

# Sinir ve Kas Uyarımı için Bilgisayar-Kontrollü Akım Stimülatörü Tasarımı

\*<sup>1</sup>, \*<sup>2</sup> Mahmud Esad ARAR, <sup>1</sup>Burak GÜÇLÜ, <sup>2</sup>Orhan ÖZHAN, Mehmed ÖZKAN<sup>1</sup>

\*<sup>1</sup>Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, Türkiye

\*<sup>2</sup>Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi, İstanbul, Türkiye

## Özet

Canlı dokularının elektriksel olarak uyarılması, sinir ve kas bozukluklarının teşhis ve tedavisi amacıyla uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu çalışma bir akım kaynağı devresinin tasarlanması ve onun bilgisayar arayüzü ile kontrol edilmesini içermektedir. Cihaz tasarımında; değişken yük direncinden bağımsız olarak sabit akım verebilmesi için bu konuda yaygın olarak kullanılan gelişmiş Howland akım kaynağı topolojisi kullanılmıştır. Geliştirilmiş (Modified) Howland akım kaynağı (GHAK) uygulanan gerilimi istenen akıma çevirir. Cihaz,  $\pm 37$  V besleme sağlayabilen harici bir güç kaynağı ile beslenmektedir. Dizüstü bilgisayar ses kartı LabVIEW tarafından sürülerek istenilen dalga şekilleri üretilmektedir. Sinus, kare ve üçgen dalga şekilleri, farklı genlik, frekans ve darbe genişliğinde ve ses kartının teknik özelliklerine ve sınırlarına uygun şekilde üretilebilmektedir. Cihaz monopolar ve bipolar puls üretme özelliğine sahiptir. Cihazın frekans aralığı 10 – 10,000 Hz olup, 10 k $\Omega$  'luk temsili bir dirence 6,8mA<sub>pp</sub> akım üretebilmektedir. Bu cihaz kolaylıkla imal edilebilmesinin yanı sıra ticari ürünlere göre de daha ucuzdur.

**Anahtar kelimeler:** Elektriksel uyarım, geliştirilmiş Howland akım kaynağı, LabVIEW, bilgisayar ses çıkışı, elektrofizyoloji.

## Abstract

Electrical stimulation of excitable tissues has been widely used for diagnosing and treating neurological and muscular disorders. This study includes the circuit design of a current stimulator and its computer interface. The device is based on a modified Howland current-source topology due to its efficiency for injecting precise current without being affected by load resistance variations. Modified Howland current source converts voltage signals to desired current waveforms. The device is powered by an external supply with high compliance  $\pm 37$  V. Waveforms are produced by using a computer audio output which is controlled by LabVIEW. Any sinusoidal, square and triangle waveforms, in different frequencies, amplitudes and pulse widths, can be generated within the range of the sound card specifications. The device can generate both monopolar and bipolar current pulses. Frequency range of the system is 10 – 10,000 Hz and it can deliver 6,8 mA<sub>pp</sub> at 10 k $\Omega$  dummy load. This system can easily be constructed and is very inexpensive compared to commercial units.

