

5. ELEKTROTLAR VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER

5.1 Giriş

- Vücuttan algılanması gereken bir biyoelektrik potansiyelin aktarılması gerektiğinde, hasta ile cihaz arasında bir çeşit **elektrodun** bağlantı görevini üstlenmesi gerekir.
 - Kuvvet, basınç veya sıcaklık gibi elektriksel olmayan diğer bütün durumlarda, bir fiziksel büyüklüğü bir elektriksel işarete dönüştürmek için bir **dönüştürücü** kullanmak gerekir.
- Genelde dönüştürücü terimi, ölçüm veya kontrol yapmak maksadıyla enerjiyi bir türden başka bir türe dönüştüren ölçme düzeni elemanları için kullanılmaktadır.
- Elektrotlar da, biyokimyasal enerjiyi elektrik enerjisine dönüştüren birer kimyasal dönüştürücü olmasına rağmen bunlar, elektrotlar adı ile ayrı bir başlık altında incelenmektedir.
- **Dönüştürülebilir bir özellik**, fiziksel olayın, o parametreyi tek başına tanımlayabilme ve bir cihaz veya işlem aracılığıyla elektriksel bir işarete dönüştürebilme kabiliyeti ile ilgili bir karakteristiktir. Örnek olarak karbondioksitin (CO_2); (2,7), (4,3) ve (14,7) mikrometre (μm) dalga boyuna sahip elektromanyetik dalgaları emme özelliği vardır.
- **Dönüştürme** ise dönüştürülebilir özelliğin elektriksel bir işarete dönüştürülmesinde kullanılan işlemi tarif eder.

→ Dönüştürücüler, dönüştürme için aracı bir eleman kullanırken elektrotlar bu işlemi doğrudan gerçekleştirmektedir.

5.2 Dönüştürücü Hata Kaynakları

- Dönüştürücüler de, tıpkı diğer düzenlerde olduğu gibi belirli bazı hatalar içerirler.
- Bunları araya girme, uygulama, karakteristik, dinamik ve ortam hataları olmak üzere 5 ayrı kategoriye ayrılabilir.

5.2.1 Araya Girme Hataları

- Bu tip hatalar dönüştürücünün ölçüm yapılan sisteme bağlanmasıyla ölçüm işlemleri esnasında ortaya çıkan çok genel bir hata türüdür.
- Örnek olarak, bir elektrik devresinde ölçüm yaparken kullanılan voltmetrenin doğal empedansı ölçüm yapılan devrenin empedansından çok daha büyük olmalıdır, aksi halde devrede yükleme meydana gelir ve ölçümde önemli bir hata yapılmış olur.

5.2.2 Uygulama Hataları

- Bu tip hatalar, kullanıcı tarafından ortaya çıkarılırlar. Bu tip hatanın da pek çok türü vardır.
- Sıcaklık ölçümünde sık görülen hatalardan birisi ya probun yanlış konumlandırılması ya da probun ölçüm sisteminden hatalı bir şekilde yalıtılmış olmasından kaynaklanır.

- Kan basıncının ölçülmesinde sık yapılan hatalar ise sistemdeki hava veya diğer gazların tam boşaltılmaması ya da ölçüm yaparken dönüştürücünün kalp çizgisi üstünde veya altında tutulması nedeniyle gerçek değer üstüne ek bir basıncın eklenmesi veya çıkarılması şeklinde olur.

5.2.3 Karakteristik Hatalar

- Bu tip hatalar genellikle cihazın kendine has özellikleriyle ilgili hatalardır.
- Bu tip hatalar bir dc ofset, hatalı bir eğim veya mükemmel derecede doğrusal olmayan bir eğimden kaynaklanabilir.

5.2.4 Dinamik Hatalar

- Çoğu dönüştürücü statik bir değerle kalibre edilmiştir ve bu yüzden hızlı değişimlere kolayca cevap veremezler.
- Örneğin, termistörler, sıcaklıkta basamak şeklindeki ani bir değişime birkaç saniye içerisinde cevap verebilirler.
- Dinamik hatayla ilgili problemler cevap zamanı, genlik ve faz bozulmasını (distorsiyon) içermektedir.

5.2.5 Ortam Hataları

- Bu hatalar, dönüştürücünün kullanıldığı ortamla ilgili hatalardır.
- Genellikle ortam sıcaklığı ile ilgili problemler olmasına karşın titreşim, şok, yükseklik, kimyasal ve madde etkileşimi gibi bazı faktörleri de içerebilir.

5.3 Dönüştürücülerle İlgili Temel Kavramlar

Duyarlılık, Hassasiyet Hatası, Ölçüm Alanı, Dinamik Alan, Hassasiyet, Çözünürlük, Doğruluk, Ofset, Doğrusallık, Histerisiz, Tepki Zamanı, Dinamik Doğrusallık

5.3.1 Duyarlılık

- Bir dönüştürücünün duyarlılığı çıkış karakteristik eğrisinin eğimi veya daha genel bir ifade ile çıkışta hissedilebilir bir değişim meydana getiren girişteki minimum fiziksel parametre düzeyidir.
- Bazı dönüştürücülerde duyarlılık, standart bir çıkış değeri elde etmek için gereken giriş düzeyi olarak tanımlanır. Diğerlerinde ise belli bir giriş değerine karşı çıkıştan alınan düzey şeklinde ifade edilir. Örneğin, tipik kan basıncı ölçen bir dönüştürücünün duyarlılığı $10 \mu\text{V/V/mmHg}$ olabilir; yani, her 1 V'luk uyarma gerilimi ve her 1 mmHg'lık basınç için $10 \mu\text{V}$ 'luk bir çıkış gerilimi elde edilecektir.

