle vücuttaki kan şekerinin gün içinde izlenebileceği ve kan şekeri değerinin hesaplanabileceği bunun için birden fazla dalga boyunda ölçümler alınarak ölçüm sonuçlarının matematiksel olarak işlenmesi gerektiği belirlenmiştir.

Yapılan çalışmaların sonucuna göre kan şekeri değerinin kan örneği alınmasına gerek olmadan ölçülebilmesi mümkün gözükmektedir. Kan şekerinin daha hassas ölçülebilmesi için tek bir dalga boyunda ölçüm almak yerine farklı dalga boylarında ölçüm yapılarak ölçüm sonuçlarının matematiksel olarak analizinin yapılması gerektiği belirlenmiştir. Ayrıca ışığın parmaktan çok az miktarda geçmesi sebebiyle daha güçlü LED veya lazerlere ihtiyaç bulunmaktadır. Ayrıca ışık hüzmesinin fotodiyot üzerine odaklanması için optik mercekler, band genişliğinin düşürülmesi için optik filtre ve tepkiselliği daha iyi aktif alanı daha büyük olan fotodiyotların kullanılması da hassasiyeti arttıracaktır. Teknolojinin de gelişmesiyle ileride daha iyi ölçüm olanaklarının olmasıyla kan şekeri değerinin hesaplanabileceği ve hassasiyetin önemli ölçüde iyileştirilebileceği tahmin edilmektedir. Ayrıca son zamanlarda kullanımı oldukça yaygınlaşan kızılötesi spektroskopi yöntemiyle kanda bulunan diğer maddelerin de (hemoglobün, albümin, globülin, alyuvar, akyuvar, üre vb.) spektroskopik analizlerinin yapılarak ayırt edici dalga boylarının bulunması sonucunda kan örneğine gerek kalmadan kandaki değerlerinin ölçülmesi mümkündür.

KAYNAKLAR

- [1] T.C. Sağlık Bakanlığı Temel Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü, *Türkiye Diyabet Önleme ve Kontrol Programı Eylem Planı 2011-2014*, Sağlık Bakanlığı Yayın No. 816, Ankara, 2014.
- [2] B. Afkan, "PURE Araştırması 3. Yıl Sonuçları Açıklandı Diyabet Son 3 Yılda % 20 Artış Gösterdi", *Literatür Aktuel*, 20.12.2012, <http://www.literaturaktuel.com/pure-arastirmasi-3-yil-sonuclari-aciklandi-diyabet-son-3-yilda-artis-gosterdi/> (Erişim tarihi: 01.09.2014).
- [3] Sosyal Güvenlik Kurumu Aylık Haber Bülteni, *SGK Bülten*, ISSN. 1307-4415, Sayı 62, sf. 1-44, Kasım 2013.
- [4] A. Tura, A. Maran, G. Pacini, "Non-invasive glucose monitoring: assessment of technologies and devices according to quantitative criteria", *Diabetes Research and Clinical Practice*, cilt 77, Sayı 1, sf. 16–40, Temmuz 2007.
- [5] C. E. F. Amaral, B. Wolf, "Current development in non-invasive glucose monitoring", *Medical Engineering and Physics*, cilt 30, Sayı 5, sf. 541–549, Haziran 2008.
- [6] O. S. Khalil, "Non-Invasive Glucose Measurement Technologies: Update from 1999 to the Dawn of the New Millennium", *Diabetes Technology and Therapeutics*, cilt 6, Sayı 5, sf. 660–697, 2004.
- [7] H. V. Lilienfeld-Toal, M. Weidenmüller, A. Xhelaj, W. Mäntele, "A novel approach to non-invasive glucose measurement by mid-infrared spectroscopy: The combination of quantum cascade lasers (QCL) and photoacoustic detection", *Vibrational Spectroscopy*, cilt 38, Sayı 1–2, sf. 209–215, Temmuz 2005.
- [8] Anonim, "Kızılötesi", Wikipedi, <http://tr.wikipedia.org/wiki/K%C4%B1z%C4%B1%C3%B6tesi/> (Erişim tarihi: 01.09.2014).
- [9] H. W. Siesler, Y. Ozaki, S. Kawata, H. M. Heise, *Near-Infrared spectroscopy principles, instruments, applications*, WILEY-VCH Verlag, Almanya, 2002.
- [10] Y. Mendelsaon, R. A. Peura, H. Harjunmaa "Method and apparatus for monitoring blood analytes noninvasively by pulsatile photoplethysmography", United States Patent, Patent no. 5137023, Ağustos 1992.
- [11] K. Yamakoshi, Y. Yamakoshi, "Pulse glucometry: A new approach for noninvasive blood glucose measurement using instantaneous differential near-infrared spectrophotometry", *Journal of Biomedical Optics*, cilt 11, Sayı 5, sf. 1-11, 2014.
- [12] A. R. Kavsaoglu, K. Polat, M. R. Bozkurt, H. Muthusamy, "Fotopletismografi Sinyalleri ile Biyometrik Tanımaya Yönelik Özellik Çıkarımı", 21. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları (SİU 2013) Kurultayı, 24-26 Nisan Uluslararası Kıbrıs Üniversitesi, Girne, Kıbrıs, 2013.

- [13] A. Note, S. Lopez, "Pulse Oximeter Fundamentals and Design", *Uygulama Notu*, Freescale Semiconductor, no. AN4327, 2012.
- [14] S. Bagha, L. Shaw, "A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO₂ and Pulse Rate", *International Journal of Computer Applications*, cilt 36, Sayı 11, sf. 45–50, 2011.
- [15] S. Koyama, Y. Miyauchi, T. Horiguchi, H. Ishizawa, "Non-invasive Measurement of Blood Glucose of Diabetic Based on IR Spectroscopy", SICE Annual Conference, Ağustos 18-21, sf. 3425–3426, Taipei, Tayvan, 2010.
- [16] Y. Yamakoshi, M. Ogawa, T. Yamakoshi, T. Tamura, K. Yamakoshi, "Multivariate regression and discriminant calibration models for a novel optical non-invasive blood glucose measurement method named pulse glucometry", 31. Annual International Conference of the IEEE EMBS, Eylül 2-6, Minneapolis, Minnesota, ABD, 2009.
- [17] J. Y. Choi, "Advancing solid-state near-infrared spectroscopy for clinical measurements of glucose and urea", Yüksek Lisans Tezi, University of Iowa, 2012.
- [18] J. Kaur, J. Kumar, H. K. Sardana, R. Bhatnagar, N. S. Mehla, "Non invasive blood glucose measurement using optical method: feasibility study and design issues", ICOP 2009-International Conference on Optics and Photonics, 30 Ekim - 1 Kasım, Chandigarh, Hindistan, 2009.
- [19] L. N. Li, Q. B. Li, G. J. Zhang, "A Weak Signal Extraction Method for Human Blood Glucose Noninvasive Measurement using Near Infrared Spectroscopy", *J Infrared Millimeter Terahertz Waves*, cilt 30, Sayı 11, sf. 1191–1204, Temmuz 2009.
- [20] J. Tenhunen, H. Kopola, R. Myllyla, "Non-invasive glucose measurement based on selective near infrared absorption; requirements on instrumentation and spectral range", *Measurement*, cilt 24, sf. 173–177, 1998.
- [21] K. Xu, Q. Qiu, J. Jiang, X. Yang, "Non-invasive glucose sensing with near-infrared spectroscopy enhanced by optical measurement conditions reproduction technique", *Optics and Lasers Engineering*, cilt 43, Sayı 10, sf. 1096–1106, Ekim 2005.
- [22] J.S. Maier, S.A. Walker, S. Fantini, M. A. Franceschini, E. Gratton "Possible correlation between blood glucose concentration and the reduced scattering coefficient of tissues in the near infrared", *Optics Letters*, cilt 19, no. 24, 1994.
- [23] I. Harman-Boehm, A. Gal, A. M. Raykhman, J. D. Zahn, E. Naidis, Y. Mayzel, "Noninvasive Glucose Monitoring: A Novel Approach", *Journal of Diabetes Science and Technology*, cilt 3, Sayı 2, sf. 253–260, Mart 2009.
- [24] H. M. Heise, A. Bittner, "Multivariate calibration for physiological samples using infrared spectra with choice of different intensity data", *Journal of Molecular Structure*, cilt 348, sf. 127–130, Mart 1995.

- [25] H. M. Heise, "Infrared Spectroscopy in Medical Diagnostics Advances instrumentation for Glycemic Control and Applications", *Polish J. of Environ. Stud.*, cilt 15, no. 4A, sf 37-40, 2006.
- [26] W. J. Snyder, W. S. Grundfest, "Glucose monitoring apparatus and method using laser-induced emission spectroscopy", United States Patent, Patent no. US 6232609 B1, Mayıs 2001.
- [27] M. Pleitez, H. V. Lilienfeld-Toal, W. Măntele, "Infrared spectroscopic analysis of human interstitial fluid in vitro and in vivo using FT-IR spectroscopy and pulsed quantum cascade lasers (QCL): Establishing a new approach to non invasive glucose measurement", *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, cilt 85, Sayı 1, sf. 61–65, Ocak 2012.
- [28] V. A. Saptari, "A spectroscopic system for near infrared glucose measurement", Doktora Tezi, Massachusetts Institute of Technology, Temmuz 2004.
- [29] A. Trabelsi, M. Boukadoum, M. Siaj, "A Preliminary Investigation into the Design of an Implantable Optical Blood Glucose Sensor", *American Journal of Biomedical Engineering*, cilt 1, Sayı 2, sf. 62–67, Ağustos 2012.
- [30] K. P. Nielsen, L. Zhao, J. J. Stamnes, K. Stamnes, "The optics of human skin: Aspects important for human health", *Solar Radiation and Human Health*, cilt 55, Sayı 1, sf. 35–46, 2008.
- [31] B. Paul, M. P. Manuel, Z. C. Alex, "Glucose Measurement System", 1. *International Symposium on Physics and Technology of Sensors*, 7-10 Mart, Pune, Hindistan, 2012.
- [32] O. S. Khalil, "Spectroscopic and clinical aspects of noninvasive glucose measurements", *Clinical Chemistry*, cilt 45, Sayı 2, sf. 165–177, 1999.
- [33] D. P. Treves, H. Primack, A. Weinstein, E. Gabis, B. Fikhte, A. Karasik, "Continuous Noninvasive Glucose Monitoring Technology Based on 'Occlusion Spectroscopy", *Journal of Diabetes Science and Technology*, cilt 1, Sayı 4, 2007.
- [34] Mustafa Altınışik, "Kan plazması ve serumun kompozisyonu", <http://www.mustafaaltinisik.org.uk/89-2-05.pdf> (Erişim tarihi: 01.09.2014).
- [35] S. T. Fard, "Glucose Monitoring Measuring Blood Glucose Using Vertical Cavity Semiconductor Lasers (VCSELs)", Yüksek Lisans Tezi, Carleton Üniversitesi, 2006.
- [36] J. T. Olesberg, "Noninvasive blood glucose monitoring in the 2.0-2.5 μm wavelength range", 14. Annu. Meet. IEEE Lasers Electro-Optics Soc., (Cat. Sayı.01CH37242), cilt 2, sf. 529, 2011.
- [37] G. Campetelli, D. Zumoffen, M. Basualdo, "Improvements on Noninvasive Blood Glucose Biosensors Using Wavelets for Quick Fault Detection", *Journal of Sensors*, cilt 2011, ID 368015, sf. 11, Mart 2011.
- [38] D. Mendosa, "The GlucoWatch G2 biographer", <http://www.mendosa.com/glucowatch.htm> (Erişim tarihi: 01.09.2014).

ÖZGEÇMİŞ

Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : ANIL KODAL
Doğum Yeri : ANKARA
Doğum Yılı : 12.11.1986
Medeni Hali : Bekar
E-posta : anilkodal@gmail.com
Adresi : Park Caddesi, Supark Sitesi No:34/9, 06810
Alacatlı / Yaşamkent / ÇAYYOLU

Eğitim:

Lise : Ayrancı Lisesi (YDAL)
Lisans : Gazi Üniversitesi Elektrik-Elektronik
Mühendisliği

Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce (Çok İyi), Almanca (Orta)

İş Deneyimi

ASELSAN Haberleşme ve Bilgi Teknolojileri Sektör Başkanlığı (2009-hâlen)

Deneyim Alanları

Biyomedikal, Sinyal İşleme, Yazılım

Tezden Üretilmiş Projeler ve Bütçesi

ODTÜ TEKNOKENT Yeni Fikirler Yeni İşler Yarışması Genel Kategori Finalisti,
OSTİM Jüri Özel Ödülü (10.000 TL) 777 proje arasında finale kalan 17 proje
arasında yer almış ve finalde OSTİM Jüri Özel Ödülünü kazanmıştır.

Tezden Üretilmiş Yayınlar

Tezden Üretilmiş Tebliğ ve/veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar

EK 1: SAF SU VE ÇÖZELTİLERİN SOĞURMA KATSAYILARI

Dalga Boyu (nm)	Saf Su Soğurma Katsayısı (α)	Çözelti 2 Soğurma Katsayısı (β - α)	Çözelti 3 Soğurma Katsayısı (Ω - α)	Soğurma Katsayıları Oranı (Ω/β)
190	0,153	0,717	2,036	2,840
191	0,109	0,580	2,207	3,805
192	0,081	0,460	2,251	4,893
193	0,058	0,356	2,339	6,570
194	0,045	0,288	2,337	8,115
195	0,035	0,236	2,083	8,826
196	0,028	0,199	1,676	8,422
197	0,023	0,171	1,261	7,374
198	0,019	0,150	0,931	6,207
199	0,016	0,135	0,690	5,111
200	0,013	0,122	0,513	4,205
201	0,011	0,112	0,386	3,446
202	0,010	0,105	0,297	2,829
203	0,008	0,100	0,236	2,360
204	0,007	0,096	0,194	2,021
205	0,007	0,093	0,166	1,785
206	0,006	0,090	0,148	1,644
207	0,006	0,086	0,133	1,547
208	0,005	0,082	0,122	1,488
209	0,005	0,079	0,114	1,443
210	0,005	0,075	0,106	1,413
211	0,005	0,068	0,096	1,412
212	0,005	0,062	0,088	1,419
213	0,004	0,059	0,082	1,390
214	0,004	0,055	0,077	1,400
215	0,004	0,049	0,070	1,429
216	0,004	0,043	0,064	1,488
217	0,003	0,039	0,059	1,513
218	0,003	0,036	0,055	1,528
219	0,003	0,034	0,053	1,559
220	0,003	0,033	0,050	1,515
221	0,002	0,031	0,049	1,581
222	0,002	0,030	0,047	1,567
223	0,002	0,029	0,046	1,586
224	0,001	0,028	0,044	1,571
225	0,001	0,027	0,043	1,593
226	0,001	0,026	0,042	1,615
227	0,001	0,025	0,040	1,600
228	0,001	0,024	0,039	1,625

229	0,001	0,023	0,038	1,652
230	0,000	0,022	0,037	1,682
231	0,000	0,021	0,035	1,667
232	0,000	0,020	0,034	1,700
233	0,000	0,019	0,033	1,737
234	0,000	0,019	0,032	1,684
235	0,000	0,018	0,031	1,722
236	0,000	0,017	0,030	1,765
237	0,000	0,017	0,030	1,765
238	0,000	0,016	0,029	1,813
239	0,000	0,016	0,028	1,750
240	0,000	0,016	0,028	1,750
241	0,000	0,015	0,027	1,800
242	0,000	0,015	0,027	1,800
243	0,000	0,015	0,027	1,800
244	0,000	0,015	0,026	1,733
245	0,000	0,014	0,026	1,857
246	0,000	0,014	0,026	1,857
247	0,000	0,014	0,026	1,857
248	0,000	0,014	0,025	1,786
249	0,000	0,014	0,025	1,786
250	0,000	0,014	0,025	1,786
251	0,000	0,014	0,025	1,786
252	0,000	0,013	0,025	1,923
253	0,000	0,013	0,025	1,923
254	0,000	0,014	0,025	1,786
255	0,000	0,013	0,025	1,923
256	0,000	0,013	0,025	1,923
257	0,000	0,013	0,025	1,923
258	0,000	0,013	0,025	1,923
259	0,000	0,013	0,025	1,923
260	0,000	0,013	0,025	1,923
261	0,000	0,013	0,025	1,923
262	0,000	0,013	0,025	1,923
263	0,000	0,012	0,025	2,083
264	0,000	0,012	0,025	2,083
265	0,000	0,012	0,025	2,083
266	0,000	0,012	0,025	2,083
267	0,000	0,012	0,025	2,083
268	0,000	0,011	0,024	2,182
269	0,000	0,011	0,024	2,182
270	0,000	0,011	0,024	2,182
271	0,000	0,011	0,024	2,182
272	0,000	0,011	0,023	2,091
273	0,000	0,011	0,023	2,091