**Key words:** Electrical stimulation, modified Howland current source, LabVIEW, audio output, electrophysiology.

## 1. Giriş

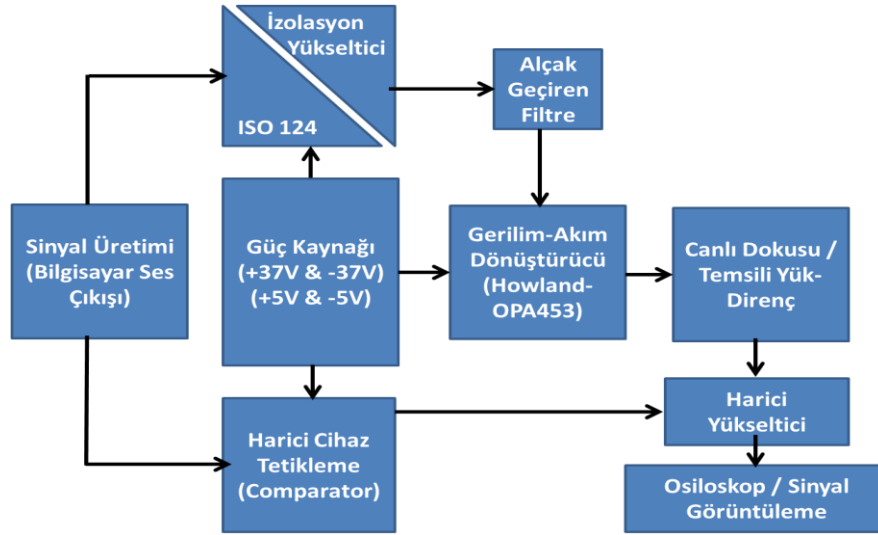
Elektrik akımı; yüzyıllar önce (1786) Luigi Galvani'nin sinir ve kas hücrelerinin elektriksel aktivitelerini keşfetmesiyle canlılarda teşhis ve tedavi amacıyla tıp alanında kullanılmaya başlanmış günümüzde de yaygın olarak kullanılmaya devam etmektedir. Sinir ve kas dokuları, merkezi sinir sistemi; ağrıların yok edilmesi ve epilepsi, parkinson gibi motor bozuklukların tedavi edilmesi amacıyla elektriksel olarak uyarılabilir. Bunlara ilave olarak fonksiyonel elektriksel uyarım; kaybolan sinirsel yeti veya yitirilen bir organın yerine geçen protezin canlı vücuduna uyumunda kullanılmaktadır. Bu örneklerde bahsedilen elektriksel stimülatörler (uyarıcılar) taşınabilir olmaları açısından küçük boyutlardadırlar. Diğer taraftan akım kaynakları çoklu-frekanslı elektriksel biyoempedans (Multifrequency Electrical Bioimpedance) gibi doku özelliklerinin belirlenmesi konularında ve laboratuvar eğitimlerinde de yoğun olarak kullanılmaktadır [1, 2, 3].

Akım kaynakları tıp alanının yanında endüstriyel alanda da yoğun olarak kullanılmaktadır fakat genel anlamda ticari ürün olarak satılan akım kaynakları veya uyarıcılar ciddi anlamda pahalı cihazlardır. 'Biopac System', 'Grass Technologies', 'Harvard Apparatus' vb. firmaların ürünleri 2,000 – 3,000\$ gibi meblağlar tutmaktadır [1].

Burada tasarlanan ve üretilen cihaz kullanım açısından pratik, üretim açısından kolay, canlılara veya deneylere uyarlanabilirlik açısından esnek olup aynı zamanda imali ucuzdur. Cihazın çalışma aralığı ve teknik özellikleri kullanılan devre elemanlarının özelliklerine bağlı kalınmak suretiyle istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu tür cihazlar laboratuvar ortamında fizyoloji vb. deneylerin oluşturulması ve uygulanması açısından da kullanışlı olup aynı zamanda geliştirilmeye ve daha küçük boyutlarda üretilmeye açıktır. Tasarım geliştirilip cihaz mikro malzemeler ile üretilebilir, mikroişlemci ile kontrol edilebilir ve canlı vücuduna yerleştirilebilir. Cihazın; bilgisayar kontrollü olması uyarı şeklinin ve genliğinin hızlı ve istenilen biçimde ayarlanmasına olanak sağlamaktadır, bu da farklı uygulamalarda kullanılabilirliğini yükseltmektedir [2].