5.3.2 Hassasiyet Hatası

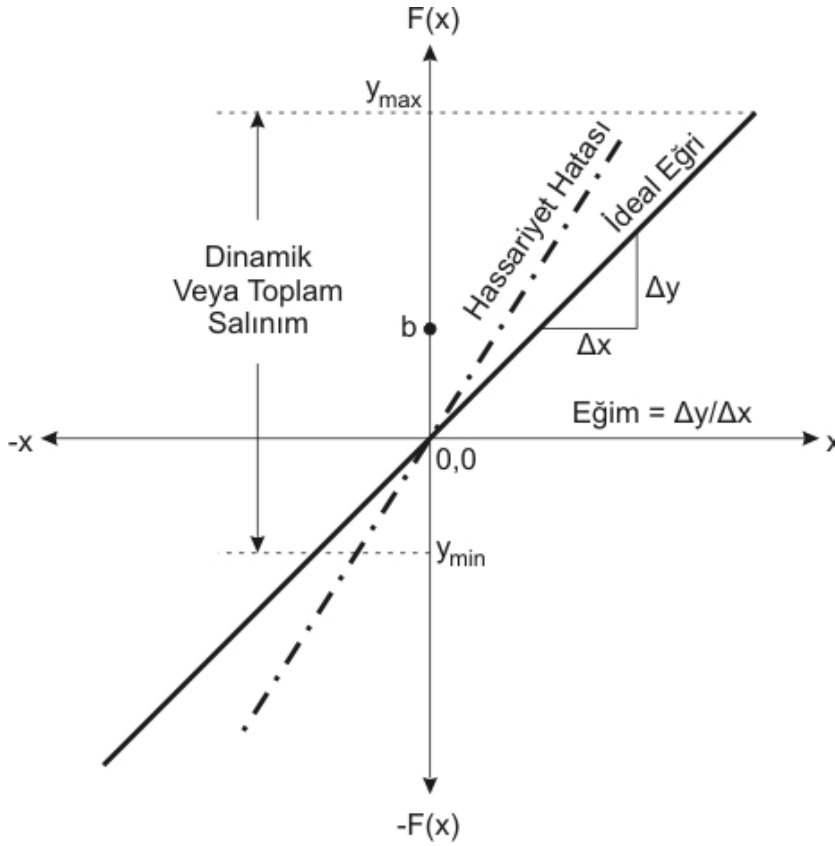
- Hassasiyet ideal karakteristik eğriden sapmalardır. Örneğin, yukarıda bahsedilen basınç dönüştürücüsünün hassasiyeti $10 \mu\text{V/V/mmHg}$ yerine $7.8 \mu\text{V/V/mmHg}$ olabilirdi.

5.3.3 Ölçüm Alanı

- Bir dönüştürücünün ölçüm alanı uygulanan parametrenin dönüştürücünün tarafından ölçülebilecek en düşük ve en yüksek seviyeleridir. Örneğin, herhangi bir basınç ölçen dönüştürücüsünün ölçüm alanı -400 'den $+400$ mmHg'ye kadar olabildiği gibi -50 mmHg ve $+450$ mmHg'lık aralığa da sahip olabilir.

5.3.4 Dinamik Alan

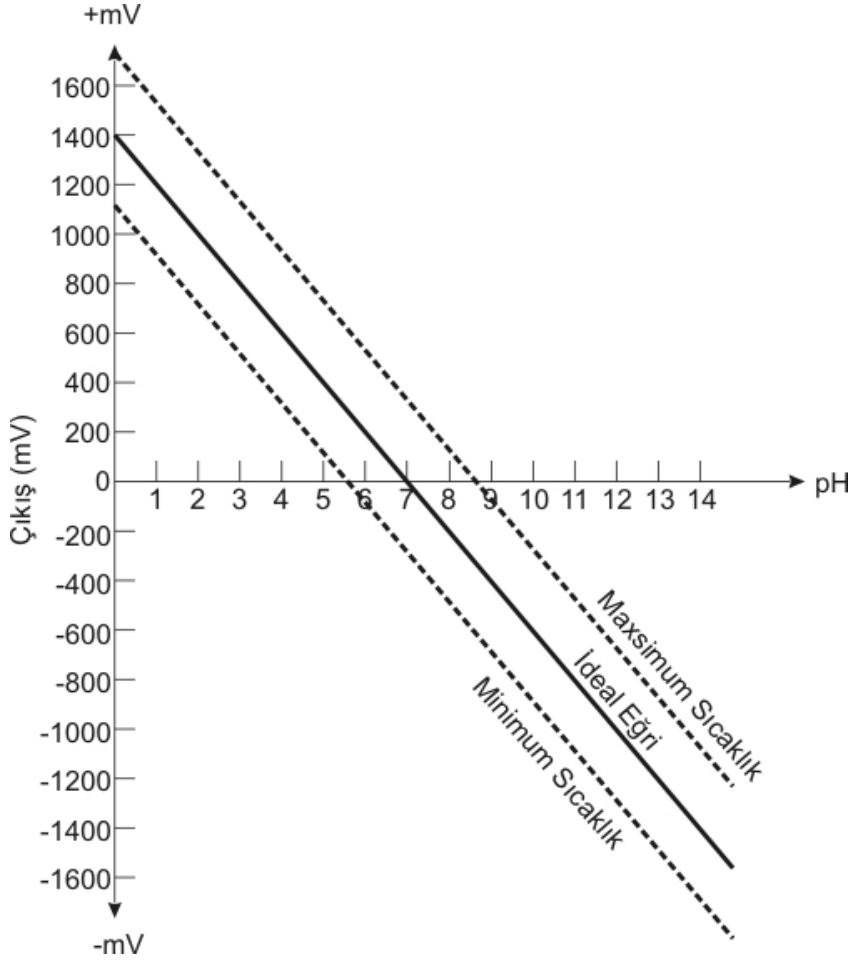
Dinamik alan, dönüştürücünün minimumdan maksimuma kadar ölçüm yapabildiği toplam alandır. Şekil 5.1'deki ifadelerin ışığında, dinamik alan, $R_{\text{dinamik}} = Y_{\text{max}} - | -Y_{\text{min}} |$.