274	0,000	0,011	0,023	2,091
275	0,000	0,010	0,023	2,300
276	0,000	0,010	0,023	2,300
277	0,000	0,010	0,022	2,200
278	0,000	0,010	0,022	2,200
279	0,000	0,010	0,022	2,200
280	0,000	0,010	0,022	2,200
281	0,000	0,010	0,022	2,200
282	0,000	0,010	0,021	2,100
283	0,000	0,009	0,021	2,333
284	0,000	0,009	0,021	2,333
285	0,000	0,009	0,021	2,333
286	0,000	0,009	0,021	2,333
287	0,000	0,009	0,020	2,222
288	0,000	0,009	0,020	2,222
289	0,000	0,009	0,020	2,222
290	0,000	0,009	0,020	2,222
291	0,001	0,009	0,019	2,111
292	0,001	0,009	0,019	2,111
293	0,001	0,009	0,018	2,000
294	0,001	0,008	0,018	2,250
295	0,001	0,008	0,017	2,125
296	0,001	0,008	0,017	2,125
297	0,001	0,008	0,017	2,125
298	0,001	0,008	0,017	2,125
299	0,001	0,008	0,016	2,000
300	0,001	0,008	0,016	2,000
301	0,001	0,008	0,016	2,000
302	0,001	0,008	0,015	1,875
303	0,001	0,008	0,015	1,875
304	0,001	0,008	0,015	1,875
305	0,001	0,008	0,015	1,875
306	0,001	0,007	0,014	2,000
307	0,001	0,007	0,014	2,000
308	0,001	0,007	0,014	2,000
309	0,001	0,007	0,014	2,000
310	0,001	0,007	0,014	2,000
311	0,001	0,007	0,014	2,000
312	0,001	0,007	0,014	2,000
313	0,001	0,007	0,013	1,857
314	0,001	0,007	0,013	1,857
315	0,001	0,007	0,013	1,857
316	0,001	0,007	0,013	1,857
317	0,001	0,007	0,013	1,857
318	0,001	0,007	0,013	1,857

319	0,001	0,007	0,013	1,857
320	0,001	0,007	0,013	1,857
321	0,001	0,007	0,012	1,714
322	0,001	0,007	0,012	1,714
323	0,002	0,007	0,012	1,714
324	0,001	0,006	0,012	2,000
325	0,001	0,006	0,012	2,000
326	0,001	0,006	0,012	2,000
327	0,002	0,006	0,012	2,000
328	0,001	0,007	0,012	1,714
329	0,002	0,006	0,012	2,000
330	0,001	0,006	0,012	2,000
331	0,001	0,006	0,012	2,000
332	0,001	0,006	0,011	1,833
333	0,002	0,006	0,012	2,000
334	0,001	0,006	0,011	1,833
335	0,001	0,006	0,011	1,833
336	0,001	0,006	0,011	1,833
337	0,001	0,005	0,011	2,200
338	0,001	0,006	0,011	1,833
339	0,002	0,006	0,011	1,833
340	0,002	0,006	0,012	2,000
341	0,001	0,005	0,011	2,200
342	0,001	0,005	0,011	2,200
343	0,001	0,005	0,011	2,200
344	0,001	0,005	0,011	2,200
345	0,002	0,005	0,011	2,200
346	0,001	0,005	0,011	2,200
347	0,002	0,005	0,011	2,200
348	0,002	0,005	0,011	2,200
349	0,002	0,005	0,010	2,000
350	0,002	0,005	0,010	2,000
351	0,002	0,005	0,010	2,000
352	0,001	0,005	0,010	2,000
353	0,001	0,005	0,010	2,000
354	0,002	0,005	0,010	2,000
355	0,002	0,005	0,010	2,000
356	0,002	0,005	0,010	2,000
357	0,002	0,005	0,010	2,000
358	0,002	0,005	0,010	2,000
359	0,002	0,005	0,010	2,000
360	0,002	0,005	0,010	2,000
361	0,002	0,005	0,010	2,000
362	0,002	0,005	0,010	2,000
363	0,002	0,005	0,010	2,000

364	0,002	0,004	0,010	2,500
365	0,002	0,005	0,010	2,000
366	0,002	0,005	0,010	2,000
367	0,001	0,005	0,010	2,000
368	0,002	0,005	0,010	2,000
369	0,002	0,005	0,010	2,000
370	0,002	0,004	0,009	2,250
371	0,002	0,005	0,009	1,800
372	0,002	0,005	0,009	1,800
373	0,002	0,005	0,009	1,800
374	0,002	0,004	0,009	2,250
375	0,002	0,004	0,009	2,250
376	0,002	0,004	0,009	2,250
377	0,002	0,004	0,009	2,250
378	0,002	0,004	0,009	2,250
379	0,002	0,004	0,009	2,250
380	0,002	0,004	0,009	2,250
381	0,002	0,004	0,009	2,250
382	0,002	0,004	0,009	2,250
383	0,002	0,004	0,009	2,250
384	0,002	0,004	0,009	2,250
385	0,002	0,004	0,009	2,250
386	0,002	0,004	0,009	2,250
387	0,002	0,004	0,009	2,250
388	0,002	0,004	0,009	2,250
389	0,002	0,004	0,009	2,250
390	0,002	0,004	0,009	2,250
391	0,002	0,004	0,008	2,000
392	0,002	0,004	0,008	2,000
393	0,002	0,004	0,008	2,000
394	0,002	0,004	0,008	2,000
395	0,002	0,004	0,008	2,000
396	0,002	0,004	0,008	2,000
397	0,002	0,004	0,008	2,000
398	0,002	0,004	0,008	2,000
399	0,002	0,004	0,008	2,000
400	0,002	0,004	0,008	2,000
401	0,002	0,004	0,008	2,000
402	0,002	0,004	0,008	2,000
403	0,002	0,004	0,008	2,000
404	0,002	0,004	0,008	2,000
405	0,002	0,004	0,008	2,000
406	0,002	0,004	0,008	2,000
407	0,002	0,004	0,008	2,000
408	0,002	0,004	0,008	2,000

409	0,002	0,004	0,008	2,000
410	0,002	0,004	0,008	2,000
411	0,002	0,004	0,008	2,000
412	0,002	0,004	0,008	2,000
413	0,002	0,004	0,008	2,000
414	0,002	0,004	0,008	2,000
415	0,002	0,004	0,008	2,000
416	0,002	0,004	0,008	2,000
417	0,002	0,004	0,008	2,000
418	0,002	0,004	0,008	2,000
419	0,002	0,004	0,008	2,000
420	0,002	0,004	0,008	2,000
421	0,002	0,004	0,007	1,750
422	0,002	0,004	0,007	1,750
423	0,002	0,004	0,007	1,750
424	0,002	0,004	0,007	1,750
425	0,002	0,004	0,007	1,750
426	0,002	0,004	0,007	1,750
427	0,002	0,004	0,007	1,750
428	0,002	0,003	0,007	2,333
429	0,002	0,004	0,007	1,750
430	0,002	0,004	0,007	1,750
431	0,002	0,003	0,007	2,333
432	0,002	0,003	0,007	2,333
433	0,002	0,003	0,007	2,333
434	0,002	0,003	0,007	2,333
435	0,002	0,003	0,007	2,333
436	0,002	0,003	0,007	2,333
437	0,002	0,003	0,007	2,333
438	0,002	0,003	0,007	2,333
439	0,002	0,003	0,007	2,333
440	0,002	0,003	0,007	2,333
441	0,002	0,003	0,007	2,333
442	0,002	0,003	0,007	2,333
443	0,002	0,003	0,007	2,333
444	0,002	0,003	0,007	2,333
445	0,002	0,003	0,007	2,333
446	0,002	0,003	0,007	2,333
447	0,002	0,003	0,007	2,333
448	0,002	0,003	0,007	2,333
449	0,002	0,003	0,007	2,333
450	0,002	0,003	0,007	2,333
451	0,002	0,003	0,007	2,333
452	0,002	0,003	0,007	2,333
453	0,002	0,003	0,007	2,333

454	0,002	0,003	0,007	2,333
455	0,002	0,003	0,007	2,333
456	0,002	0,003	0,007	2,333
457	0,002	0,003	0,007	2,333
458	0,002	0,003	0,007	2,333
459	0,002	0,003	0,007	2,333
460	0,002	0,003	0,007	2,333
461	0,002	0,003	0,007	2,333
462	0,002	0,003	0,007	2,333
463	0,002	0,003	0,007	2,333
464	0,002	0,003	0,007	2,333
465	0,002	0,003	0,007	2,333
466	0,002	0,003	0,007	2,333
467	0,002	0,003	0,007	2,333
468	0,002	0,003	0,007	2,333
469	0,002	0,003	0,007	2,333
470	0,002	0,003	0,007	2,333
471	0,002	0,003	0,007	2,333
472	0,002	0,003	0,006	2,000
473	0,002	0,003	0,007	2,333
474	0,002	0,003	0,006	2,000
475	0,002	0,003	0,006	2,000
476	0,002	0,003	0,006	2,000
477	0,002	0,003	0,006	2,000
478	0,002	0,003	0,006	2,000
479	0,002	0,003	0,006	2,000
480	0,002	0,003	0,006	2,000
481	0,002	0,003	0,006	2,000
482	0,002	0,003	0,006	2,000
483	0,001	0,003	0,006	2,000
484	0,002	0,003	0,006	2,000
485	0,001	0,003	0,006	2,000
486	0,001	0,003	0,006	2,000
487	0,001	0,003	0,006	2,000
488	0,001	0,003	0,006	2,000
489	0,001	0,003	0,006	2,000
490	0,001	0,003	0,006	2,000
491	0,001	0,003	0,006	2,000
492	0,001	0,003	0,006	2,000
493	0,001	0,003	0,006	2,000
494	0,001	0,003	0,006	2,000
495	0,001	0,003	0,006	2,000
496	0,001	0,003	0,006	2,000
497	0,002	0,003	0,006	2,000
498	0,002	0,003	0,006	2,000

499	0,002	0,003	0,006	2,000
500	0,002	0,003	0,006	2,000
501	0,002	0,003	0,006	2,000
502	0,002	0,003	0,006	2,000
503	0,001	0,003	0,006	2,000
504	0,002	0,003	0,006	2,000
505	0,002	0,003	0,006	2,000
506	0,002	0,003	0,006	2,000
507	0,002	0,003	0,006	2,000
508	0,001	0,003	0,006	2,000
509	0,001	0,003	0,006	2,000
510	0,001	0,003	0,006	2,000
511	0,002	0,003	0,006	2,000
512	0,002	0,003	0,006	2,000
513	0,001	0,003	0,006	2,000
514	0,001	0,003	0,006	2,000
515	0,001	0,003	0,006	2,000
516	0,001	0,003	0,006	2,000
517	0,001	0,003	0,006	2,000
518	0,001	0,003	0,006	2,000
519	0,001	0,003	0,006	2,000
520	0,001	0,003	0,006	2,000
521	0,001	0,003	0,006	2,000
522	0,001	0,003	0,006	2,000
523	0,001	0,003	0,006	2,000
524	0,001	0,003	0,006	2,000
525	0,001	0,003	0,006	2,000
526	0,001	0,003	0,006	2,000
527	0,001	0,003	0,006	2,000
528	0,001	0,003	0,006	2,000
529	0,001	0,003	0,006	2,000
530	0,001	0,003	0,006	2,000
531	0,001	0,003	0,006	2,000
532	0,001	0,003	0,006	2,000
533	0,001	0,003	0,006	2,000
534	0,001	0,003	0,006	2,000
535	0,001	0,003	0,006	2,000
536	0,001	0,003	0,006	2,000
537	0,001	0,003	0,006	2,000
538	0,001	0,003	0,006	2,000
539	0,001	0,003	0,006	2,000
540	0,001	0,003	0,006	2,000
541	0,001	0,003	0,006	2,000
542	0,001	0,003	0,006	2,000
543	0,001	0,003	0,006	2,000

544	0,001	0,003	0,006	2,000
545	0,001	0,003	0,006	2,000
546	0,001	0,003	0,006	2,000
547	0,001	0,003	0,006	2,000
548	0,001	0,003	0,006	2,000
549	0,001	0,003	0,006	2,000
550	0,001	0,003	0,006	2,000
551	0,001	0,003	0,006	2,000
552	0,001	0,003	0,006	2,000
553	0,001	0,003	0,006	2,000
554	0,001	0,003	0,006	2,000
555	0,001	0,003	0,006	2,000
556	0,001	0,003	0,006	2,000
557	0,001	0,003	0,006	2,000
558	0,001	0,003	0,005	1,667
559	0,001	0,003	0,006	2,000
560	0,001	0,003	0,005	1,667
561	0,001	0,002	0,005	2,500
562	0,001	0,003	0,005	1,667
563	0,001	0,003	0,005	1,667
564	0,001	0,002	0,005	2,500
565	0,001	0,003	0,005	1,667
566	0,001	0,003	0,005	1,667
567	0,001	0,003	0,005	1,667
568	0,001	0,003	0,005	1,667
569	0,001	0,002	0,005	2,500
570	0,001	0,002	0,005	2,500
571	0,001	0,002	0,005	2,500
572	0,001	0,002	0,005	2,500
573	0,001	0,002	0,005	2,500
574	0,001	0,003	0,005	1,667
575	0,001	0,002	0,005	2,500
576	0,001	0,002	0,005	2,500
577	0,001	0,002	0,005	2,500
578	0,001	0,002	0,005	2,500
579	0,001	0,002	0,005	2,500
580	0,001	0,002	0,005	2,500
581	0,001	0,002	0,005	2,500
582	0,001	0,002	0,005	2,500
583	0,001	0,002	0,005	2,500
584	0,001	0,002	0,005	2,500
585	0,001	0,002	0,005	2,500
586	0,001	0,002	0,005	2,500
587	0,001	0,002	0,005	2,500
588	0,001	0,002	0,005	2,500

589	0,001	0,002	0,005	2,500
590	0,001	0,002	0,005	2,500
591	0,001	0,002	0,005	2,500
592	0,001	0,002	0,005	2,500
593	0,001	0,002	0,005	2,500
594	0,001	0,002	0,005	2,500
595	0,001	0,002	0,005	2,500
596	0,001	0,002	0,005	2,500
597	0,001	0,002	0,005	2,500
598	0,001	0,002	0,005	2,500
599	0,002	0,002	0,005	2,500
600	0,001	0,002	0,005	2,500
601	0,002	0,002	0,005	2,500
602	0,002	0,002	0,005	2,500
603	0,002	0,002	0,005	2,500
604	0,002	0,002	0,005	2,500
605	0,002	0,002	0,005	2,500
606	0,002	0,002	0,005	2,500
607	0,002	0,002	0,005	2,500
608	0,002	0,002	0,005	2,500
609	0,002	0,002	0,005	2,500
610	0,002	0,002	0,005	2,500
611	0,002	0,002	0,005	2,500
612	0,001	0,002	0,005	2,500
613	0,001	0,002	0,005	2,500
614	0,002	0,002	0,005	2,500
615	0,002	0,002	0,005	2,500
616	0,002	0,002	0,005	2,500
617	0,001	0,002	0,005	2,500
618	0,001	0,002	0,005	2,500
619	0,001	0,002	0,005	2,500
620	0,001	0,002	0,005	2,500
621	0,001	0,002	0,005	2,500
622	0,002	0,002	0,005	2,500
623	0,001	0,002	0,005	2,500
624	0,001	0,002	0,005	2,500
625	0,001	0,002	0,005	2,500
626	0,001	0,002	0,005	2,500
627	0,001	0,002	0,005	2,500
628	0,001	0,002	0,005	2,500
629	0,002	0,002	0,005	2,500
630	0,001	0,002	0,005	2,500
631	0,001	0,002	0,005	2,500
632	0,002	0,002	0,005	2,500
633	0,001	0,002	0,005	2,500