## 2. Elektronik Tasarım ve Yöntem

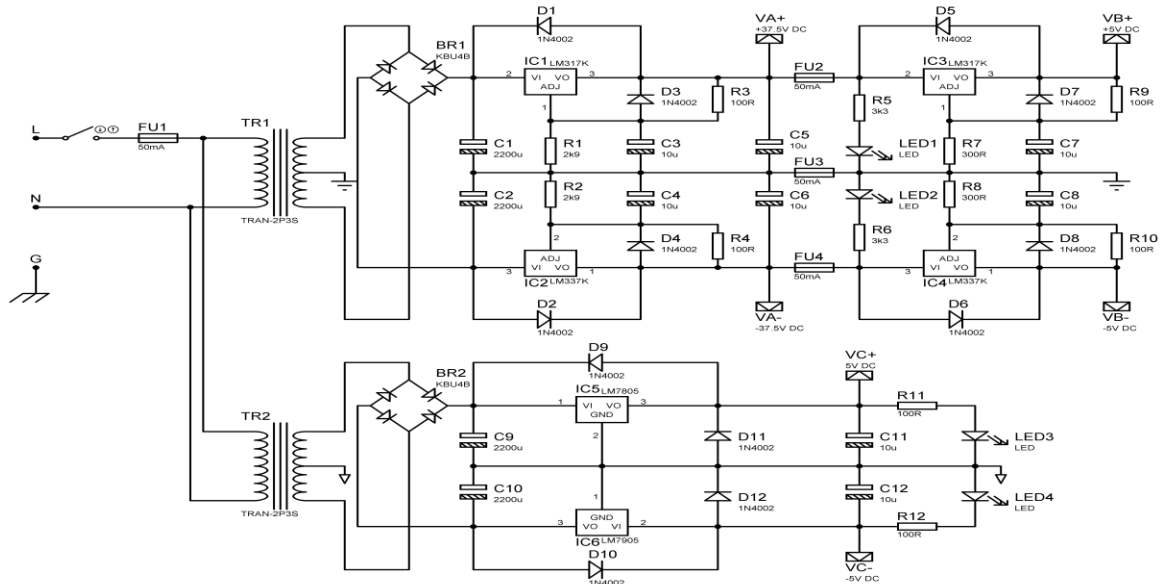
Cihaz güç kaynağı, uyarıcı kısım ve bilgisayar arayüzü diye adlandırılan 3 farklı kısımdan meydana gelmektedir. Güç kaynağı ve uyarıcı kısım 2 ayrı biçimde kutulanmış ve izolasyon sağlanmıştır. Birinci kutu sistemi besleyen güç kaynağı, ikincisi ise sistemin ana kısmı yani uyarımı yapan uyarıcı kısımdır. Uyarıcı kısım basit ve yaygın olarak kullanılan gerilim-akım dönüştürücü devreleri temel alınarak tasarlanmış ve üretilmiştir. Uyarıcı kısma; ayrıca harici bir cihaz sürebilmek için tetikleme devresi yerleştirilmiştir. Uyarıcı kısım bilgisayar arayüzü ile sürülmektedir. Bilgisayar arayüzü; dizüstü bilgisayarın ses kartı ve LabVIEW programı kullanılarak tasarlanmış olup farklı dalga şekillerinde, frekanslarda, genlik ve darbe genişliklerinde sinyal üretmektedir. Sistemin genel işleyişine dair akış şeması Şekil 2.1 de verilmiştir.



Şekil 2.1 Sistemin akış şeması.

## 2.1. Güç Kaynağı

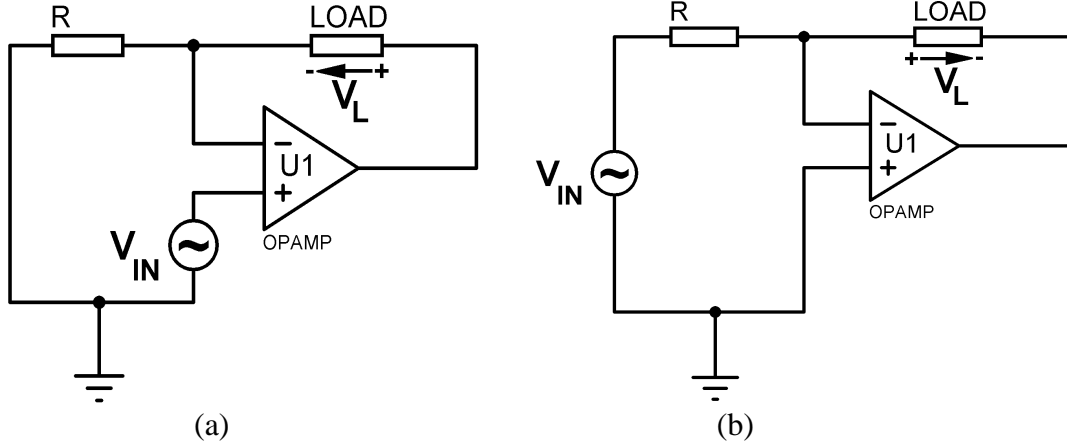
Cihazımız, devre şeması Şekil 2.2 de verilmiş olan, harici bir güç kaynağı ile beslenmektedir. Güç kaynağının içerisinde 2 adet transformatör vardır. Şebeke gerilimi  $\pm 37\text{ V} - \pm 5\text{ V}$  ve  $\pm 5\text{ V}$  değerlerinde doğru akıma çevrilmiştir. Güç kaynağının  $\pm 37\text{ V}$  besleme kısmı stimulator devresinde kullanılan güç işlemsel yükselticiyi beslemektedir.  $\pm 5\text{ V}$  besleme kısmı ise diğer tüm devreleri beslemektedir. Sistem toplamda  $68\text{ V}$  ( $\sim \pm 34\text{ V}$ ) civarında doyuma ulaşmaktadır. Elektriksel testler sırasında  $10\text{ k}\Omega$ 'luk direnç kullanılmış ve  $6,8\text{ mA}_{pp}$  civarında akım elde edilmiştir.



Şekil 2.2. Güç Kaynağı.