Şekil 5.1 İdeal eğri ve hassasiyet hatası

5.3.5 Hassasiyet

Hassasiyet kavramı, bir ölçümün tekrarlanabilirlik derecesini gösteren bir ifadedir. Diğer bir ifadeyle, eğer aynı değer birkaç kez ölçülseydi ideal bir dönüştürücü her seferinde aynı değeri verecekti. Fakat gerçek dönüştürücüler, doğru değerine yakın bir dizi farklı dağılım değeri sunarlar.



Şekil 5.2 Tipik bir pH elektrodun karakteristik eğrisinde görülen sıcaklık hassasiyeti problemi.

5.3.6 Çözünürlük

Bu özellik, çıkış işareti üzerinde izlenebilecek bir değişim meydana getiren en küçük giriş değerini ifade etmektedir. Çözünürlük, ya çıkış değerinin bir oranı (veya tam sapma okuması) şeklinde ya da mutlak değerlerle ifade olunur.

5.3.7 Doğruluk

Bir dönüştürücünün doğruluğu, o anda ölçülen değer (bir birincil veya iyi bir ikincil standart aracılığıyla ölçülen) ile dönüştürücünün çıkışında görülen sinyal arasındaki maksimum farktır. Yine, doğruluk, ya tam sapma değerinin bir yüzdesi ya da mutlak bir değer şeklinde ifade edilir.

5.3.8 Ofset

Bir dönüştürücünün ofset hatası, çıkışın sıfır olması gerektiği durumda çıkışta görülen değerdir.

5.3.9 Doğrusallık

Bir dönüştürücünün doğrusallığı, bu dönüştürücünün ölçülen eğrisinin ideal eğriden ne kadar saptığıyla bağlantılı bir ifade ile tanımlanır.

Doğrusallık, çoğunlukla doğrusal olmayan karakteri belirten bir yüzde ile tanımlanır:

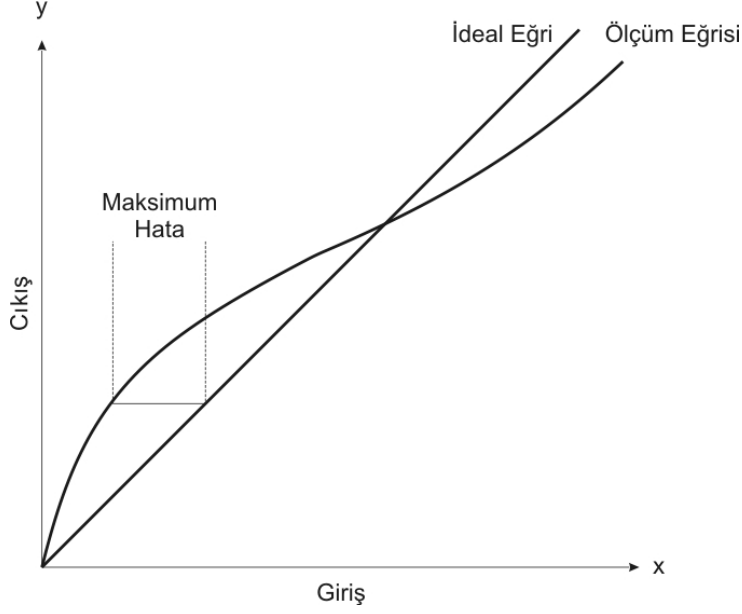
$$\text{Doğrusallıktan sapma (\%)} = (D_{\text{in(max)}} / IN_{\text{f.s}}) \times 100 \quad 5.1$$

Burada;

Doğrusallıktan sapma (%) : doğrusallıktan sapma yüzdesi.

$D_{\text{in(max)}}$: Girişteki maksimum sapma.