634	0,002	0,002	0,005	2,500
635	0,002	0,002	0,005	2,500
636	0,002	0,002	0,005	2,500
637	0,002	0,002	0,005	2,500
638	0,002	0,002	0,005	2,500
639	0,001	0,002	0,005	2,500
640	0,001	0,002	0,005	2,500
641	0,001	0,002	0,005	2,500
642	0,001	0,002	0,005	2,500
643	0,001	0,002	0,005	2,500
644	0,001	0,002	0,005	2,500
645	0,001	0,002	0,005	2,500
646	0,001	0,002	0,005	2,500
647	0,002	0,002	0,005	2,500
648	0,002	0,002	0,005	2,500
649	0,002	0,002	0,005	2,500
650	0,002	0,002	0,005	2,500
651	0,002	0,002	0,005	2,500
652	0,002	0,002	0,005	2,500
653	0,002	0,002	0,005	2,500
654	0,002	0,002	0,005	2,500
655	0,002	0,002	0,005	2,500
656	0,002	0,002	0,005	2,500
657	0,002	0,002	0,005	2,500
658	0,002	0,002	0,005	2,500
659	0,002	0,002	0,005	2,500
660	0,002	0,002	0,005	2,500
661	0,002	0,002	0,005	2,500
662	0,002	0,002	0,005	2,500
663	0,002	0,002	0,005	2,500
664	0,002	0,002	0,005	2,500
665	0,002	0,002	0,005	2,500
666	0,002	0,002	0,005	2,500
667	0,002	0,002	0,005	2,500
668	0,002	0,002	0,005	2,500
669	0,002	0,002	0,005	2,500
670	0,002	0,002	0,005	2,500
671	0,002	0,002	0,005	2,500
672	0,002	0,002	0,005	2,500
673	0,002	0,002	0,005	2,500
674	0,002	0,002	0,005	2,500
675	0,002	0,002	0,005	2,500
676	0,002	0,002	0,005	2,500
677	0,002	0,002	0,005	2,500
678	0,002	0,002	0,005	2,500

679	0,002	0,002	0,005	2,500
680	0,002	0,002	0,005	2,500
681	0,002	0,002	0,005	2,500
682	0,002	0,002	0,005	2,500
683	0,002	0,002	0,005	2,500
684	0,002	0,002	0,005	2,500
685	0,002	0,002	0,005	2,500
686	0,002	0,002	0,005	2,500
687	0,002	0,002	0,005	2,500
688	0,002	0,002	0,005	2,500
689	0,002	0,002	0,005	2,500
690	0,002	0,002	0,005	2,500
691	0,002	0,002	0,005	2,500
692	0,002	0,002	0,005	2,500
693	0,002	0,002	0,005	2,500
694	0,002	0,002	0,005	2,500
695	0,002	0,002	0,005	2,500
696	0,002	0,002	0,005	2,500
697	0,002	0,002	0,005	2,500
698	0,002	0,002	0,005	2,500
699	0,002	0,002	0,005	2,500
700	0,002	0,002	0,005	2,500
701	0,003	0,002	0,005	2,500
702	0,003	0,002	0,004	2,000
703	0,003	0,002	0,004	2,000
704	0,003	0,002	0,004	2,000
705	0,003	0,002	0,004	2,000
706	0,003	0,002	0,005	2,500
707	0,003	0,002	0,005	2,500
708	0,003	0,002	0,005	2,500
709	0,003	0,002	0,004	2,000
710	0,003	0,002	0,004	2,000
711	0,003	0,002	0,004	2,000
712	0,004	0,002	0,004	2,000
713	0,004	0,002	0,004	2,000
714	0,004	0,002	0,004	2,000
715	0,004	0,002	0,004	2,000
716	0,004	0,002	0,004	2,000
717	0,004	0,002	0,004	2,000
718	0,005	0,002	0,004	2,000
719	0,005	0,002	0,004	2,000
720	0,005	0,002	0,004	2,000
721	0,005	0,002	0,004	2,000
722	0,006	0,002	0,004	2,000
723	0,006	0,002	0,004	2,000

724	0,006	0,002	0,004	2,000
725	0,006	0,002	0,004	2,000
726	0,007	0,002	0,004	2,000
727	0,007	0,002	0,004	2,000
728	0,007	0,002	0,004	2,000
729	0,008	0,002	0,004	2,000
730	0,008	0,002	0,004	2,000
731	0,009	0,002	0,004	2,000
732	0,009	0,002	0,004	2,000
733	0,010	0,002	0,004	2,000
734	0,010	0,002	0,004	2,000
735	0,010	0,002	0,004	2,000
736	0,011	0,002	0,004	2,000
737	0,011	0,002	0,004	2,000
738	0,011	0,002	0,004	2,000
739	0,011	0,002	0,004	2,000
740	0,011	0,002	0,004	2,000
741	0,011	0,002	0,004	2,000
742	0,011	0,002	0,004	2,000
743	0,012	0,002	0,004	2,000
744	0,012	0,002	0,004	2,000
745	0,012	0,002	0,004	2,000
746	0,012	0,002	0,004	2,000
747	0,012	0,002	0,004	2,000
748	0,012	0,002	0,004	2,000
749	0,012	0,002	0,004	2,000
750	0,012	0,002	0,004	2,000
751	0,012	0,002	0,004	2,000
752	0,012	0,002	0,004	2,000
753	0,012	0,002	0,004	2,000
754	0,012	0,002	0,004	2,000
755	0,012	0,002	0,004	2,000
756	0,012	0,002	0,004	2,000
757	0,011	0,002	0,004	2,000
758	0,011	0,002	0,004	2,000
759	0,012	0,002	0,004	2,000
760	0,012	0,002	0,005	2,500
761	0,011	0,002	0,004	2,000
762	0,011	0,002	0,004	2,000
763	0,011	0,002	0,004	2,000
764	0,011	0,002	0,004	2,000
765	0,011	0,002	0,004	2,000
766	0,011	0,002	0,004	2,000
767	0,011	0,002	0,004	2,000
768	0,011	0,002	0,004	2,000

769	0,011	0,002	0,004	2,000
770	0,011	0,002	0,004	2,000
771	0,011	0,002	0,004	2,000
772	0,011	0,002	0,004	2,000
773	0,011	0,002	0,004	2,000
774	0,011	0,002	0,004	2,000
775	0,011	0,002	0,004	2,000
776	0,011	0,002	0,004	2,000
777	0,011	0,002	0,004	2,000
778	0,010	0,002	0,004	2,000
779	0,010	0,002	0,004	2,000
780	0,010	0,002	0,004	2,000
781	0,010	0,002	0,004	2,000
782	0,010	0,002	0,004	2,000
783	0,010	0,002	0,004	2,000
784	0,010	0,002	0,004	2,000
785	0,010	0,002	0,004	2,000
786	0,010	0,002	0,004	2,000
787	0,010	0,002	0,004	2,000
788	0,009	0,002	0,004	2,000
789	0,009	0,002	0,004	2,000
790	0,009	0,002	0,004	2,000
791	0,009	0,002	0,004	2,000
792	0,009	0,002	0,004	2,000
793	0,009	0,002	0,004	2,000
794	0,009	0,002	0,004	2,000
795	0,009	0,002	0,004	2,000
796	0,009	0,002	0,004	2,000
797	0,009	0,002	0,004	2,000
798	0,008	0,002	0,004	2,000
799	0,008	0,002	0,004	2,000
800	0,008	0,002	0,004	2,000
801	0,008	0,002	0,004	2,000
802	0,008	0,002	0,004	2,000
803	0,008	0,002	0,004	2,000
804	0,008	0,002	0,004	2,000
805	0,008	0,002	0,004	2,000
806	0,008	0,002	0,004	2,000
807	0,008	0,002	0,004	2,000
808	0,008	0,002	0,004	2,000
809	0,008	0,002	0,004	2,000
810	0,008	0,002	0,004	2,000
811	0,008	0,002	0,004	2,000
812	0,008	0,002	0,004	2,000
813	0,008	0,002	0,004	2,000

814	0,008	0,002	0,004	2,000
815	0,008	0,002	0,004	2,000
816	0,008	0,002	0,004	2,000
817	0,008	0,002	0,004	2,000
818	0,008	0,002	0,004	2,000
819	0,009	0,002	0,004	2,000
820	0,009	0,002	0,004	2,000
821	0,009	0,002	0,004	2,000
822	0,009	0,002	0,004	2,000
823	0,009	0,002	0,004	2,000
824	0,010	0,002	0,004	2,000
825	0,010	0,002	0,004	2,000
826	0,010	0,002	0,004	2,000
827	0,011	0,002	0,004	2,000
828	0,011	0,002	0,004	2,000
829	0,012	0,002	0,004	2,000
830	0,012	0,002	0,004	2,000
831	0,013	0,002	0,004	2,000
832	0,013	0,002	0,004	2,000
833	0,014	0,002	0,004	2,000
834	0,014	0,002	0,004	2,000
835	0,015	0,002	0,004	2,000
836	0,015	0,002	0,004	2,000
837	0,015	0,002	0,004	2,000
838	0,015	0,002	0,004	2,000
839	0,015	0,002	0,004	2,000
840	0,015	0,002	0,004	2,000
841	0,016	0,002	0,004	2,000
842	0,016	0,001	0,004	4,000
843	0,016	0,002	0,004	2,000
844	0,016	0,002	0,004	2,000
845	0,016	0,001	0,004	4,000
846	0,016	0,002	0,004	2,000
847	0,016	0,001	0,004	4,000
848	0,016	0,002	0,004	2,000
849	0,016	0,001	0,004	4,000
850	0,017	0,001	0,004	4,000
851	0,017	0,001	0,004	4,000
852	0,017	0,001	0,004	4,000
853	0,017	0,001	0,004	4,000
854	0,017	0,001	0,004	4,000
855	0,017	0,001	0,004	4,000
856	0,017	0,001	0,004	4,000
857	0,017	0,001	0,004	4,000
858	0,018	0,001	0,004	4,000

859	0,018	0,001	0,004	4,000
860	0,018	0,001	0,004	4,000
861	0,018	0,001	0,004	4,000
862	0,018	0,001	0,004	4,000
863	0,018	0,001	0,004	4,000
864	0,018	0,001	0,004	4,000
865	0,018	0,001	0,004	4,000
866	0,018	0,001	0,003	3,000
867	0,019	0,001	0,004	4,000
868	0,019	0,001	0,003	3,000
869	0,019	0,001	0,003	3,000
870	0,019	0,001	0,003	3,000
871	0,019	0,001	0,003	3,000
872	0,019	0,001	0,003	3,000
873	0,020	0,001	0,003	3,000
874	0,020	0,001	0,003	3,000
875	0,020	0,001	0,003	3,000
876	0,020	0,001	0,003	3,000
877	0,020	0,001	0,003	3,000
878	0,021	0,001	0,003	3,000
879	0,021	0,001	0,003	3,000
880	0,021	0,001	0,003	3,000
881	0,021	0,001	0,003	3,000
882	0,022	0,001	0,003	3,000
883	0,022	0,001	0,003	3,000
884	0,022	0,001	0,003	3,000
885	0,022	0,001	0,003	3,000
886	0,023	0,001	0,003	3,000
887	0,023	0,001	0,003	3,000
888	0,023	0,001	0,003	3,000
889	0,023	0,001	0,003	3,000
890	0,024	0,001	0,003	3,000
891	0,024	0,001	0,003	3,000
892	0,024	0,001	0,003	3,000
893	0,024	0,001	0,003	3,000
894	0,025	0,001	0,003	3,000
895	0,025	0,001	0,003	3,000
896	0,025	0,001	0,003	3,000
897	0,025	0,001	0,003	3,000
898	0,025	0,001	0,003	3,000
899	0,026	0,001	0,003	3,000
900	0,026	0,001	0,004	4,000
901	0,026	0,001	0,004	4,000
902	0,026	0,001	0,004	4,000
903	0,027	0,001	0,004	4,000

904	0,027	0,001	0,004	4,000
905	0,027	0,001	0,004	4,000
906	0,028	0,001	0,004	4,000
907	0,028	0,001	0,004	4,000
908	0,028	0,001	0,004	4,000
909	0,029	0,001	0,004	4,000
910	0,029	0,001	0,004	4,000
911	0,029	0,001	0,004	4,000
912	0,030	0,001	0,004	4,000
913	0,030	0,001	0,004	4,000
914	0,031	0,001	0,004	4,000
915	0,032	0,001	0,004	4,000
916	0,032	0,001	0,004	4,000
917	0,033	0,001	0,004	4,000
918	0,033	0,001	0,003	3,000
919	0,034	0,001	0,004	4,000
920	0,035	0,001	0,004	4,000
921	0,037	0,001	0,004	4,000
922	0,038	0,001	0,004	4,000
923	0,039	0,001	0,004	4,000
924	0,041	0,001	0,004	4,000
925	0,042	0,001	0,003	3,000
926	0,044	0,001	0,003	3,000
927	0,046	0,001	0,003	3,000
928	0,048	0,001	0,003	3,000
929	0,050	0,001	0,004	4,000
930	0,052	0,001	0,003	3,000
931	0,054	0,001	0,003	3,000
932	0,056	0,001	0,003	3,000
933	0,059	0,001	0,003	3,000
934	0,062	0,001	0,003	3,000
935	0,065	0,001	0,003	3,000
936	0,067	0,001	0,003	3,000
937	0,070	0,001	0,003	3,000
938	0,074	0,001	0,003	3,000
939	0,076	0,001	0,002	2,000
940	0,080	0,001	0,003	3,000
941	0,083	0,001	0,003	3,000
942	0,087	0,001	0,002	2,000
943	0,091	0,001	0,002	2,000
944	0,095	0,001	0,002	2,000
945	0,099	0,001	0,002	2,000
946	0,104	0,001	0,002	2,000
947	0,109	0,001	0,002	2,000
948	0,114	0,001	0,001	1,000

949	0,120	0,001	0,001	1,000
950	0,127	0,001	0,001	1,000
951	0,134	0,001	0,001	1,000
952	0,141	0,001	0,000	0,000
953	0,148	0,001	0,000	0,000
954	0,156	0,001	0,000	0,000
955	0,163	0,001	0,000	0,000
956	0,170	0,001	0,000	0,000
957	0,176	0,001	0,000	0,000
958	0,181	0,001	0,000	0,000
959	0,186	0,001	0,000	0,000
960	0,189	0,001	0,000	0,000
961	0,192	0,001	0,000	0,000
962	0,195	0,001	0,000	0,000
963	0,197	0,001	0,000	0,000
964	0,199	0,001	0,001	1,000
965	0,200	0,001	0,001	1,000
966	0,202	0,001	0,001	1,000
967	0,203	0,000	0,001	0,000
968	0,204	0,001	0,001	1,000
969	0,205	0,001	0,001	1,000
970	0,205	0,001	0,001	1,000
971	0,206	0,000	0,001	0,000
972	0,206	0,001	0,002	2,000
973	0,207	0,001	0,002	2,000
974	0,207	0,001	0,002	2,000
975	0,207	0,000	0,002	0,000
976	0,207	0,001	0,002	2,000
977	0,207	0,001	0,002	2,000
978	0,207	0,001	0,002	2,000
979	0,206	0,001	0,002	2,000
980	0,206	0,000	0,002	0,000
981	0,205	0,001	0,002	2,000
982	0,204	0,000	0,002	0,000
983	0,203	0,000	0,002	0,000
984	0,202	0,000	0,002	0,000
985	0,201	0,001	0,003	3,000
986	0,199	0,000	0,003	0,000
987	0,198	0,000	0,003	0,000
988	0,197	0,001	0,003	3,000
989	0,195	0,000	0,003	0,000
990	0,193	0,000	0,003	0,000
991	0,192	0,000	0,003	0,000
992	0,190	0,000	0,003	0,000
993	0,188	0,000	0,003	0,000

994	0,186	0,000	0,003	0,000
995	0,184	0,001	0,003	3,000
996	0,182	0,000	0,003	0,000
997	0,180	0,000	0,003	0,000
998	0,178	0,000	0,003	0,000
999	0,176	0,001	0,003	3,000
1000	0,173	0,001	0,003	3,000
1001	0,171	0,000	0,003	0,000
1002	0,169	0,000	0,003	0,000
1003	0,167	0,000	0,003	0,000
1004	0,165	0,001	0,003	3,000
1005	0,162	0,000	0,003	0,000
1006	0,159	0,000	0,003	0,000
1007	0,157	0,001	0,003	3,000
1008	0,155	0,000	0,003	0,000
1009	0,152	0,000	0,003	0,000
1010	0,150	0,000	0,003	0,000
1011	0,147	0,000	0,003	0,000
1012	0,145	0,001	0,003	3,000
1013	0,142	0,000	0,003	0,000
1014	0,139	0,000	0,003	0,000
1015	0,137	0,000	0,003	0,000
1016	0,135	0,001	0,003	3,000
1017	0,132	0,001	0,003	3,000
1018	0,130	0,001	0,004	4,000
1019	0,127	0,000	0,003	0,000
1020	0,124	0,000	0,003	0,000
1021	0,122	0,000	0,003	0,000
1022	0,120	0,000	0,003	0,000
1023	0,117	0,000	0,003	0,000
1024	0,115	0,000	0,003	0,000
1025	0,113	0,000	0,004	0,000
1026	0,111	0,001	0,004	4,000
1027	0,109	0,001	0,004	4,000
1028	0,106	0,001	0,004	4,000
1029	0,104	0,000	0,004	0,000
1030	0,102	0,001	0,004	4,000
1031	0,100	0,000	0,004	0,000
1032	0,097	0,000	0,004	0,000
1033	0,095	0,000	0,004	0,000
1034	0,094	0,000	0,004	0,000
1035	0,092	0,000	0,004	0,000
1036	0,090	0,000	0,004	0,000
1037	0,088	0,000	0,004	0,000
1038	0,086	0,001	0,004	4,000