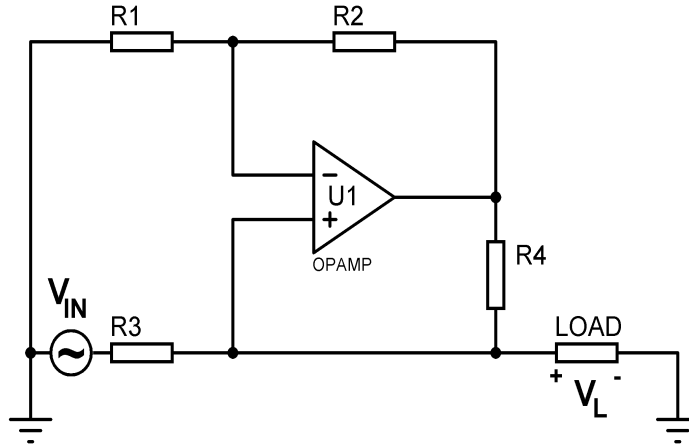
## 2.2. Akım Kaynakları

Sistemin uyarıcı kısmında temel olarak gerilim-akım dönüştürücü devreleri araştırılmış ve en uygun olanına karar verilmiştir. Genel olarak gerilim-akım dönüştürücü konusu araştırıldığında işlemsel yükselteçli çalışmalarla çok sık olarak karşılaşmaktadır. Bu modeller iki başlık altında toplanmaktadır; yüzen yükler ve topraklanmış yükler. Yüzen yükler olarak adlandırılan dönüştürücülerde yük toprakla bağlantısı bulunmayacak devrenin geri besleme elemanıymış gibi davranır, Şekil 2.3 (a) ve (b) [4].



Şekil 2.3. Yüzen yükler için akım kaynağı topolojisi; (a) Faz Çevirmeyen ve (b) Faz Çeviren.

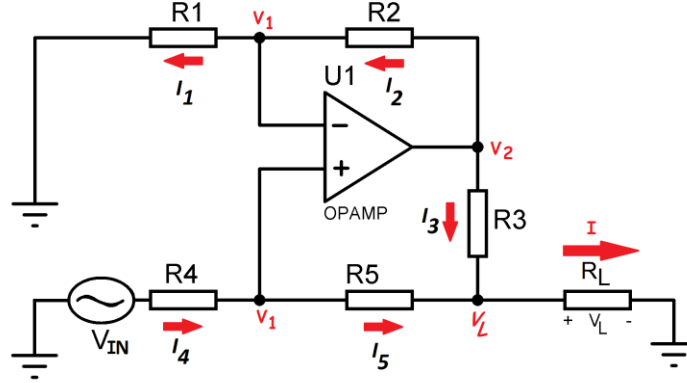
Topraklanmış yükler kısmında ise Howland akım kaynağı (Şekil 2.4) ve geliştirilmiş Howland akım kaynağı (Şekil 2.5) karşımıza çıkmaktadır. Bu iki model karşılaştırıldığında aynı çıkış akımını verebilmeleri için geliştirilmiş Howland akım kaynağının daha az güç harcadığını görüyoruz.



Şekil 2.4. Howland akım kaynağı topolojisi

### 2.2.1. Geliştirilmiş Howland Akım Kaynağı; Teorisi ve Analizi.

Şekil 2.5 de yer alan devre Geliştirilmiş Howland Akım Kaynağı(GHAK) olarak adlandırılmaktadır. Bu devre girişine uygulanan  $V_{IN}$  giriş gerilimini,  $I$  çıkış akımına çeviren yaygın olarak bilinen bir Gerilim-Akım dönüştürücüdür. Gerilimin doğrusal olarak akıma çevrilmesinde, kazancın ve çıkış akımının büyüklüğünün belirlenmesinde devrede kullanılan dirençler ve giriş gerilimi etkindir. Kirchoff'un akım yasasını uygulayarak düğüm denklemlerini yazdığımızda [5];



Şekil 2.5 'Modified' Howland Akım Kaynağı

Şekil 2.5 de yer alan devrenin

$$(1) V_L = I \cdot R_L$$

$$(2) I_2 - I_1 = 0 \rightarrow \frac{V_2 - V_1}{R_2} - \frac{V_1}{R_1} = 0 \rightarrow \boxed{V_2 = V_1 \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)}$$

$$(3) I_4 - I_5 = 0 \rightarrow \frac{V_{IN} - V_1}{R_4} - \frac{V_1 - V_L}{R_5} = 0 \rightarrow \boxed{V_1 = \left(\frac{V_{IN} \cdot R_5 + V_L \cdot R_4}{R_4 + R_5}\right)}$$

$$(4) I_3 + I_5 - I = 0 \rightarrow \frac{V_2 - V_L}{R_3} + \frac{V_1 - V_L}{R_5} - I = 0$$