$IN_{\text{f.s}}$: Maksimum tam sapma girişi.

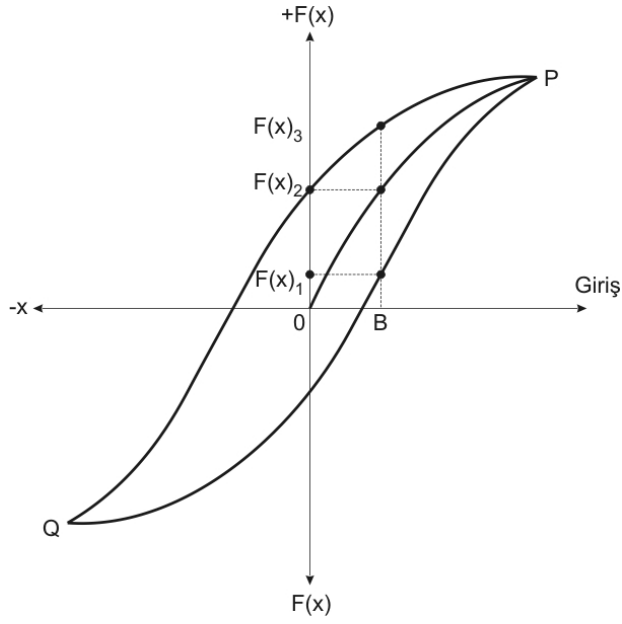


Şekil 5.3 Doğrusallık hatasını gösteren ideal eğri ile ölçülen eğri karşılaştırması.

Eş. 5.1 ile tanımlanan statik doğrusallıktan sapma sıcaklık, titreşim, akustik gürültü düzeyi ve nem gibi bazı çevresel faktörlerin etkisi altındadır. Bu durumda belirtilen özelliklerin hangi koşullar altında geçerli olduğunu ve bu koşullardan sapıldığı takdirde doğrusallıkta doğrusal değişim olmayabileceğini bilmek gerekir.

5.3.10 Histeresiz

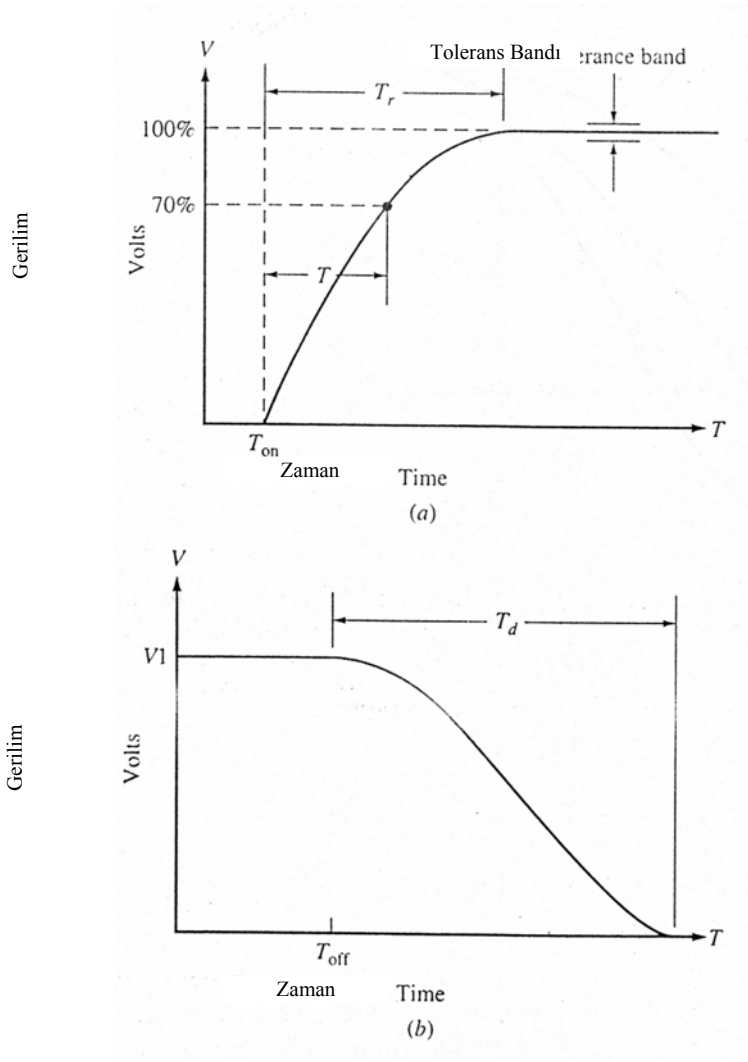
Bir dönüştürücünün değişim yönü ne olursa olsun giriş parametresindeki değişimleri tam olarak takip edebilmelidir. Histeresiz bize bu kabiliyetin bir ölçüsünü verir



5.4 Histeresiz eğrisi

5.3.11 Tepki Süresi

Dönüştürücüler giriş parametresinde bir değişiklik meydana geldiğinde hemen çıkışlarını değiştirmezler. Bunun yerine yeni duruma geçiş belli bir süre içerisinde gerçekleşir. Bu süreye tepki süresi (Şekil 5.5'te T_r) adı verilir.