1039	0,085	0,001	0,004	4,000
1040	0,083	0,001	0,004	4,000
1041	0,082	0,001	0,004	4,000
1042	0,080	0,001	0,004	4,000
1043	0,079	0,001	0,004	4,000
1044	0,077	0,001	0,004	4,000
1045	0,076	0,001	0,004	4,000
1046	0,075	0,001	0,004	4,000
1047	0,073	0,001	0,004	4,000
1048	0,072	0,001	0,004	4,000
1049	0,071	0,001	0,004	4,000
1050	0,070	0,001	0,004	4,000
1051	0,069	0,001	0,005	5,000
1052	0,068	0,001	0,005	5,000
1053	0,067	0,001	0,005	5,000
1054	0,066	0,001	0,005	5,000
1055	0,065	0,001	0,005	5,000
1056	0,064	0,001	0,005	5,000
1057	0,064	0,001	0,005	5,000
1058	0,063	0,001	0,005	5,000
1059	0,062	0,001	0,005	5,000
1060	0,062	0,001	0,005	5,000
1061	0,062	0,001	0,005	5,000
1062	0,061	0,001	0,005	5,000
1063	0,061	0,001	0,005	5,000
1064	0,060	0,001	0,005	5,000
1065	0,060	0,001	0,005	5,000
1066	0,060	0,001	0,005	5,000
1067	0,060	0,001	0,005	5,000
1068	0,060	0,001	0,005	5,000
1069	0,060	0,001	0,005	5,000
1070	0,060	0,001	0,005	5,000
1071	0,060	0,001	0,005	5,000
1072	0,059	0,001	0,004	4,000
1073	0,059	0,001	0,004	4,000
1074	0,060	0,001	0,005	5,000
1075	0,060	0,001	0,005	5,000
1076	0,061	0,001	0,005	5,000
1077	0,060	0,001	0,004	4,000
1078	0,061	0,001	0,005	5,000
1079	0,062	0,002	0,005	2,500
1080	0,062	0,001	0,005	5,000
1081	0,062	0,001	0,004	4,000
1082	0,063	0,001	0,005	5,000
1083	0,064	0,002	0,005	2,500

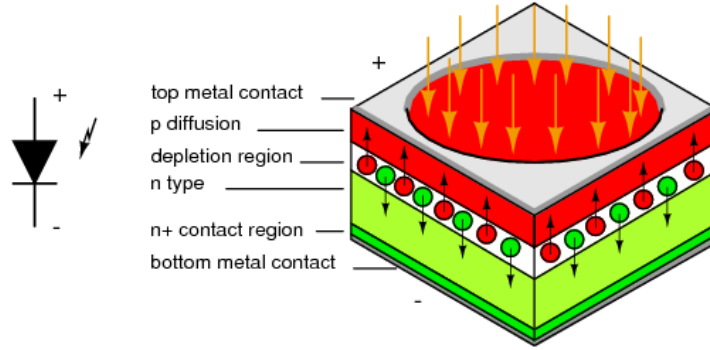
1084	0,064	0,001	0,004	4,000
1085	0,065	0,001	0,004	4,000
1086	0,065	0,001	0,004	4,000
1087	0,066	0,001	0,004	4,000
1088	0,068	0,002	0,005	2,500
1089	0,069	0,001	0,004	4,000
1090	0,069	0,001	0,004	4,000
1091	0,070	0,001	0,004	4,000
1092	0,072	0,002	0,005	2,500
1093	0,073	0,002	0,005	2,500
1094	0,074	0,001	0,004	4,000
1095	0,075	0,001	0,004	4,000
1096	0,076	0,002	0,005	2,500
1097	0,077	0,002	0,004	2,000
1098	0,078	0,001	0,004	4,000
1099	0,080	0,002	0,004	2,000
1100	0,081	0,002	0,004	2,000

EK 2: FOTODİYOTLAR HAKKINDA GENEL BİLGİLER

Işığın elektrik akımına çeviren yarıiletken aygıtlara fotodiyot (dedektör) denilmektedir. Yarıiletken içerisinde sönmüş foton enerjisi elektriksel enerjiye ve sinyallere dönüştürülmektedir. Fotodiyotlar farklı fiziksel yapılarda, geometrilere; diziler halinde veya tek olarak ve farklı malzemeler ile amaca uygun üretilmektedirler. Barkod okuyucular, CD çalarlar, kameralar, cep telefonları, lazer mesafe ölçerler, optik güç ölçerler gibi birçok sistemde sensör olarak ve güneş panellerinde güneş hücresi olarak birçok farklı alanda kullanılmaktadır.

6.1. Çalışma Prensibi

Işığın oluşturan fotonlar fotodiyot üzerine düşürüldüğünde, foton enerjisi ile bir elektron, oyuk ikilisi (taşıyıcılar) açığa çıkar. Bu olaya fotoelektrik etkisi denilmektedir. Fotonlar fotodiyotun eklem bölgesi (depletion region: nötr bölge) düştüğünde, fotoelektrik etkisi ile oluşan taşıyıcılar eklem bölgesinde var olan elektrik alan ile diiyot terminallerine ivmelenirler. Elektronlar fotodiyotun katoduna, oyuklar ise anoda hareket ederek; bu iki terminal arasında akım oluştururlar. Bu akıma fotoakım denilmektedir (Şekil 6.1).



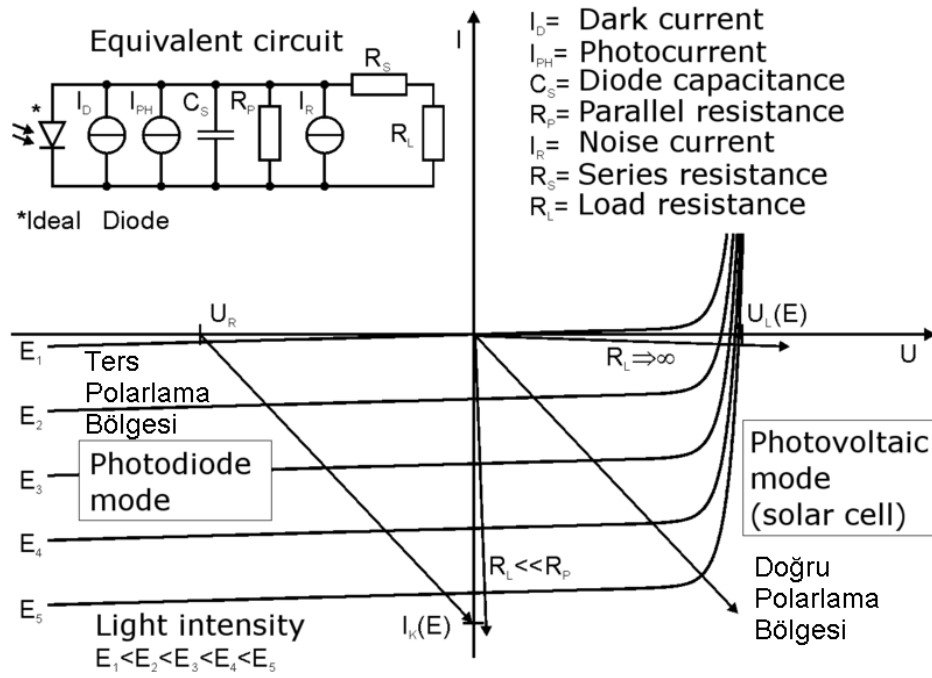
Şekil 6.1. Genel Fotodiyot Yapısı

6.2. Fotovoltaik Mod

Bu modda fotodiyota polarlama gerilimi uygulanmaz. Fotodiyot doğru polarlama bölgesinde çalışır. Fotoakım ile fotodiyot üzerinde bir gerilim oluşur ve terminallere bağlanan yük üzerinden akım akar. Fotodiyotlar bu modda düşük frekanslı uygulamalar ve enerji üretimi için kullanılmaktadırlar. Bu modda enerji üretimi için çalışan fotodiyotlar güneş pili veya güneş hücresi olarak adlandırılırlar. Günümüzde önem kazanan yenilenebilir enerji kaynaklarının başında gelmektedir.

Güneş pilleri diğer fotodiyotlara göre daha büyük boyutlara sahiptirler. Elde edilmek istenen elektrik gücüne göre boyutları değişmektedir. Yüksek güçler üretebilmek için aktif alan boyutları büyümektedir. Ayrıca farklı malzemeler ile güneş pili üretimleri yapılmaktadır. En çok kullanılan malzemeler silisyum, galyum arsenit'tir. Uydularda enerji elde kaynağı olarak galyum arsenitten üretilen güneş hücreleri tercih edilmektedir. Yeryüzünde kullanılan diğer uygulamalarda genellikle silisyum tabanlı güneş hücreleri kullanılmaktadır (Şekil 6.2).

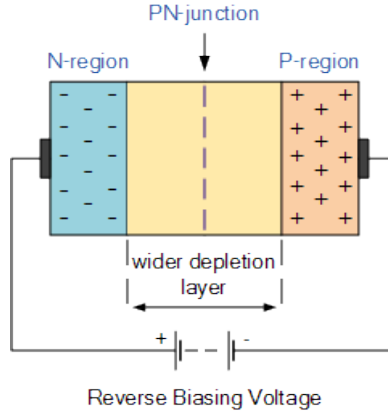
Bu modda fotodiyot kapasitansları yüksektir. O nedenle yüksek frekanslı optik sinyallerin olduğu uygulamalarda fotodiyotların bu modda çalışması uygun değildir.



Şekil 6.2. Fotodiyot I-V Eğrisi ve Çalışma Modaları

6.3. Fotoiletken Mod

Fotodiyot ters polarlandığında yani katoda (anoda göre) pozitif gerilim uygulandığında fotoiletken modda çalışmaktadır. Fotodiyotlar ters polarlandıklarında P ve N terminalleri arasındaki elektrik alan şiddeti artmaktadır. Artan elektrik alan ile nötr bölge genişler. Paralel plaka gibi davranan nötr bölgesinin genişlemesi, fotodiyotun diyot kapasitansının azalması anlamına gelir (Şekil 6.3).



Şekil 6.3 Ters Polarlama ve Nötr Bölge (Depletion Layer)

Paralel plaka gibi davranan nötr bölgesinin genişlemesi, fotodiyotun diyot kapasitansının azalması anlamına gelir.

Fotodiyot kapasitansının azalması fotodiyotun yüksek hızlı sinyallere cevap verebilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle yüksek hızlı uygulamalarda fotodiyotlar bu modda kullanılmaktadır. Örneğin fiber optik haberleşme sistemlerinde haberleşme hızları 100 Gbps gibi seviyelere çıkmaktadır. İletimin sağlayan fiber kabloların bağlandığı haberleşme modüllerinde fotodiyotlar kullanılmaktadır. Burada kullanılan fotodiyotlar küçük aktif alana sahiptirler ve fotoiletken modda çalışmaktadırlar.

Diğer taraftan fotoiletken modda polarlama gerilimi ile karanlık akım (kaçak akım) oluşmaktadır. Bu akım düşük ışık şiddetinden bağımsız olarak polarlama geriliminin artması ile artmaktadır. Şekil 6.2'de verilen fotodiyot I-V eğrisinde bu görülmektedir. Aynı zamanda polarlama geriliminin artması ile fotoakım şiddeti değişmemektedir. Bu nedenle karanlık akım offset hatalarına neden olmaktadır. Ayrıca dedektör gürültüsünü karanlık akımla orantılı artmaktadır. Bu modda fotodiyotların çalışmaları oldukça lineerdir. Verilen spektral aralıkta, fotoakım lineer olarak optik güce bağlıdır.

6.4. I-V Karakteristik Eğrisi

Fotodiyotun karanlık ortamda ve bilinen optik güçler altında yapılan elektriksel ölçümler ile elde edilen akım gerilim eğrisine I-V karakteristik eğrisi denilmektedir. Fotodiyot karakterizasyonunda en temel veri IV karakteristik eğrisidir. Bu eğri ile fotodiyotun birçok parametresi tespit edilebilmektedir. Bu eğriyi elde etmek için yapılan ölçüme I-V (akım-gerilim) ölçümü denilmektedir ve bu ölçüm yarıiletken

parametre analizörü (semiconductor parameter analyzer) ile yapılmaktadır. IV ölçümü ile elde edilebilecek fotodiyot parametreleri aşağıda sıralanmaktadır:

- Karanlık akım
- Kırılma gerilimi
- Diyot bariyer gerilimi
- Fotoakım
- Seri direnç
- Düşük frekans tepkiselliği
- Kuantum verimliliği
- Kısa devre akımı
- Açık devre gerilimi

Şekil 6.3'te PIN yapıda genel bir fotodiyot I-V karakteristik eğrisi verilmektedir. Bu eğride gerilimin negatif olduğu bölge ters polarlama bölgesidir, fotodiyot bu bölgede fotovoltajik olarak çalışır; gerilimin pozitif olduğu bölge doğru polarlama bölgesidir, fotodiyot bu bölgede fotoiletken olarak çalışır.

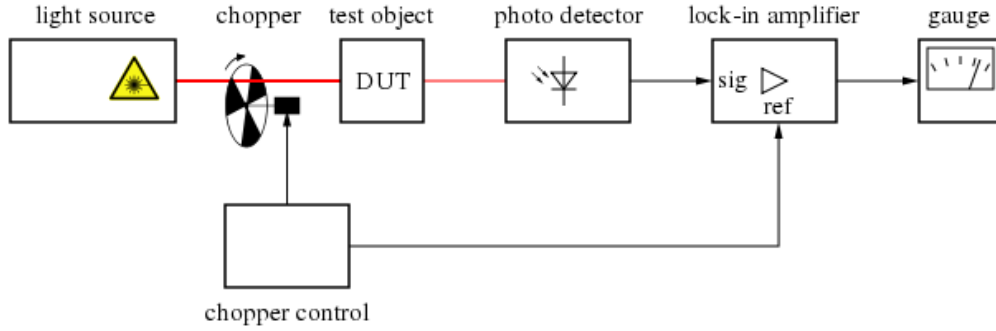
6.5. Karanlık Akım

Fotoiletken modda, fotodiyot karanlık ortamda iken üzerinden akan akıma karanlık akım olarak adlandırılır. Diğer bir ifade ile ters polarlama altındaki fotodiyotun kaçak akımıdır. Bu akım istenmeyen bir akımdır, ölçümlerde offset hatalarına neden olmaktadır. Bu nedenle optik güç ölçümü gibi hassas ölçüm sistemlerinde kullanılan fotodiyotların karanlık akımın iyi karakterize edilmesi ve gerekli düzeltmelerin yapılması gerekmektedir. Karanlık akım değeri fotoakımdan çıkarılmalıdır.

Karanlık akım ters polarlama gerilimine bağlı değiştiği gibi ve sıcaklığa bağlı olarak da üstel olarak (e^{kT}) artmaktadır. Hassas ölçümlerin yapılacağı bir sistemde karanlık akımın sıcaklığı ortadan kaldırmak için dedektörün sıcaklığını sabit tutacak TEC (Thermo Electrical Cooler) yapıları kullanılmaktadır ya da fotodiyot sıcaklığını ölçen termistörler kullanılarak dedektör sıcaklığına göre karanlık akım değeri dikkate alınmaktadır (Şekil 6.4).