Denklem 1'deki  $V_L = I \cdot R_L$  formülünden  $V_L$  yerine  $I \cdot R_L$  yazıyoruz.

$$(5) \left[ V_{IN} \cdot \left[ \frac{R_1(R_3 + R_5) + R_2 \cdot R_5}{R_1 \cdot R_3 \cdot (R_4 + R_5)} \right] = I \cdot \left( \frac{R_L \cdot (R_1 \cdot (R_3 + R_5) - R_2 \cdot R_4)}{R_1 \cdot R_3 \cdot (R_4 + R_5)} + 1 \right) \right]$$

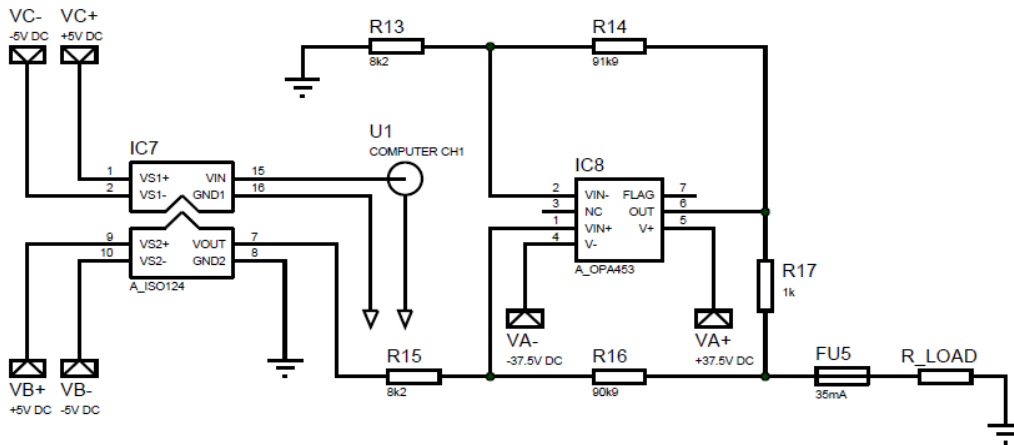
Burada çıkış akımının karşılaşıcağı yükten ( $R_L$ ) bağımsız olabilmesi için  $(R_1 \cdot (R_3 + R_5) - R_2 \cdot R_4)$  İfadesinin '0' a eşit olması yani devredeki dirençlerin birbirleriyle orantılı olması gerekmektedir. Bu durumda  $(R_1 \cdot (R_3 + R_5) = R_2 \cdot R_4)$  ifadesi ortaya çıkar ve sonuç olarak çıkış akımı;

$$(6) V_{IN} \cdot \left[ \frac{R_2 \cdot R_4 + R_2 \cdot R_5}{R_1 \cdot R_3 \cdot (R_4 + R_5)} \right] = I$$

Cihazın çıkış akımı  $\therefore I = V_{IN} \cdot \left[ \frac{R_2}{R_1 \cdot R_3} \right]$  ifadesine eşit olur.

### 2.3. Uyarıcı Kısım (İzolasyon yükseltici ve Geliştirilmiş Howland akım kaynağı)

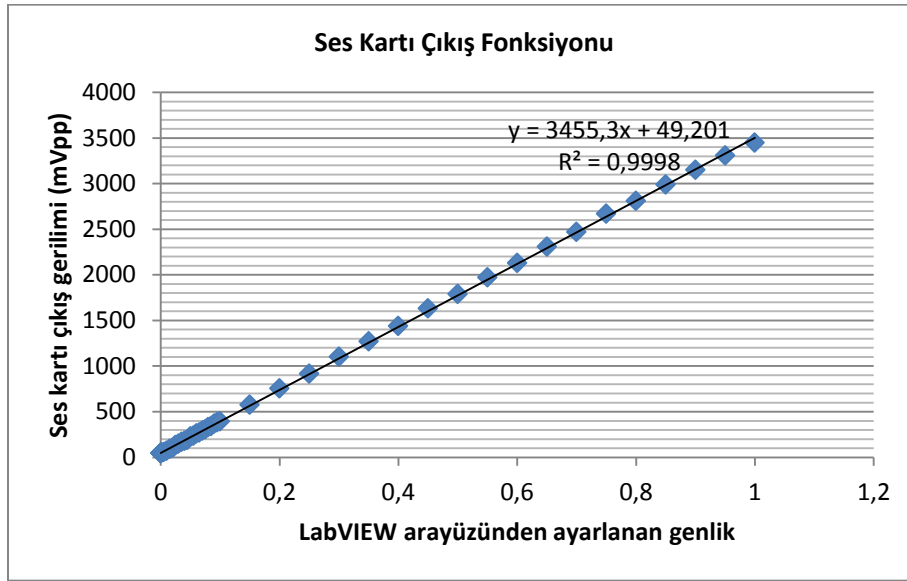
Bu kısım sistemimizin uyarıcı kısmıdır. Gerilim kontrollü akım kaynağı ve izolasyon yükselteç burada yer almaktadır Şekil 2.6. İzolasyon üreticinin sinyal giriş bacağına bilgisayarın ses çıkışı bağlanmaktadır. İzolasyon yükselteci giren sinyali modülasyon-demodülasyon tekniği ile aktarmakta ve ses kartı ile besleme arasında yalıtım sağlamaktadır. Buradan tetik alan akım kaynağı gelen gerilimi yaklaşık 38 dB kadar yükselterek ve akıma çevirerek sabit çıkış akımı elde etmemizi sağlamaktadır.