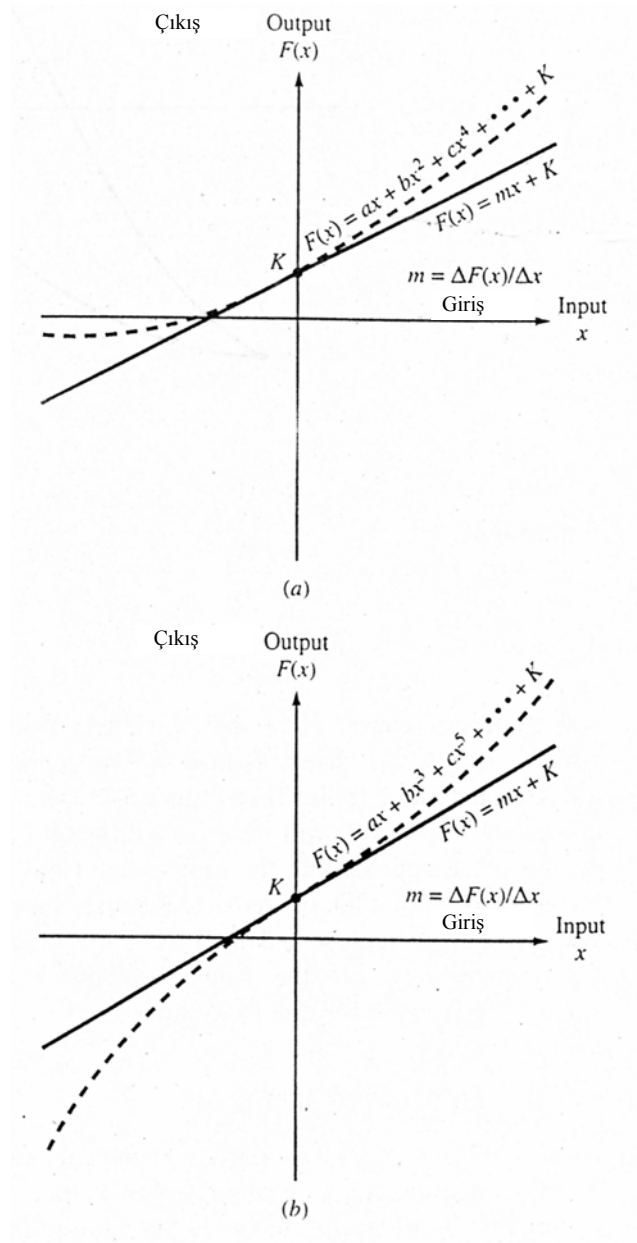
Şekil 5.5 a) Yükselme süresi tanımı, b) Alçalma süresi tanımı.

5.3.12 Dinamik Doğrusallık

- Bir dönüştürücünün dinamik doğrusallığı giriş parametresindeki hızlı bir değişimi takip edebilme kabiliyetine bakılarak belirlenen bir ölçektir. Bir sistemdeki histeresiz oranını düşük kabul ederek genlik cevabı aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$F(X) = aX + bX^2 + cX^3 + dX^4 + \dots + K$$

5.2



Şekil 5.6 Çıkışa karşılık giriş sinyallerini gösteren eğriler a) kuadratik hata b) kübik hata.

- Eş. 5.2’de $F(X)$ terimi çıkış sinyalini, X terimleri giriş parametresi ile onun harmoniklerini ve K ise ofset sabitini (eğer varsa) temsil etmektedir.

- Şekil 5.6a'daki kalibrasyon eğrisi (kesik çizgilerle gösterilen) asimetriktir ve böylece sadece tek harmonikler bulunur. İdeal eğri denkleminin $F(x) = mx + K$ olduğunu kabul edersek, Eş. 5.2 simetrik durum için aşağıdaki hale gelir;