Karanlık akımın oluşturduğu offset hatasını elimine etmenin diğer bir yöntemi de chopper kullanımıdır. Bu yöntemde dedektöre düşürülen ışık chopper ile belli bir frekansta modüle edilmektedir. Fotodiyot çıkışında elde edilen sinyaller lock in

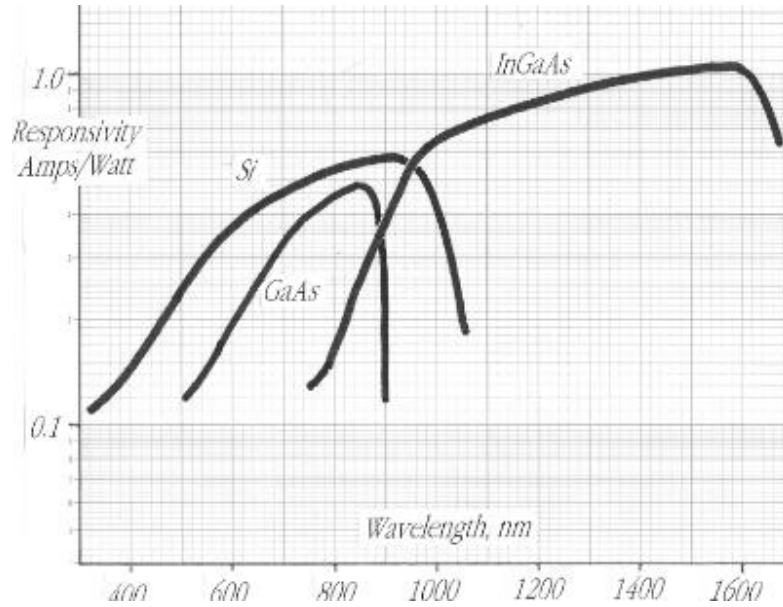
amplifier ile aynı frekanstaki sinyallere yükseltilir. Bu sayede 0 Hz frekansa sahip karanlık akım değeri elimine edilmiş olur.



Şekil 6.4. Lock-in Amplifier ve Chopper ile Oluşturulmuş Ölçüm Düzeneği

6.6. Tepkisellik

Üretilen fotoakımın fotodiyotta düşürülen optik güce oranına (düşük frekans) tepkisellik denilmektedir. A/W cinsinden ifade edilmektedir. Tepkisellik fotodiyot malzemesine ve uygulanan ışığın spektrumuna bağlı olarak değişmektedir. Tepkiselliğin dalga boyuna bağlılığı kuantum verimliliği olarak ifade edilmektedir. Kuantum verimliliği birimsiz bir veri olup, fotonun malzemede oluşturduğu taşıyıcıların, düşürülen fotona oranını olarak tanımlanmaktadır (Şekil 6.5).



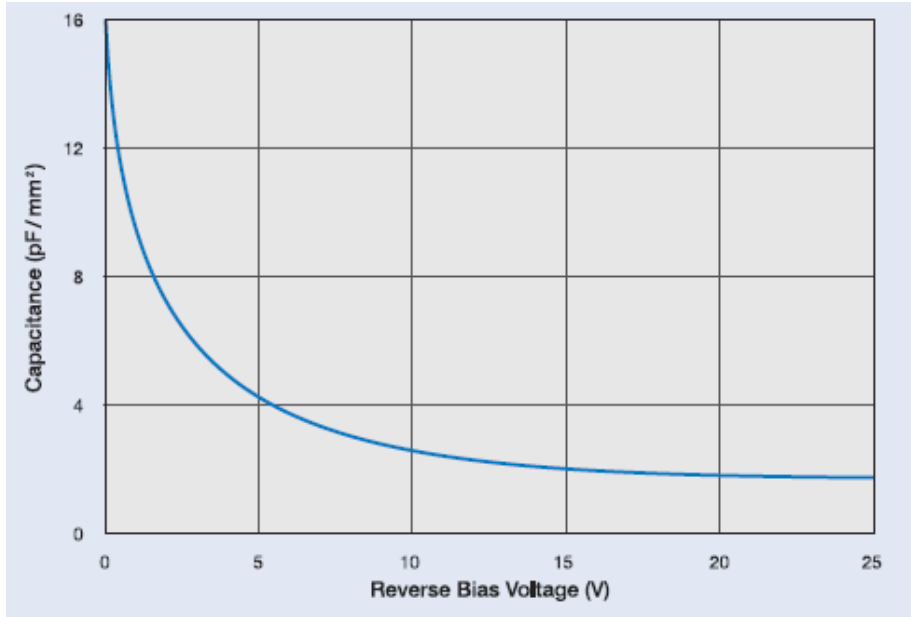
Şekil 6.5. Fotodiyotlarda Kullanılan Si, GaAs, InGaAs Malzemelerinin Tepkisellik-Dalga boyu Grafiği

6.7. Eklem Kapasitansı

Fotodiyot yapısında bulunan nötr bölge bir paralel plaka kapasitör gibi davranmaktadır. Bu kapasitansın değeri nötr bölge kalınlığı, fotodiyot aktif alanı ve nötr bölge difüzyon parametrelerine bağlıdır. Bununla ilgili formülasyon aşağıda verilmiştir.

$$C = \frac{\epsilon A}{W} \quad C: \text{Kapasitans}, \epsilon: \text{dielektrik sabit}, W: \text{nötr bölge kalınlığı}, A: \text{Akiş alan}$$

Fotodiyot kapasitansı aygıt çalışma hızını doğrudan etkilediğinden önemli bir parametredir. Şekil 41'de kapasitansın polarlama gerilimine bağlı değişimi grafiği verilmektedir. Buradan görüldüğü gibi yüksek hızlarda çalışabilmek için polarlama gerilimi değerini artırmak ve fotodiyotu fully depleted etmek gerekmektedir.



Şekil 6.6. Si Fotodiyotun Polarlama Gerilimine Bağlı Birim Alan Kapasitans Eğrisi

6.8. Bantgenişliği ve Darbe Tepkiselliği

Fotodiyot kapasitansı çıkışın bağlanan yük ile bir RC devresi oluşturarak, alçak geçiren meydana getirir. Fotodiyotun bantgenişliği ve darbe tepkiselliğini kısıtlayan temel etki budur. Aşağıda fotodiyot çıkışına bağlanacak olan bir yük ile yüksek kesim frekansı ve rise time formülleri verilmektedir.

$$f_{BW} = 1 / (2 * \pi * R_{LOAD} * C_j)$$

$$t_r = 0.35 / f_{BW}$$

f_{BW} : Yüksek kesim frekansı

R_{LOAD} : Çıkış yükü

C_j : Eklem kapasitansı

t_r : Rise time

Farklı fotodiyotların karşılaştırılması Tablo 6.1'de verilmiştir.

Tablo 6.0.1. Fotodiyotların Karşılaştırılması

Materyal	Karanlık akım	Hız	Algılama	Fiyat
Silicon (Si)	Düşük	Yüksek Hız	400 - 1000 nm	Düşük
Germanium (Ge)	Yüksek	Düşük Hız	900 - 1600 nm	Düşük
Gallium Phosphide (GaP)	Düşük	Yüksek Hız	150 - 550 nm	Orta
Indium Gallium Arsenide (InGaAs)	Düşük	Yüksek Hız	800 - 1800 nm	Orta
Indium Arsenide Antimonide (InAsSb)	Yüksek	Düşük Hız	1000 - 5800 nm	Yüksek
Extended Range Indium Gallium Arsenide (InGaAs)	Yüksek	Yüksek Hız	1200 - 2600 nm	Yüksek
Mercury Cadmium Telluride (MCT, HgCdTe)	Yüksek	Düşük Hız	2000 - 5400 nm	Yüksek

EK 3: FGA 20 TEKNİK ÖZELLİKLERİ

THORLABS

InGaAs Photodiode 1200-2600 nm



FGA20

Description

The Thorlabs FGA20 photodiode is ideal for measuring both pulsed and CW fiber light sources, by converting the optical power to an electrical current. The detector is in a TO-18 package with an anode, cathode, and case connection. The photodiode anode produces a current, which is a function of the incident light power and the wavelength. The responsivity $\mathfrak{R}(\lambda)$, can be read from the plot on the following page to estimate the amount of photocurrent to expect. This can be converted to a voltage by placing a load resistor (R_L) from the photodiode anode to the circuit ground. The output voltage is derived as:

$$V_o = P \times \mathfrak{R} \times R_L$$

The bandwidth, f_{BW} , and the rise time response, t_R , are determined from the diode capacitance, C_J , and the load resistance, R_L , as shown below. The diode capacitance can be lowered by placing a bias voltage from the photodiode cathode to the circuit ground.

$$f_{BW} = \frac{1}{(2\pi)R_L C_J}, t_R = \frac{0.35}{f_{BW}}$$

Specifications

Specification		Value
Wavelength Range	λ	1200 - 2600 nm
Peak Wavelength	λ_p	2300 nm
Responsivity	$\mathfrak{R}(\lambda)$	1.2 A/W
Active Area Diameter		0.79 mm ²
Rise/Fall Time ($R_L=50 \Omega$, 5 V)	t_r/t_f	23 ns / 23 ns
NEP, Typical (2300 nm)	W/Hz	2.0×10^{-12}
Dark Current (1 V)	I_d	15 μ A (Typ.)
Capacitance (1 V)	C_j	200 pF (Typ.)
Package		TO-18
Sensor Material		InGaAs

Maximum Rating	
Max Bias (Reverse) Voltage	2 V
Reverse Current	2 mA
Operating Temperature	-40 to 85 °C
Storage Temperature	-55 to 125 °C



Specifications Subject to Change without Notice

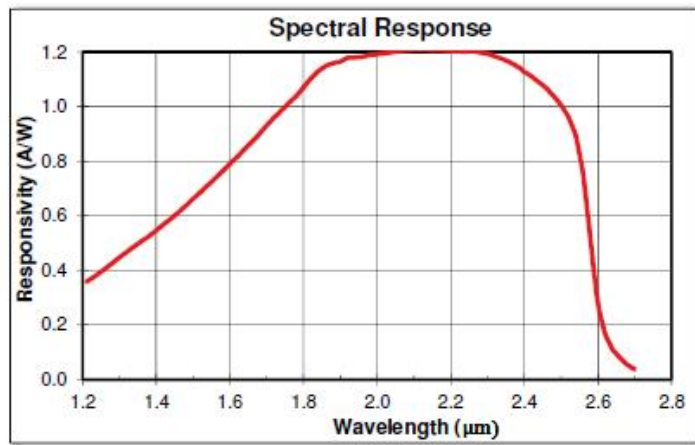
April 8, 2013
12173-S01, Rev E

Typical Spectral Intensity Distribution

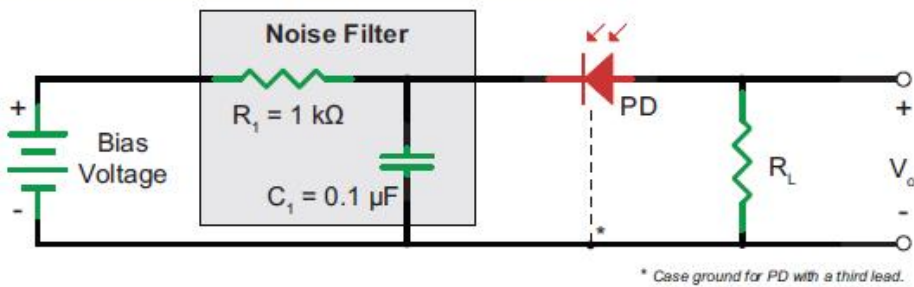
The responsivity of a photodiode is a measure of its sensitivity to light and is defined as the ratio of the photocurrent I_p to the incident light power P at a given wavelength:

$$R_\lambda = \frac{I_p}{P}$$

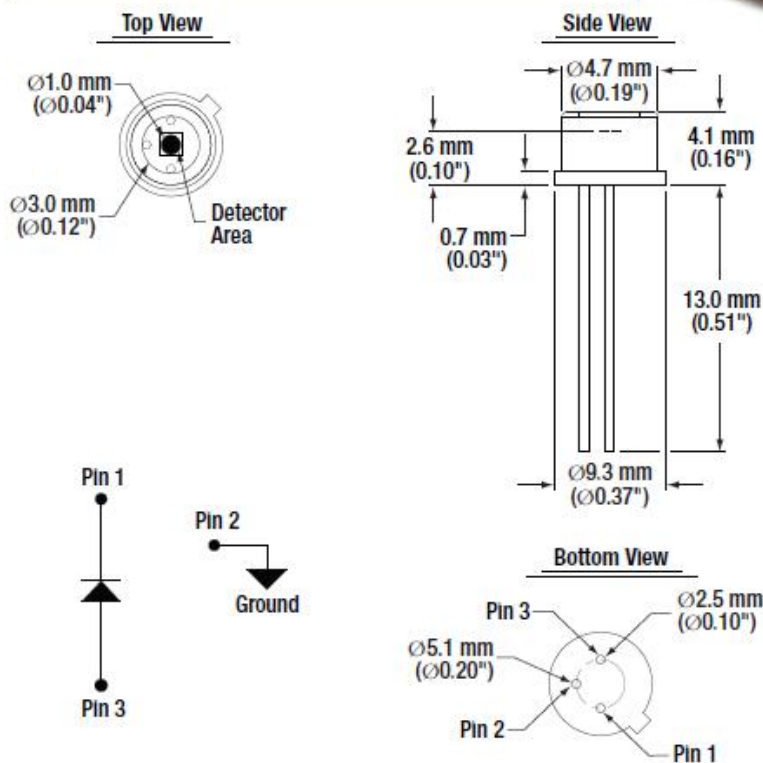
In other words, it is a measure of the effectiveness of the conversion of light power into electrical current. Responsivity varies from lot to lot and with the wavelength of the incident light, applied reverse bias, and temperature. It increases slightly with applied reverse bias due to improved charge collection efficiency in the photodiode. The change in temperature increases or decreases the width of the band gap and varies inversely with the temperature.



Recommended Circuit



Drawing



Precautions and Warranty Information

These products are ESD (electro static discharge) sensitive and as a result are not covered under warranty. In order to ensure the proper functioning of a photodiode care must be given to maintain the highest standards of compliance to the maximum electrical specifications when handling such devices. The photodiodes are particularly sensitive to any value that exceeds the absolute maximum ratings of the product. Any applied voltage in excess of the maximum specification will cause damage and possible complete failure to the product. The user must use handling procedures that prevent any electro static discharges or other voltage surges when handling or using these devices.

Thorlabs, Inc. Life Support and Military Use Application Policy is stated below:

THORLABS' PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS OR IN ANY MILITARY APPLICATION WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF THORLABS, INC. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform, when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component is any component in a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system or to affect its safety or effectiveness.
3. The Thorlabs products described in this document are not intended nor warranted for usage in Military Applications.

US, Canada, & South America: +1-973-300-3000 | France: +33 (0) 970 444 844 | Europe: +49 (0) 8131-5956-0 | UK & Ireland: +44 (0)1353-654440
 Brazil: +55-16-3413 7062 | Scandinavia: +46-31-733-30-00 | Japan & Asia: +81-3-5979-8889 | China: +86 (0)21-60361122

April 8, 2013
 12173-S01, Rev E

EK 4: USB 6009 TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB 12- or 14-Bit, Up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs



- 8 analog inputs at 12 or 14 bits, up to 48 kS/s
- 2 analog outputs at 12 bits, software-timed
- 12 TTL/CMOS digital I/O lines
- One 32-bit, 5 MHz counter
- Digital triggering
- Bus-powered
- 1-year warranty

Feature	NI USB-6008	NI USB-6009
AI resolution	12 bits differential, 11 bits single-ended	14 bits differential, 13 bits single-ended
Maximum AI sample rate, single channel*	10 kS/s	48 kS/s
Maximum AI sample rate, multiple channels (aggregate)*	10 kS/s	48 kS/s
DIO configuration	Open collector†	Each channel individually programmable as open collector or active drive†
* System-dependent. † This document uses NI-DAQmx naming conventions. Open-drain is called open collector and push-pull is called active drive.		