Şekil 2.6. Elektriksel stimulator devresi.

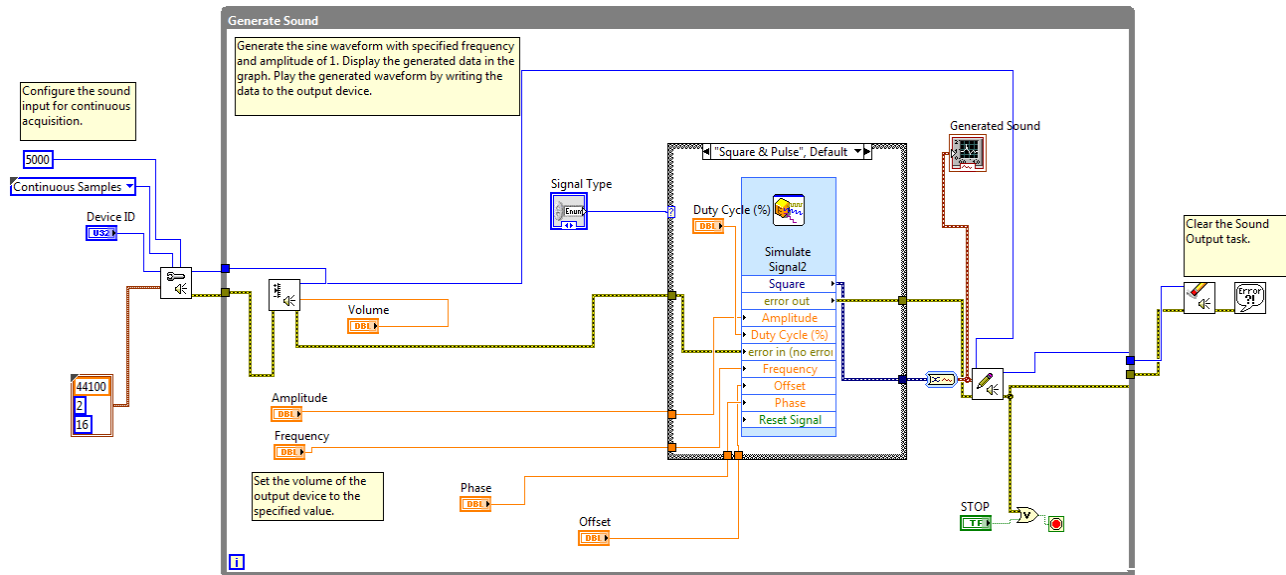
### 2.4. Bilgisayar Kontrolü – Arayüzü

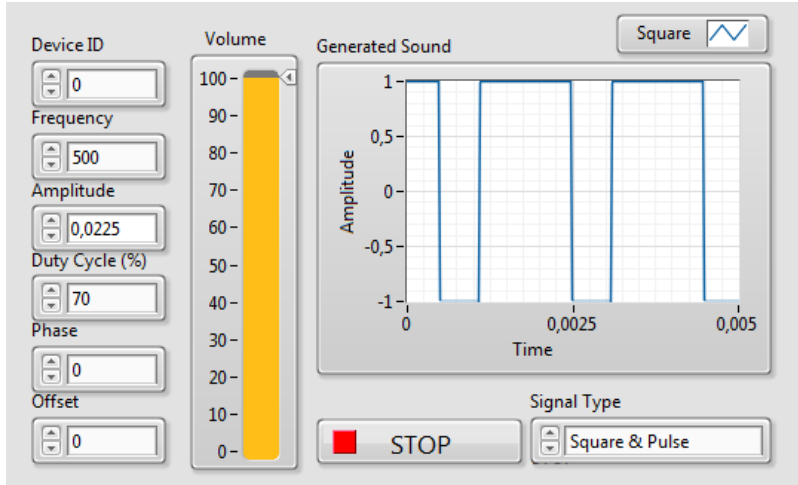
Sistemin bilgisayar arayüzü 'National Instrument' firmasının programı olan LabVIEW'da tasarlanmıştır (Şekil 2.8 ve 2.9). LabVIEW grafiksel olarak programlama yapılabilen yazılımdır. Bilgisayar olarak Lenovo V570c model bir dizüstü bilgisayar kullanılmaktadır. Bilgisayarın ses kartı doğrusal çıkış vermektedir (Şekil 2.7). Bu sistemde kullanılan dizüstü bilgisayarın ses kartı özellik