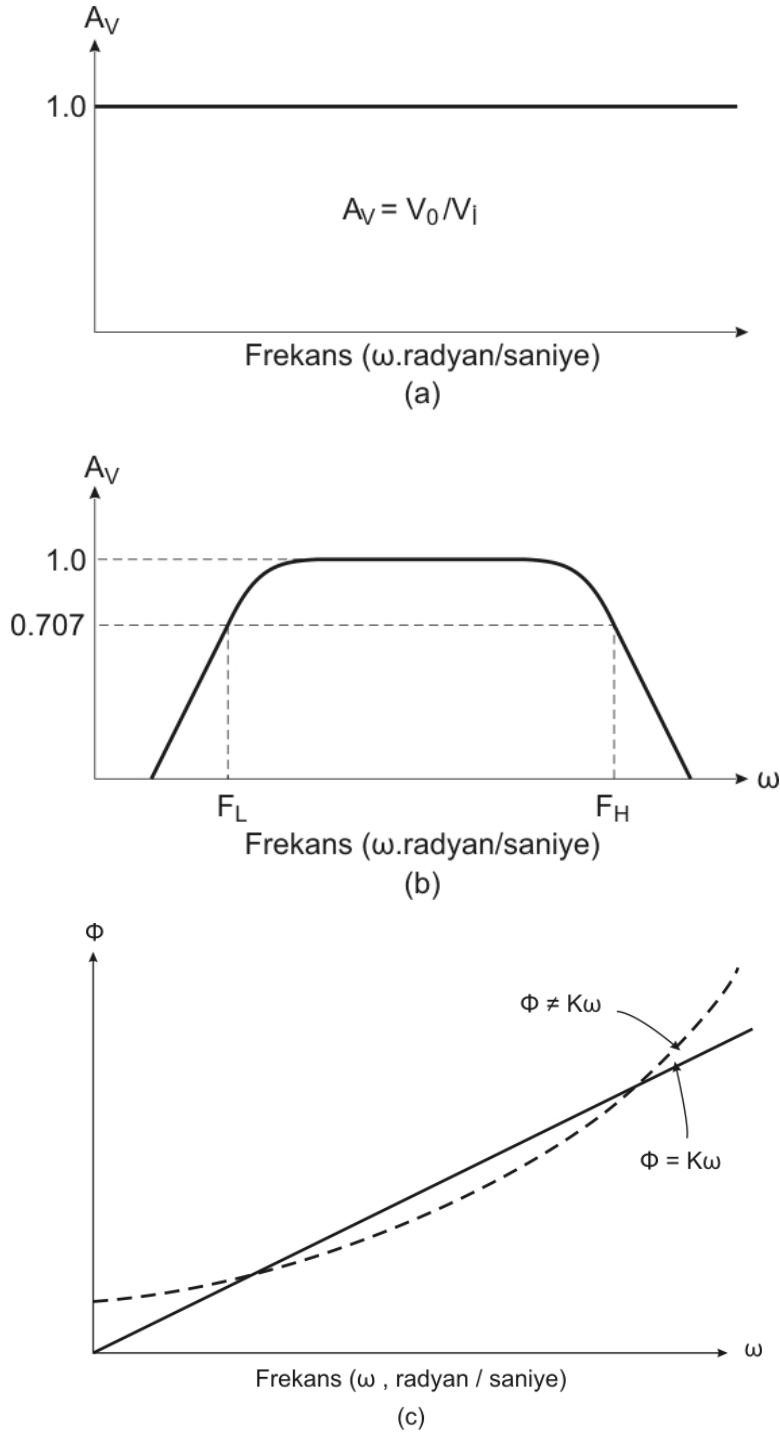
$$F(X) = aX + bX^2 + cX^4 + \dots + K \quad 5.3$$

Diğer kalibrasyon eğrisi tipinde (Şekil 5.6b), ideal $mx + K$ eğrisi için verilen değerler simetriktir. Bu durumda, $F(x) = -F(-x)$ 'tir ve Eş. 5.2'nin yeni durumu aşağıdaki gibi olur:

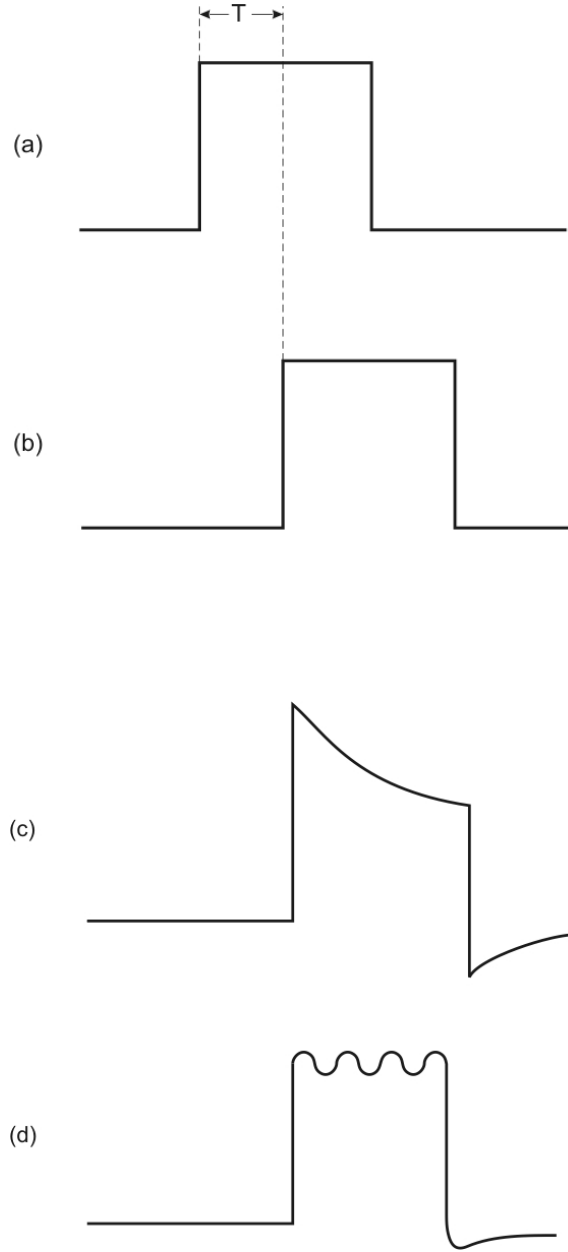
$$F(X) = aX + bX^2 + cX^5 + \dots + K \quad 5.4$$