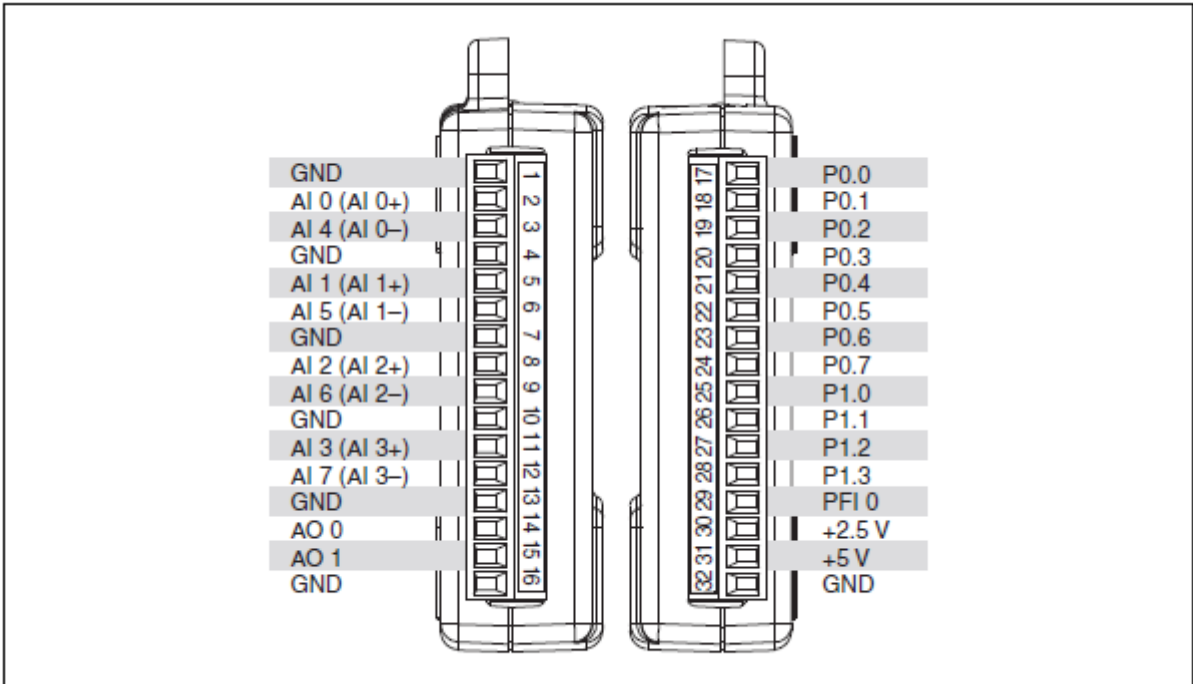


Figure 6. NI USB-6008/6009 Pinout

EK 5: KULLANILAN LED'LERİN TEKNİK ÖZELLİKLERİ



LED940E

Part 1. Introduction: LED940E Ultra Bright NIR LED

The [LED940E](#) emits light with a spectral output centered at 940 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on an GaAs substrate. The diode is encapsulated in a round clear epoxy casing with a 5 mm diameter.

Part 2. Specifications for an LED940E

2.1. Electrical Specifications

	Typical	Maximum Ratings
Power Dissipation		140 mW
Reverse Voltage		5.0 V
DC Forward Current		100 mA
Forward Voltage @ 20 mA	1.3 V	1.45 V
Reverse Current $V_r = -5$ V		10 μ A
Pulsed Current (1 ms pulse with 10% duty cycle)		1000 mA
Operating Temperature		-30 °C to 85 °C
Storage temperature Range		-30 °C to 100 °C

Note: All maximum measurements specified are at 25 °C.

2.2. Optical Specifications

	Typical
Center Wavelength	940 nm
FWHM	50 nm
Half Viewing Angle	10°
Forward Optical Power	6.2 mW
Total Optical Power	18 mW
Rise (Fall) Time	1 (0.5) μ s

2.3. Soldering Specifications

	Conditions
Manual Soldering	295 °C \pm 5 °C , for less than 3 seconds
Wave Soldering	260 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C , for 30 seconds Soldering: 245 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds

2.4. Cleaning Solvents

Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroseen	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

2.5. Physical Specifications

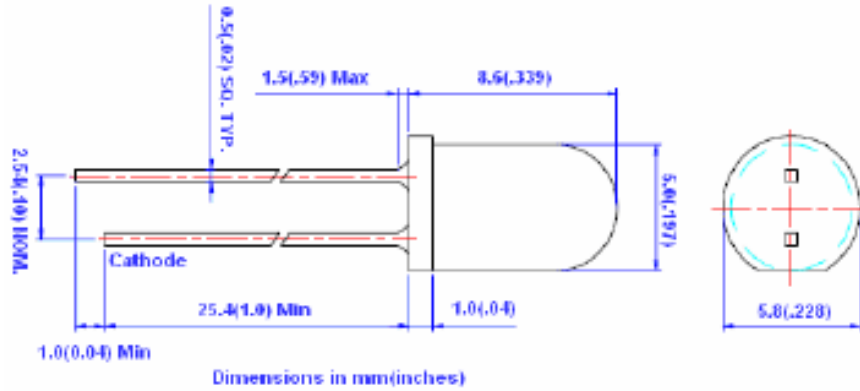
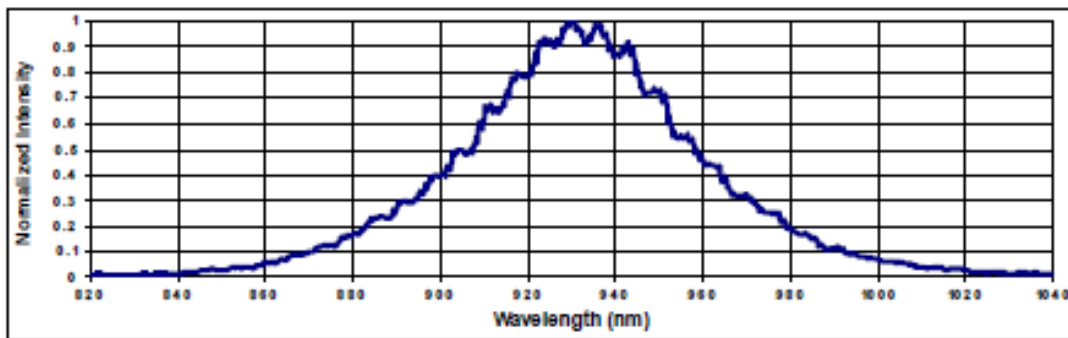
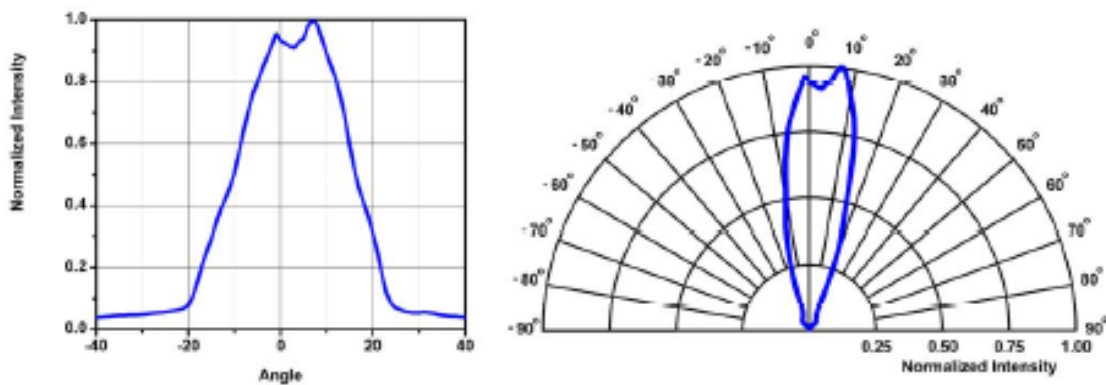


Figure 1: LED940E. The cathode is the short lead and the anode is the long lead.

2.6. Typical Spectral Intensity Distribution



2.7. Typical Radial Intensity Distribution





LED1070E

Description

The LED1070E emits light with a spectral output centered at 1070 nm. This LED is encapsulated in a round clear epoxy casing with a 5 mm diameter.

Specifications



Electrical Specifications		
	Typical	Maximum Ratings
Power Dissipation	-	140 mW
Reverse Voltage	-	5 V
DC Forward Current	50 mA	100 mA
Pulse Forward Current (Duty=1% and Pulse Width=10µs)	-	1000 mA
Forward Voltage @ 20 mA	1.05 V	1.25 V
Forward Voltage @ 50 mA	1.15 V	1.35 V
Operating Temperature	-	-30 to 85° C
Storage Temperature	-	-30 to 100° C

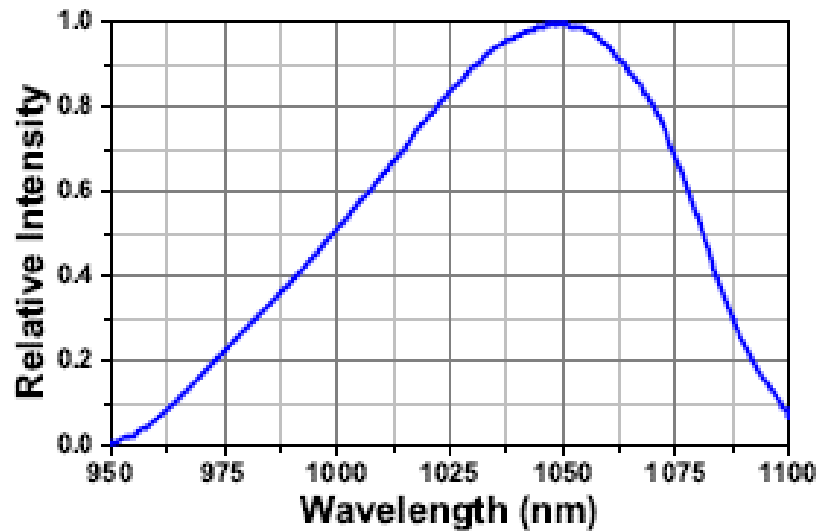
*Note: All maximum measurements specified are at 25° C.

Optical Specifications	
	Typical
Center Wavelength @ 50 mA	1070 nm ± 50 nm
FWHM	80 nm
Half Viewing Angle	15°
Optical Power (Minimum/Typical) @ 50 mA	4.0 mW/7.5 mW

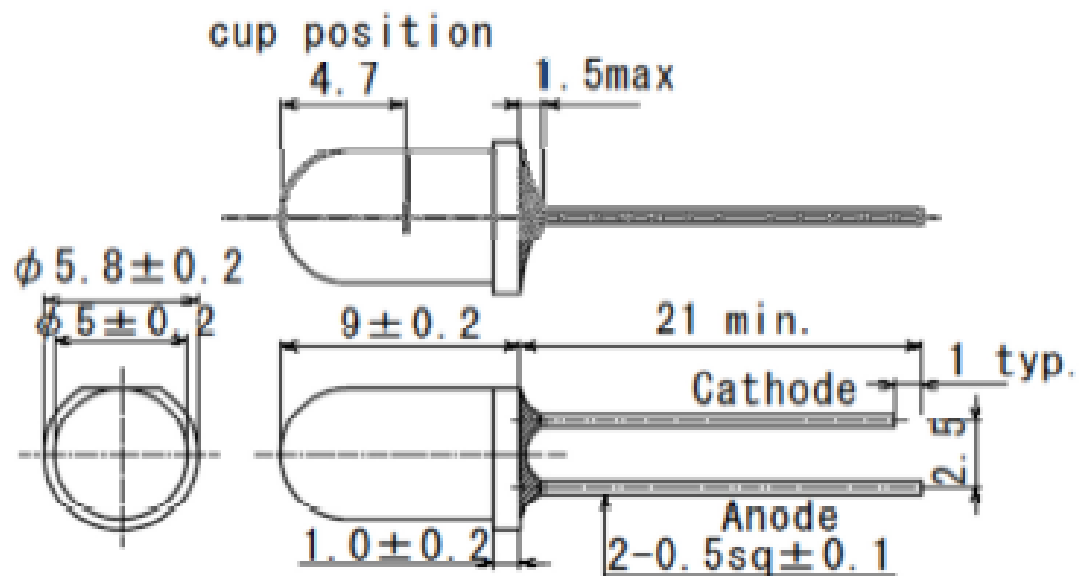
Soldering Specifications	
	Conditions
Soldering Temperature	265° C Maximum

Cleaning Solvents							
Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroseen	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

Typical Spectral Intensity Distribution



Drawing



Part 1. Introduction: LED122E Ultra Bright NIR LED

The [LED1200E](#) emits light with a spectral output centered at 1200 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on an InGaAsP substrate. The diode is encapsulated in a round clear epoxy casing with a 5 mm diameter.

Part 2. Specifications for an LED1200E

2.1. Electrical Specifications

	Typical	Maximum Ratings
Power Dissipation		120 mW
Reverse Voltage		5.0 V
DC Forward Current		100 mA
Forward Voltage @ 20 mA	1.2 V	1.5 V
Reverse Current $V_r = -5$ V		10 μ A
Pulsed Current (1 ms pulse with 10% duty cycle)		1000 mA
Operating Temperature		-30 °C to 85 °C
Storage temperature Range		-30 °C to 100 °C

Note: All maximum measurements specified are at 25 °C.

2.2. Optical Specifications

	Typical
Center Wavelength	1200 nm (± 50 nm)
FWHM	100 nm
Half Viewing Angle	15° ($\pm 2^\circ$)
Forward Optical Power	2.5 mW @ 20 mA (± 0.3 mW)
Rise (Fall) Time	10 (10) ns

2.3. Soldering Specifications

	Conditions
Manual Soldering	295 °C \pm 5 °C , for less than 3 seconds
Wave Soldering	260 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C , for 30 seconds Soldering: 245 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds

2.4. Cleaning Solvents

Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroform	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

2.5. Physical Specifications

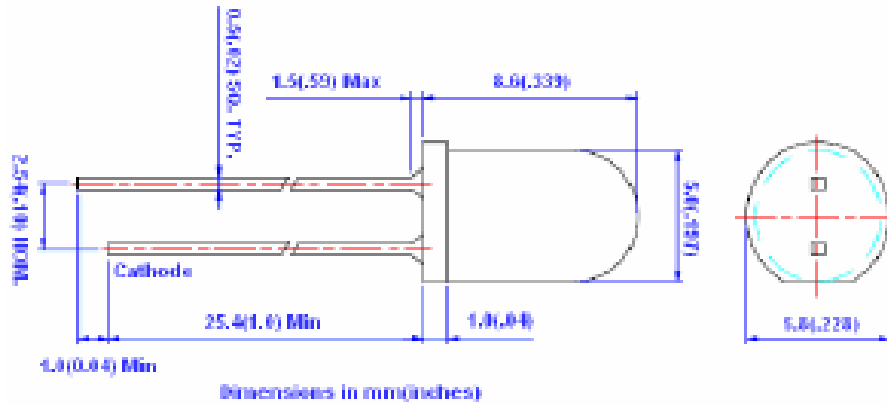
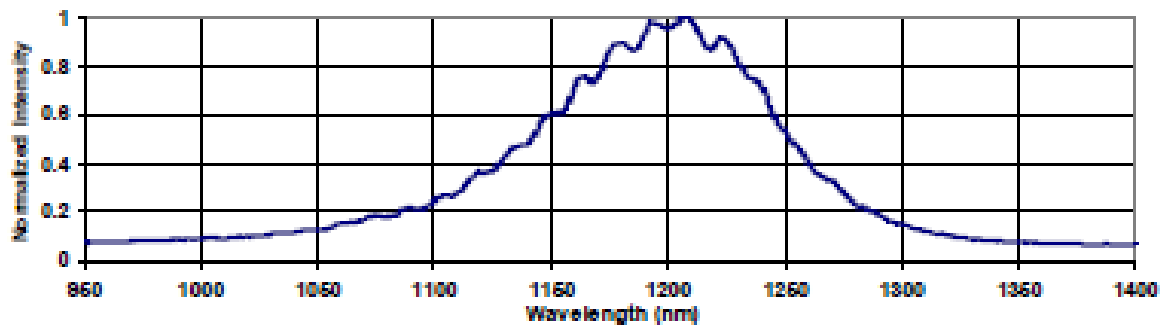
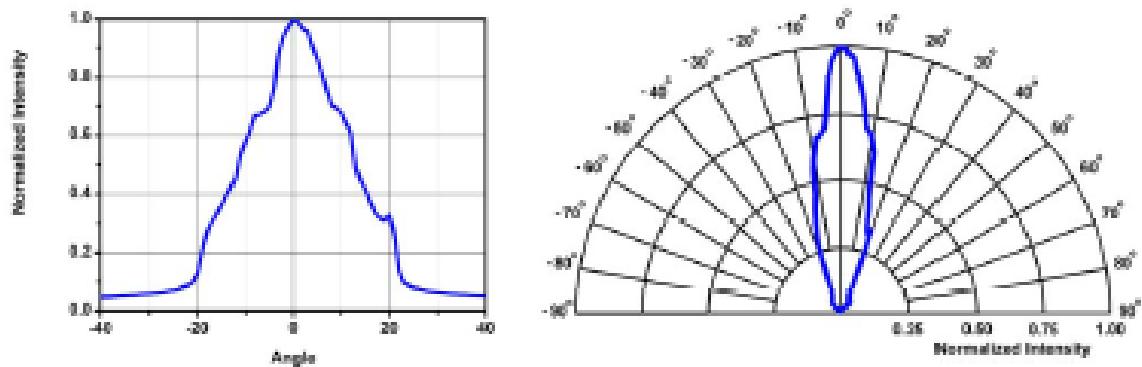


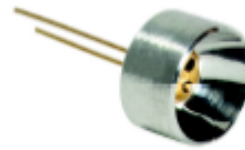
Figure 1: The cathode is the short lead and the anode is the long lead.

2.6. Typical Spectral Intensity Distribution



2.7. Typical Radial Intensity Distribution





LED1700P

Description

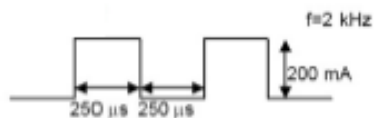
The LED1700P emits light with a spectral output centered at 1750 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on a GaSb substrate. The diode is in a TO-18R Parabolic Reflector package.