olarak en fazla 20,000 Hz frekansına çıkabilir, genlik olarak da yaklaşık  $\pm 3,5 V_{pp}$  AC gerilim üretebilmektedir.



Şekil 2.7 Bilgisayar ses kartı çıkışı.

Arayüzün oluşturulmasında LabVIEW yerine MATLAB gibi diğer programlar da kullanılabilir.

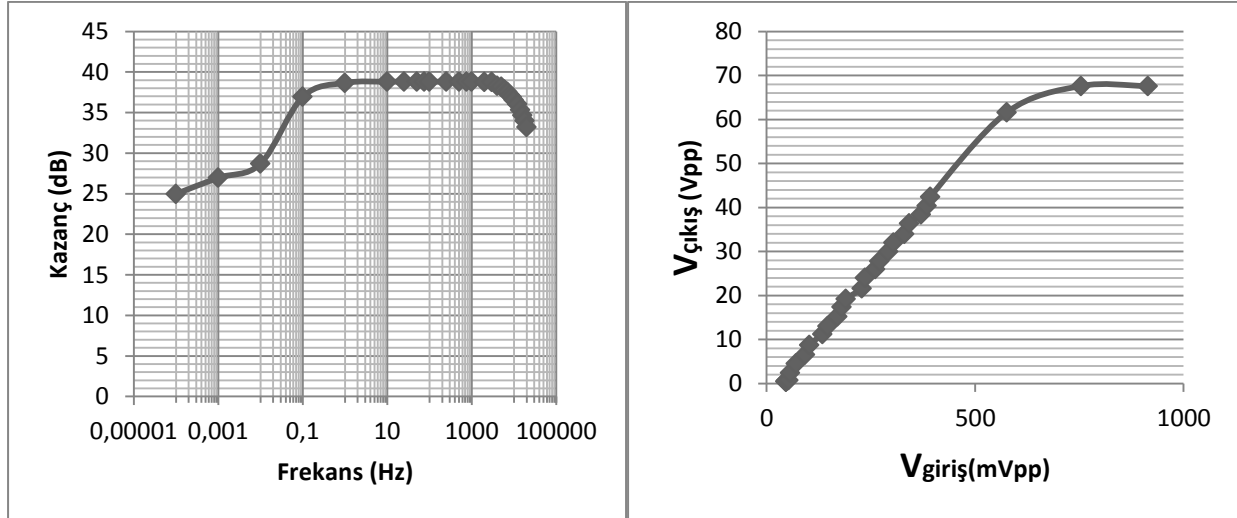




Şekil 2.9 LabVIEW kullanıcı arayüzü.

### 3. Sonuçlar

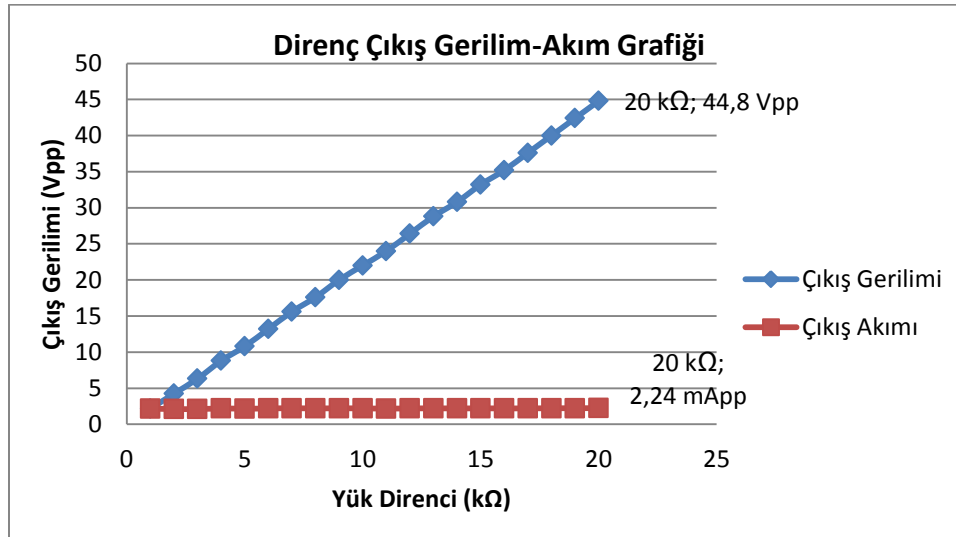
Sistemin frekans ve giriş-çıkış cevabı (Şekil 3.1) cihazın kullanım amacına uygun olarak sonuç vermektedir. Sistem 10-10,000 Hz aralığında çalışmaktadır.