5.4 İleri Algılama için Sinyal İşleme Teknikleri

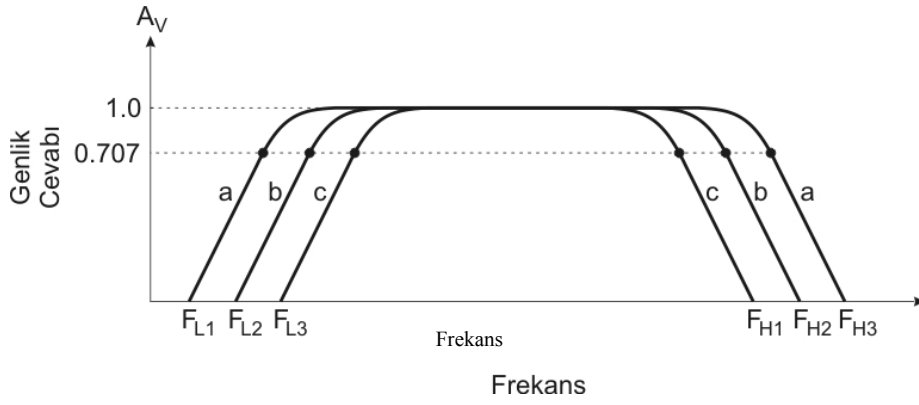
- Elde edilen verilerin, algılanan fiziksel olayı tam ve doğru bir şekilde temsil ettiğinden emin olmak için gereken dönüştürücü seçimi çok uzun işlemler gerektirir.
- Dinamik bir girdi ortamında doğru çalışmayı elde edebilmek için seçilen dönüştürücü **düz bir cevap eğrisine** sahip olmalıdır. Bunun anlamı; **genlik ve faz bozulmalarından, çınlamadan ve rezonans etkilerinden** tamamen arındırılmış olmalıdır.
- Dönüştürücünün **frekans cevabı** ve **kullanılan sinyal işleme sistemi** bunun bir göstergesidir.



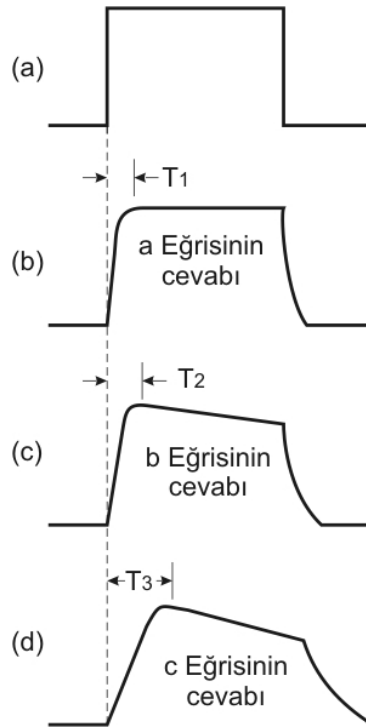
Şekil 5.7 Frekans cevabı karakteristikleri a) geniş bantlı b) bant geçiren c) bir sensörün frekans faz ilişkisi.



Şekil 5.8 a) Kare dalga b) Yayılım gecikmesi c) dar band etkisi d) çınlama



Şekil 5.9 Band geçiren filtre frekans cevabı karakteristikleri.



Şekil 5.10 Eğrilerin bir kare dalga (a) sinyaline verdiği cevap

- Yukarıdaki tartışmadan çıkarılabilecek yanlış bir sonuç, tasarımcının yükselteç seçerken mümkün olduğunca geniş bantlı bir yükselteç seçmesinin gerektiğidir.

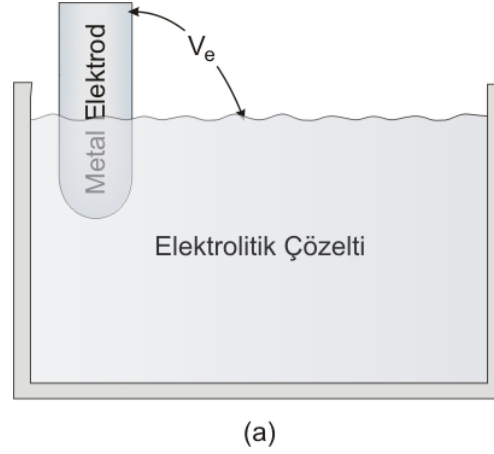
- Fakat aslında gerçek durum böyle değildir. Çünkü bant genişliğinin yüksek tutulması gürültü ve çınlama, rezonans gibi bir takım giriş işareti ile ilgili problemleri beraberinde getirir.

5.5 Biyofiziksel Algılamada Kullanılan Elektrotlar

- Biyoelektrik, canlı organizmaların farklı yoğunluklardaki farklı iyonlardan meydana gelmiş olması gerçeğinden kaynaklanan doğal bir olaydır.
 - İyonik iletkenlik, mühendis ve teknoloji ile uğraşanların yakından bildiği elektronik iletkenlikten farklıdır.
 - İyonik iletkenlik pozitif ve negatif yüklü moleküllerden ibaret olan iyonların bir bölge içerisinde taşınmalarını içerirken, elektronik iletkenlik elektriksel bir alanın etkisiyle elektronların akışından meydana gelir.
 - Elektrolitik bir çözelti içinde iki nokta arasında iyon konsantrasyonları bakımından bir farklılık varsa potansiyel bir fark meydana gelir.
- **Biyoelektrotlar** iyonik iletkenliği elektronik iletkenliğe dönüştürerek elektronik devrelerde işlenebilir hale getirmeye yarayan sensörlerdir.
- Biyoelektrotların kullanmanın genel amacı elektrokardiyogram (ECG), elektroanselogram (EEG), elektromiyogram (EMG) gibi tıbbi açıdan önemli biyoelektriksel işaretleri toplamaktır
 - Biyoelektrotlar; **yüzey elektrotları, dahili elektrotlar ve mikroelektrotlar** olmak üzere üç temel grup altında incelenir.