Specifications

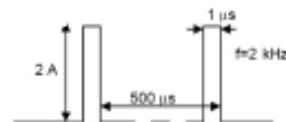
It is recommended that this diode be used in a quasi-CW or pulsed regime (see diagram below). The operating temperature range is from -240 °C to 50 °C.



Quasi-CW



Pulsed



Optical Specifications

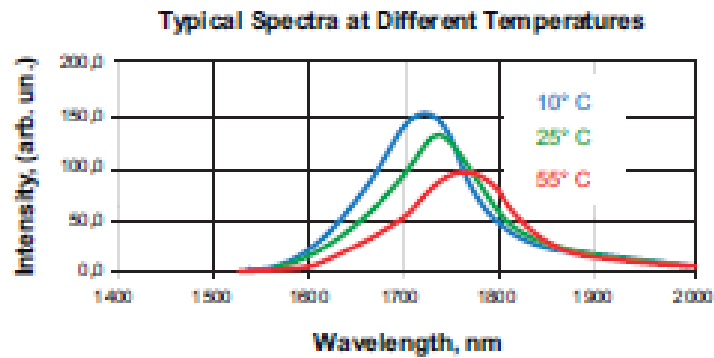
	Typical
Center Wavelength	1750 nm \pm 50 nm
FWHM	150 nm
Optical Power (Minimum/Typical) @ 200 mA	1.2 mW
Optical Power Pulsed Mode @ 1A	30.0 mW
Switching Time, ns	30 ns

Soldering Specifications

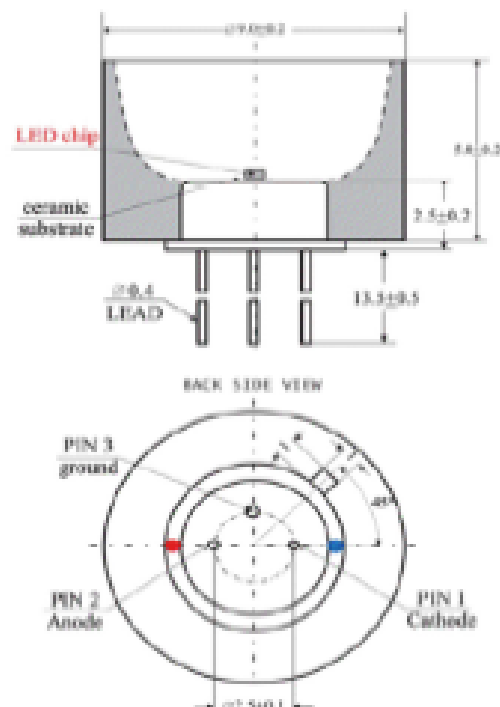
	Conditions
Manual Soldering	295 °C \pm 5 °C , for less than 3 seconds
Wave Soldering	260 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C , for 30 seconds
	Soldering: 245 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds

Cleaning Solvents							
Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroseen	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

Typical Spectral Intensity Distribution



Drawing



353-654

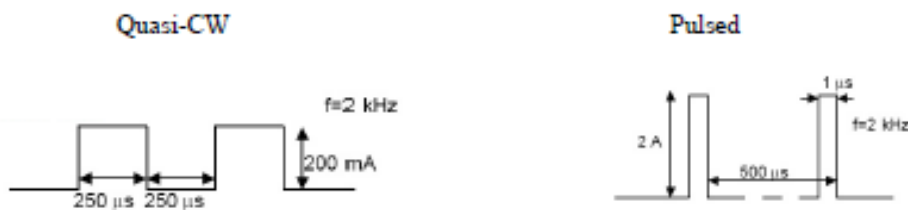
Part 1. Introduction: LED2050P NIR LED

The [LED2050P](#) emits light with a spectral output centered at 2050 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on a GaSb substrate. The diode is in a TO-18R package. The R indicates that the package has a parabolic reflector, which directs the emission of the LED into a small viewing half angle.

Part 2. Specifications for an LED2050P

2.1. Electrical Specifications

It is recommended that this diode be used in a quasi-CW or pulsed regime (see diagram below). The operating temperature range is from -240°C to 50°C.



2.2. Optical Specifications

	Typical
Center Wavelength	2050 nm ± 50 nm
FWHM	200 nm
Total Optical Power Quasi-CW Mode @ 200mA	1.1 mW ± 0.2mW
Total Optical Power Pulsed Mode @ 2A	28 mW +2/-3 mW

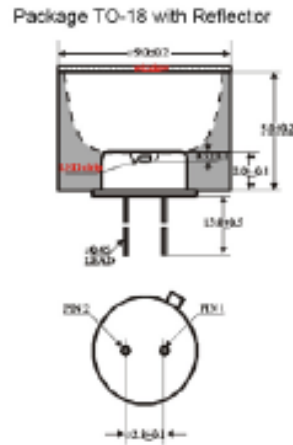
2.3. Soldering Specifications

	Conditions
Manual Soldering	295 °C ± 5 °C , for less than 3 seconds
Wave Soldering	260 °C ± 5 °C , for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C , for 30 seconds Soldering: 245 °C ± 5 °C , for less than 5 seconds

2.4. Cleaning Solvents

Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroseen	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

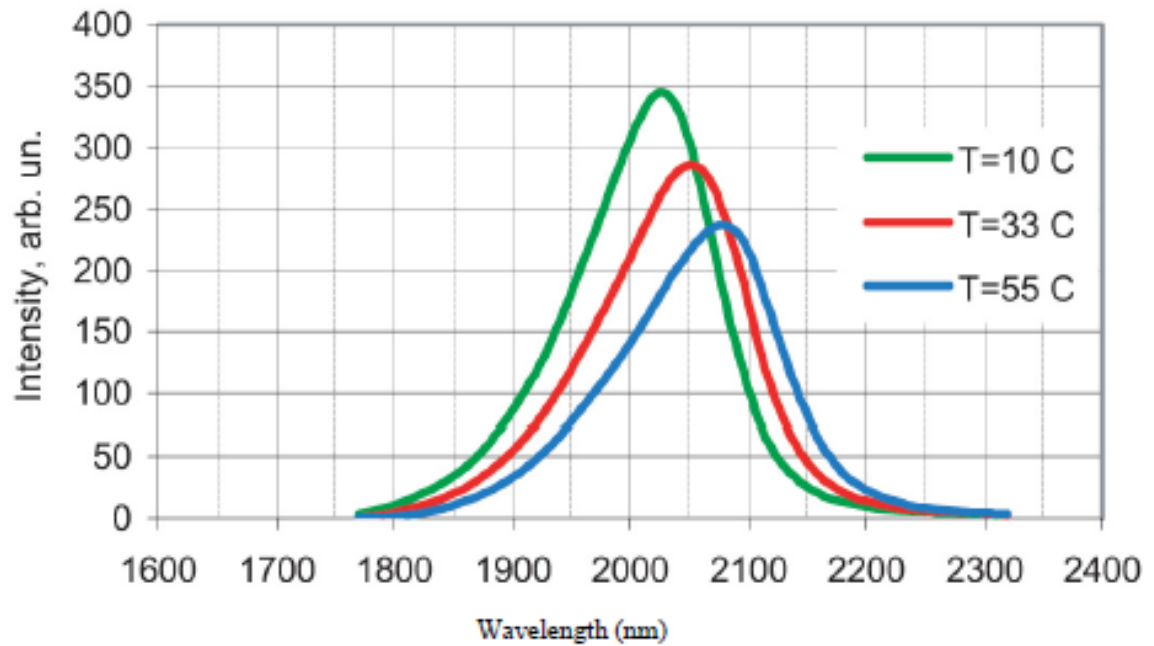
2.5. Physical Specifications



The anode pin is marked by a red dot.

Figure 1: LED2050P. All dimensions in mm.

2.6. Typical Temperature Dependant Spectral Intensity Distribution





LED2350P

Description

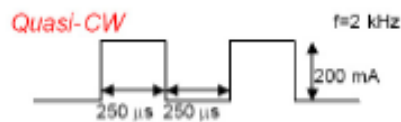
The LED2350P emits light with a spectral output centered at 2350 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on a GaSb substrate. The diode is in a TO-18R Parabolic Reflector package.

Specifications

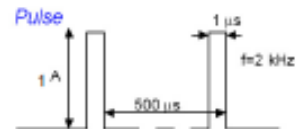
It is recommended that this diode be used in a quasi-CW or pulsed regime (see diagram below). The operating temperature range is from -200°C to 50°C.



Quasi-CW



Pulsed



Optical Specifications

	Typical
Center Wavelength	2350 nm \pm 50 nm
FWHM	220 nm
Optical Power (Minimum/Typical) @ 100 mA	0.8 mW
Optical Power Pulsed Mode @ 1A	16.0 mW
Switching Time, ns	30 ns

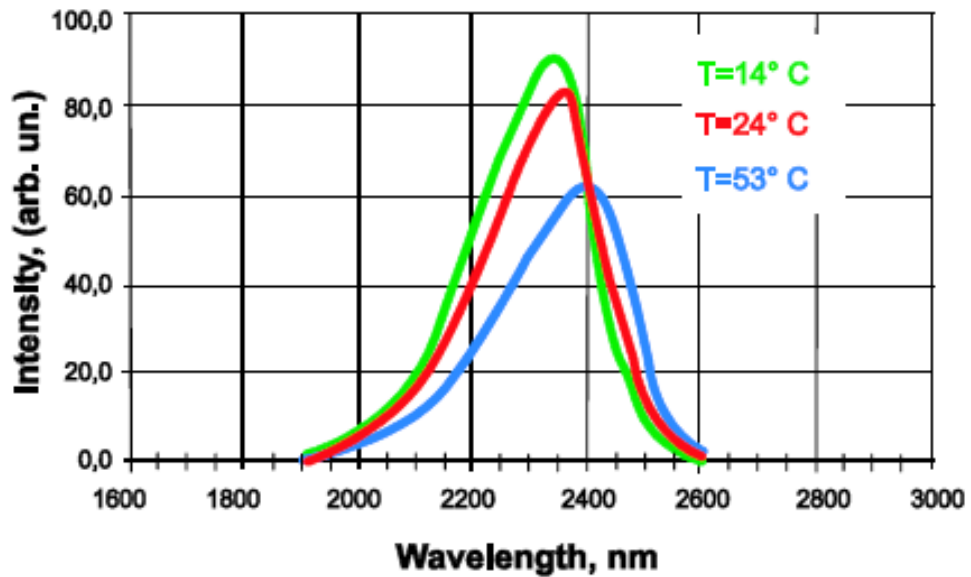
Soldering Specifications

	Conditions
Manual Soldering	295 °C \pm 5 °C , for less than 3 seconds
Wave Soldering	280 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C , for 30 seconds Soldering: 245 °C \pm 5 °C , for less than 5 seconds

Cleaning Solvents							
Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroseen	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

Typical Spectral Intensity Distribution

Typical Spectra at Different Temperatures



EK 6: MATLAB KODLARI

Matlab kodlarında kullanılan eşitlikler aşağıda (11), (12), (13) verilmiştir.

$$\text{Ortalama Kare Hata (MSE)} = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N (\tilde{m}_i - m_i)^2 \quad (11)$$

$$\text{Ortalama Karekök Hata (RMSE)} = \sqrt{\frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N (\tilde{m}_i - m_i)^2} \quad (12)$$

$$\text{Norm Hata (NE)} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\tilde{m}_i - m_i)^2} \quad (13)$$

```
>> % Dalga Boyu 760 nm
v=[186.15 183.54 181.75 179.98 178.76]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl
Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
  1.0e+004 *
   -0.0054
    1.0054
mm =
   79.5650
  219.4132
  315.3244
  410.1639
  475.5336
er =
  -20.4350
   19.4132
   15.3244
   10.1639
  -24.4664
mse =
  346.2416
```

```
rmse =  
    18.6076  
ne =  
    41.6078
```

```
>> % Dalga Boyu 920 nm  
v=[570.65 561.55 553.21 544.55 538.62]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl  
Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri  
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)  
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu  
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu  
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi  
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri  
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler  
er=(mm-m) % Hata  
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı  
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata  
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata  
ne = sqrt(sse) % Norm Hata  
x =  
    1.0e+003 *  
    -0.0123  
     7.0976
```

```
mm =  
    92.1119  
    203.8269  
    306.2118  
    412.5252  
    485.3241  
er =  
    -7.8881  
     3.8269  
     6.2118  
    12.5252  
   -14.6759  
mse =  
    97.5434  
rmse =  
     9.8764  
ne =  
    22.0843
```

```
>> % Dalga Boyu 1000 nm  
v=[460.11 450.59 442.30 434.21 425.46]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl  
Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri  
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)  
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu  
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
```

```

A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.0117
     5.4609
mm =
    95.0248
   206.0492
   302.7290
   397.0763
   499.1207
er =
   -4.9752
    6.0492
    2.7290
   -2.9237
   -0.8793
mse =
   15.6226
rmse =
    3.9525
ne =
    8.8382

```

```

>> % Dalga Boyu 1100 nm
v=[1071.17 1034.52 1005.78 985.47 967.10]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500
mg/dl Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.0038
     4.1513

```



```

mm =
    78.0721
    217.4378
    326.7247
    403.9557
    473.8097
er =
   -21.9279
    17.4378
    26.7247
     3.9557
   -26.1903
mse =
    440.1400
rmse =
    20.9795
ne =
    46.9116

```

```

>> % Dalga Boyu 1200 nm
v=[725.42 685.77 654.12 629.65 602.97]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl
Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
   -0.0033
    2.4697
mm =
    83.4437
    213.8696
    317.9800
    398.4724
    486.2344
er =
   -16.5563
    13.8696
    17.9800
   -1.5276
   -13.7656

```

```

mse =
    196.3169
rmse =
    14.0113
ne =
    31.3302

>> % Dalga Boyu 1300 nm
v=[65512.42 61642.14 58212.56 55012.94 52426.87]; % Sırasıyla 100 200 300
400 500 mg/dl Glikoz Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata

```

```

x =
    1.0e+003 *
    -0.0000
    2.0760
mm =
    89.1919
    206.5682
    310.5791
    407.6158
    486.0451
er =
   -10.8081
    6.5682
    10.5791
    7.6158
   -13.9549
mse =
    104.9225
rmse =
    10.2432
ne =
    22.9044

```

```

>> % Dalga Boyu 1550 nm
v=[81.24 75.76 70.57 65.53 60.14]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu

```

```

m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.0191
    1.6472
mm =
    98.0154
    202.5165
    301.4874
    397.5979
    500.3827
er =
    -1.9846
     2.5165
     1.4874
    -2.4021
     0.3827

mse =
    3.6801
rmse =
    1.9183
ne =
    4.2896

>> % Dalga Boyu 1600 nm
v=[77.12 72.04 67.13 62.57 58.03]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.0210

```

```

1.7131
mm =
 95.6877
202.2271
305.2011
400.8349
496.0492
er =
-4.3123
 2.2271
 5.2011
 0.8349
-3.9508
mse =
13.3827
rmse =
 3.6582
ne =
 8.1801

```

```

>> % Dalga Boyu 1690 nm
v=[39.67 36.73 34.37 32.10 30.02]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
 1.0e+003 *

-0.0416
 1.7386
mm =
 88.1531
210.4685
308.6536
403.0944
489.6305
er =
-11.8469
 10.4685
 8.6536
 3.0944

```

```
-10.3695
mse =
  88.3852
rmse =
  9.4013
ne =
  21.0220
```

```
>> % Dalga Boyu 1730 nm
v=[42.17 38.96 36.27 33.73 31.20]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
  1.0e+003 *
  -0.0367
  1.6387
mm =
  90.6005
  208.4428
  307.1954
  400.4413
  493.3201
er =
  -9.3995
  8.4428
  7.1954
  0.4413
  -6.6799
mse =
  51.2441
rmse =
  7.1585
ne =
  16.0069
```

```
>> % Dalga Boyu 1950 nm
v=[4.56 4.19 3.87 3.66 3.21]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
```

```

m=m.%; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.3064
     1.4942
mm =
    97.1829
   210.5399
   308.5784
   372.9161
   510.7827
er =
   -2.8171
   10.5399
    8.5784
  -27.0839
   10.7827
mse =
   208.4835
rmse =
   14.4390
ne =
   32.2865

```

```

>> % Dalga Boyu 2050 nm
v=[15.24 14.12 13.21 12.51 11.81]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.%; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.%; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.1167
     1.8612