Şekil 3.1 (a) Cihazın Frekans Cevabı ve (b) Cihazın Giriş-Çıkış Cevabı.

Cihazın çıkışında yükten ve yük geriliminden bağımsız olarak sabit bir çıkış akımı elde edilebilmelidir. Bu ideal akım kaynakları için yapılan tanımdır. Gerçekte olan ise değişen direnç değerleri karşısında çıkış akımının olabilecek en az değerlerde değişmesidir. Şekil 3.2 de yer alan grafikte değişen yük dirençleri karşısında çıkış akımının durumu gözlenmektedir.





Şekil 3.2 Yük direncinin değişen değerleri karşısında çıkış gerilimi (mavi) ve çıkış akımı (kırmızı) değişimleri (Sistem çıkışta 1 kΩ direnç karşısında 2,2 mA<sub>pp</sub> akım üretecek şekilde ayarlanmıştır.).

#### 4. Tartışma

Geliştirilmiş Howland akım kaynağı (GHAK) ile kurulan devrelerde verim alabilmek için çıkış empedansının olabildiğince yüksek olması gerekmektedir ve bunu sağlayabilmek için kullanılan dirençler mümkün mertebe çok düşük toleranslı ve birbirine maksimum derece yakın değerlerde olmalıdır. Bu sağlandığı takdirde çıkış akımı direnç değişimleri karşısında değerini koruyabilmektedir.

Cihazda kullanılan izolasyon yükseltici (ISO 124) yapısı gereği çıkış işaretinde gürültü meydana getirebilmektedir. Bunu önlemek için tüm devrenin hem besleme bacaklarına kondansatör bağlanmalı hem de işaret çıkışı alçak geçiren bir filtreden süzülmelidir.

Bilgisayar ses kartının sınırlı gerilim ve frekans üretebiliyor olması bu tip uygulamalarda kısıtlayıcı bir etken olarak ortaya çıkmaktadır. Bu tür kısıtlamalar; yüksek frekanslı çalışmalarda akım kaynağı olarak kullanılmak istenen gerilim-akım dönüştürücülerin, bilgisayar ses kartları yerine harici sinyal üreteçleriyle tetiklenmesini gerekli kılmaktadır. Bu cihazın tasarlanma ve üretim amacı; biyomedikal öğrencilerine elektrofizyoloji deneyleri hakkında fikir verebilecek deneylerde uygun fiyatlı bir ürün olarak kullanmaktır, Bu sebeple yapılacak deneylerde ihtiyaç duyulacak tetikleme gerilimi ve frekansına bilgisayar ses kartlarının erişebilmesi bizim için bir kısıtlama olmaktan çıkmıştır.

#### Teşekkür

Boğaziçi Üniversitesi-Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü ve Fatih Sultan Mehmet Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi öğretim üyeleri ile beraber Prof. Dr. Fevzi Yılmaz ve Dr. Mustafa Z. Yıldız'a motivasyonuma yaptıkları katkılardan dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

## Referanslar

- [1] Güçlü, B. "Low-cost computer-controlled current stimulator for the student laboratory" Advances in Physiology Education, vol. 31, 2007
- [2] Güçlü, B. *Biomedical Instrumentation Laboratory Manuals*. Istanbul: Boğaziçi Univ. Press, 2006.
- [3] Pehlivan, F. *Biyofizik*. Hitit Kitabevi 1989;153-157.
- [4] Franco, S. *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits* 3<sup>rd</sup> ed. Mc Graw Hill 2002; 63-71
- [5] Johnson, C. D. *Process control instrumentation technology*, 8<sup>th</sup> ed. Pearson-Prentice hall 2006; 96-97, 627