```

```
mm =
  82.7032
  213.4080
  319.6057
  401.2962
  482.9868
er =
 -17.2968
  13.4080
  19.6057
   1.2962
 -17.0132
mse =
 230.8939
rmse =
 15.1952
ne =
 33.9775
```

```
>> % Dalga Boyu 2100 nm
v=[31.15 27.63 24.60 21.54 18.57]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
  1.0e+003 *
 -0.0320
  1.0895
mm =
  93.7549
 206.2755
 303.1327
 400.9489
 495.8881
er =
 -6.2451
  6.2755
  3.1327
  0.9489
```

```
-4.1119
mse =
  21.2009
rmse =
  4.6044
ne =
  10.2959
```

```
>> % Dalga Boyu 2270 nm
v=[31.22 27.69 24.75 22.03 19.53]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
m=m.'; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.*A)*A.*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
  1.0e+003 *
  -0.0343
  1.1585
mm =
  88.2992
  209.3005
  310.0777
  403.3138
  489.0088
er =
  -11.7008
  9.3005
  10.0777
  3.3138
  -10.9912
mse =
  91.3513
rmse =
  9.5578
ne =
  21.3719
```

```
>> % Dalga Boyu 2320 nm
v=[10.97 9.96 8.93 7.87 6.90]; % Sırasıyla 100 200 300 400 500 mg/dl Glikoz
Çözeltileri İçin Elde Edilen Voltaj Değerleri
m= [100 200 300 400 500]; % Glikoz Çözeltileri (mg/dl)
v=v.'; % Voltaj değerlerinin Transpozu
```

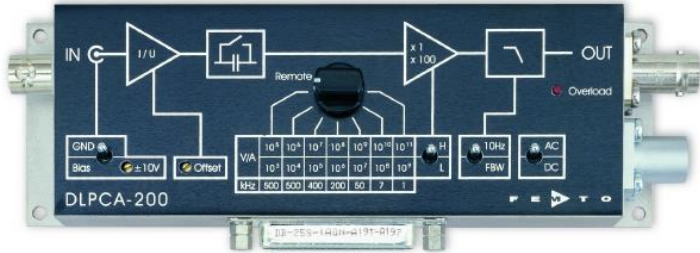
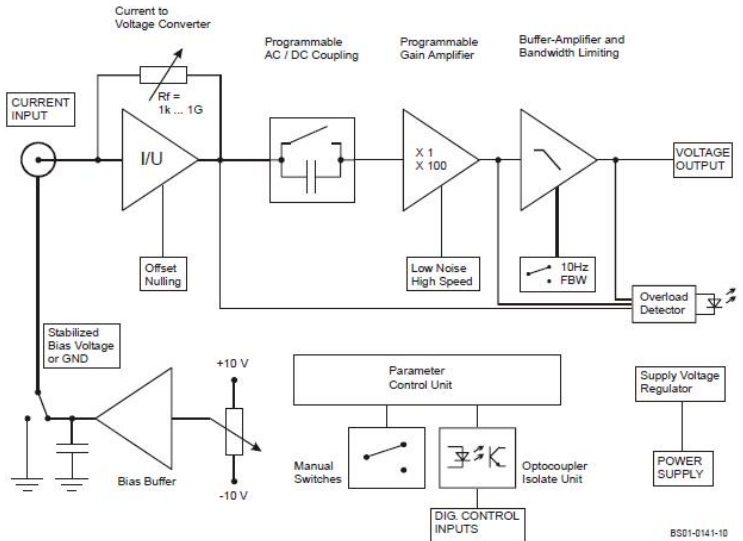



```

m=m. '; % Glikoz Değerlerinin Transpozu
A=[v ones(length(v),1)]; % A Matrisi
x = inv(A.'*A)*A.'*m % x Matrisi a ve b Değerleri
mm=x(1)*v+x(2) % Lineer Uyumlama Sonucu Tahmin Edilen Değerler
er=(mm-m) % Hata
sse = er.'*er; % Hataların Karelerinin Toplamı
mse = sse/length(er) % Ortalama Kare Hata
rmse = sqrt(mse) % Ortalama Karekök Hata
ne = sqrt(sse) % Norm Hata
x =
    1.0e+003 *
    -0.0977
     1.1724
mm =
    100.2266
    198.9405
    299.6091
    403.2097
    498.0141
er =
     0.2266
    -1.0595
    -0.3909
     3.2097
    -1.9859
mse =
     3.1146
rmse =
     1.7648
ne =
     3.9462

```

EK 7: DLPCA-200 TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Datasheet	DLPCA-200
<h2>Variable Gain Low Noise Current Amplifier</h2> 	
Features	<ul style="list-style-type: none"> • Transimpedance (Gain) Switchable from 1×10^3 to 1×10^{11} V/A • Bandwidth DC / 1 Hz ... 500 kHz • Bandwidth Switchable to DC ... 10 Hz for Low Noise DC Measurements • Bandwidth Independent of Detector Capacitance (up to 1 nF) • Adjustable Bias Voltage • Protection Against ± 3 kV Transients • Local and Remote Control
Applications	<ul style="list-style-type: none"> • Photodiode and Photomultiplier Amplifier • Scanning Tunneling Microscopy (STM) • Spectroscopy • Beam Monitoring for Particle Accelerators / Synchrotrons • Ionisation Detectors • Preamplifier for Lock-Ins, A/D-Converters, etc.
Block Diagram	
<p>SOPHISTICATED TOOLS FOR SIGNAL RECOVERY</p> 	

Variable Gain Low Noise Current Amplifier

Specifications	Test Conditions	<i>V_s = ± 15 V, T_a = 25°C</i>						
Gain	Transimpedance	1 x 10 ³ ... 1 x 10 ¹¹ V/A						
	Gain Accuracy	± 1 %						
	Gain Drift	see table below						
Frequency Response	Lower Cut-Off Frequency	DC / 1 Hz						
	Upper Cut-Off Frequency	up to 500 kHz (see table below), switchable to 10 Hz						
	Gain Flatness	± 0.1 dB						
Input	Equ. Input Noise Current	see table below						
	Equ. Input Noise Voltage	4 nV/√Hz (@ 1 kHz)						
	Input Offset Current Drift	see table below						
	Input Bias Current	1 pA typ. (max. 3 pA)						
	Max. Input Current	see table below (value for linear amplification)						
	Input Offset Compensation	adjustable by offset trimpot and external control voltage; max. range see table below						
Performance depending on Gain Setting	Gain Setting (Low Noise) (V/A)	10 ³	10 ⁴	10 ⁵	10 ⁶	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁹
	Upper Cut-Off Frequency (- 3 dB)	500 kHz	500 kHz	400 kHz	200 kHz	50 kHz	7 kHz	1.1 kHz
	Rise / Fall Time (10% - 90%)	700 ns	700 ns	900 ns	1.8 μs	7 μs	50 μs	300 μs
	Input Noise Current Density (√Hz)	20 pA	2.3 pA	450 fA	130 fA	43 fA	13 fA	4.3 fA
	measured at	10 kHz	10 kHz	10 kHz	1 kHz	1 kHz	100 Hz	100 Hz
	Integr. Input Noise Current (rms)*	21 nA	2.4 nA	500 pA	130 pA	41 pA	5.8 pA	0.8 pA
	Offset Current Drift (°C)	30 nA	3 nA	0.3 nA	30 pA	3 pA	0.3 pA	0.1 pA
	Gain Drift (°C)	0.008%	0.008%	0.008%	0.01%	0.01%	0.01%	0.02%
	Max. Input Current (±)	10 mA	1 mA	0.1 mA	10 μA	1 μA	0.1 μA	10 nA
	Input Offset Compensat. (±)	100 μA	10 μA	1 μA	0.1 μA	10 nA	1 nA	0.1 nA
	DC Input Impedance (// 5 pF)	50 Ω	50 Ω	50 Ω	60 Ω	150 Ω	1 kΩ	10 kΩ
	Gain Setting (High Speed) (V/A)	10 ⁵	10 ⁶	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁹	10 ¹⁰	10 ¹¹
	Upper Cut-Off Frequency (- 3 dB)	500 kHz	500 kHz	400 kHz	200 kHz	50 kHz	7 kHz	1.1 kHz
	Rise / Fall Time (10% - 90%)	700 ns	700 ns	900 ns	1.8 μs	7 μs	50 μs	300 μs
	Input Noise Current Density (√Hz)	13 pA	1.8 pA	440 fA	130 fA	43 fA	13 fA	4.3 fA
	measured at	10 kHz	10 kHz	10 kHz	1 kHz	1 kHz	100 Hz	100 Hz
	Integr. Input Noise Current (rms)*	12 nA	1.8 nA	450 pA	120 pA	37 pA	5.3 pA	0.8 pA
	Offset Current Drift (°C)	30 nA	3 nA	0.3 nA	30 pA	3 pA	0.3 pA	0.1 pA
	Gain Drift (°C)	0.008%	0.008%	0.008%	0.01%	0.01%	0.01%	0.02%
	Max. Input Current (±)	100 μA	10 μA	1 μA	0.1 μA	10 nA	1 nA	0.1 nA
Input Offset Compensat. (±)	100 μA	10 μA	1 μA	0.1 μA	10 nA	1 nA	0.1 nA	
DC Input Impedance (// 5 pF)	50 Ω	50 Ω	50 Ω	60 Ω	150 Ω	1 kΩ	10 kΩ	
Output	Output Voltage	± 10 V (@ ≥ 1 MΩ load)						
	Output Impedance	50 Ω (terminate with ≥ 1 MΩ load for best performance)						
	Max. Output Current	± 30 mA						
	Detector Bias	Bias Voltage Range	± 10 V, max. 22 mA (bias voltage connected to shield of BNC input socket, adjustable by trimpot, switchable to GND)					

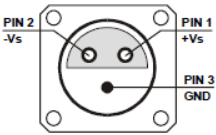
* The integrated input noise is measured with an open but shielded amplifier input in the full bandwidth („FBW“) setting. The input referred peak-peak noise can be calculated from the rms noise as follows:

$$I_{\text{peak-peak}} = I_{\text{rms}} \times 6$$

The output noise is given by:

$$U_{\text{peak-peak}} = I_{\text{peak-peak}} \times \text{Gain}$$

Variable Gain Low Noise Current Amplifier

Indicator LED	Function	overload
Digital Control	Control Input Voltage Range Control Input Current Overload Output	LOW bit: - 0.8 ... + 1.2 V, HIGH bit: 2.3 ... + 12 V 0 mA @ 0 V, 1.5 mA @ + 5 V, 4.5 mA @ + 12 V non active: 0 V, max. -1 mA, active: 5.1 V, max. 7 mA
Ext. Offset Control	Control Voltage Range Offset Control Input Impedance	± 10 V 20 kΩ
Power Supply	Supply Voltage Supply Current Stabilized Power Supply Output	± 15 V + 120 / - 80 mA typ. (depends on operating conditions, recommended power supply capability min. ± 200 mA) ± 12 V, max. ± 150 mA, + 5V, max. 50 mA
Case	Weight Material	320 g (0.74 lb.) AlMg4.5Mn, nickel-plated
Temperature Range	Storage Temperature Operating Temperature	-40 ... +100 °C 0 ... +60 °C
Absolute Maximum Ratings	Signal Input Voltage Transient Input Voltage Control Input Voltage Power Supply Voltage	-16 V / + 12 V ± 3 kV (out of 200 pF source) - 5 V / + 16 V ± 22 V
Connectors	Input Output Detector Bias Output Power Supply	BNC, isolated BNC shield of input BNC LEMO series 1S, 3-pin fixed socket Pin 1: + 15V Pin 2: - 15V Pin 3: GND
		
	Control Port	Sub-D 25-pin, female, qual. class 2 Pin 1: + 12 V (stabilized power supply output) Pin 2: - 12 V (stabilized power supply output) Pin 3: AGND (analog ground) Pin 4: + 5 V (stabilized power supply output) Pin 5: digital output: overload Pin 6: signal output (connected to BNC) Pin 7: NC Pin 8: input offset control voltage Pin 9: DGND (ground for digital control pins 10 - 14) Pin 10: digital control input: gain, LSB Pin 11: digital control input: gain Pin 12: digital control input: gain, MSB Pin 13: digital control input: AC/DC Pin 14: digital control input: high speed / low noise Pin 15 - 25: NC

Variable Gain Low Noise Current Amplifier

Remote Control Operation

General

Remote control input bits are opto-isolated and connected by logical OR function to local switch settings. For remote control set the corresponding local switches to "Remote", "AC" and "H" (High Speed) and select the wanted setting via a bit code at the corresponding digital inputs. Mixed operation, e.g. local gain setting and remote controlled AC/DC setting, is also possible.

Switch settings "FBW / 10 Hz" and "Bias / GND" are not remote controllable.

Gain Setting

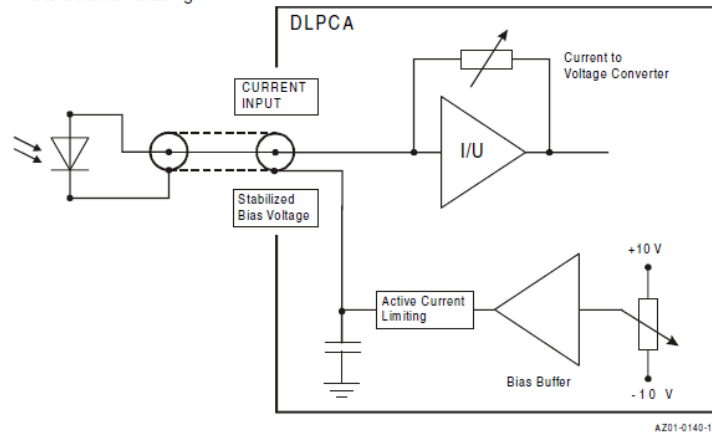
Low Noise Pin 14=HIGH Gain (V/A)	High Speed Pin 14=LOW Gain (V/A)	Pin 12 MSB	Pin 11	Pin 10 LSB
10^3	10^5	LOW	LOW	LOW
10^4	10^6	LOW	LOW	HIGH
10^5	10^7	LOW	HIGH	LOW
10^6	10^8	LOW	HIGH	HIGH
10^7	10^9	HIGH	LOW	LOW
10^8	10^{10}	HIGH	LOW	HIGH
10^9	10^{11}	HIGH	HIGH	LOW

AC/DC Setting

Coupling	Pin 13
AC	LOW
DC	HIGH

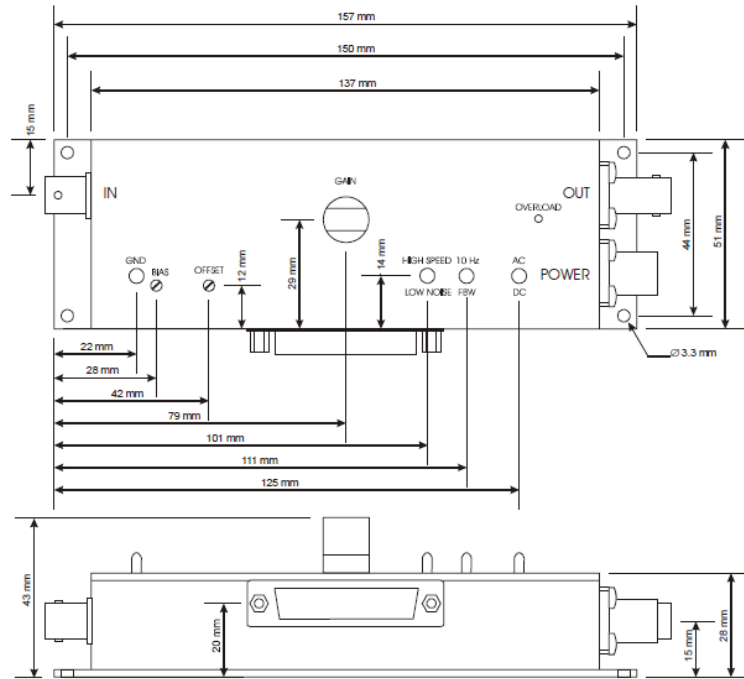
Application Diagram

Photo Detector Biasing



Variable Gain Low Noise Current Amplifier

Dimensions



0201-0141-11

FEMTO Messtechnik GmbH
 Klosterstr. 64
 D-10179 Berlin · Germany
 Tel.: +49-(0)30-280 4711-0
 Fax: +49-(0)30-280 4711-11
 e-mail: info@femto.de
 http://www.femto.de

Specifications are subject to change without notice. Information furnished herein is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by FEMTO Messtechnik GmbH for its use, nor for any infringement of patents or other rights granted by implication or otherwise under any patent rights of FEMTO Messtechnik GmbH. Product names mentioned may also be trademarks used here for identification purposes only.
 © by FEMTO Messtechnik GmbH
 Printed in Germany