5.5.1 Elektrot Potansiyelleri

- İnsanlar gibi yüksek dereceden organizmalarda cilt ve diğer dokular elektrolitik özellikte olduğundan bunlar elektrolitik çözeltiler şeklinde modellenebilir.



Şekil 5.11 Elektrolitik bir çözelti içerisine daldırılmış metalik bir elektrod

- Elektrot/elektrolit etkileşiminde iki temel reaksiyon meydana gelir: oksidasyon reaksiyonu ve eksiltme reaksiyonu.
- Elektrolit içinde kullanılan elektrot malzemesinden katyonların bulunduğu durum da gözönüne alınarak, elektrot atomlarının elektronlarını kaybederek elektrolit içinde katyon (pozitif iyon) durumuna gelmesi (oksidasyon reaksiyonu) veya tersine elektrolit içindeki elektrod malzemesinden olan katyonların, elektroddan elektron çalarak elektrot yüzeyinde birikmesi (eksiltme reaksiyonu) işlemleri ile karşılaşılır.

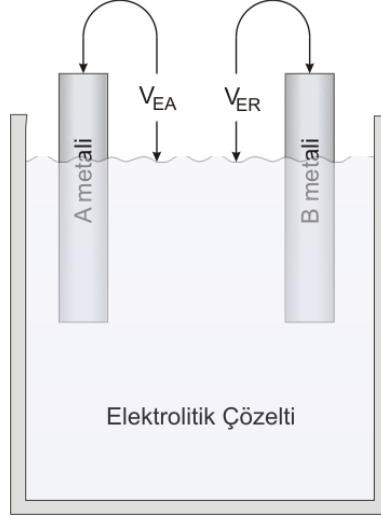


Tablo 5.1 Bazı elementlerin yarı-hücre potansiyelleri

Materyal	Yarı-hücre potansiyeli (Volt)
Alüminyum (Al ⁺⁺⁺)	-1,66
Çinko (Zn ⁺⁺)	-0,76
Demir (Fe ⁺⁺)	-0,44
Kurşun (Pb ⁺⁺)	-0,12
Hidrojen (H ⁺)	0
Bakır (Cu ⁺⁺)	+0,34
Gümüş (Ag ⁺)	+0,80
Platin (Pt ⁺)	+0,86
Altın (Au ⁺)	+1,50

- Uluslararası bilimsel kurumların anlaşmasına göre yarı-hücre potansiyellerinin belirlenmesi için sıfır referans noktası olarak hidrojen-hidrojen (H-H) elektrodu kullanılmaktadır. Esasen hidrojen elektrodu asit içine daldırılarak, etrafında hidrojen kabarcıkları oluşturulmuş platin elektroddan başka birşey değildir.

- Şekil 5.13'te olduğu gibi farklı maddelerden yapılmış iki elektrodu (A ve B) aynı elektrolitin içerisine batıralım. Her bir elektrot kendi yarı-hücre potansiyelini (V_{ea} ve V_{eb}) üretmeye başlar ve eğer iki metal de tamamen farklı iseler üretilen potansiyeller de farklı olacaktır ($V_{ea} \neq V_{eb}$).



Şekil 5.13 Aynı elektrolit içerisine daldırılmış farklı metallerin ürettiği potansiyel fark

- İki yarı hücre potansiyeli de farklı olduğundan aralarında, bir I_e elektrik akımının harici bir devre üzerinden akmasını sağlayacak bir V_{ed} fark potansiyeli bulunacaktır. Elektrot ofset potansiyeli diye de adlandırılan bu fark potansiyeli aşağıdaki gibi ifade edilir;

$$V_{ed} = V_{ea} - V_{eb} \quad 5.6$$

Örneğin, bir gümüş (Ag^+) elektrotla bir altın (Au^+) elektrodun aynı elektrolit içine daldırıldığını düşünelim. Bu durumda,

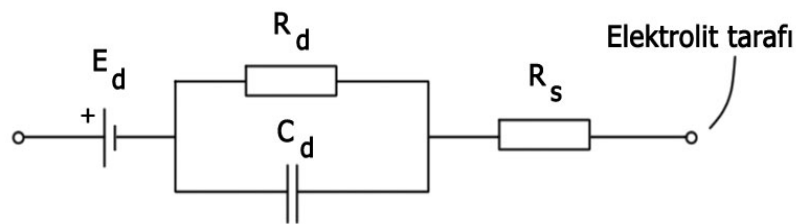
$$V_{ed} = V_{e(Au)} - V_{e(Ag)} \quad 5.7$$

$$V_{ed} = (+1,50V) - (+0,80 V) = +0,70 V$$

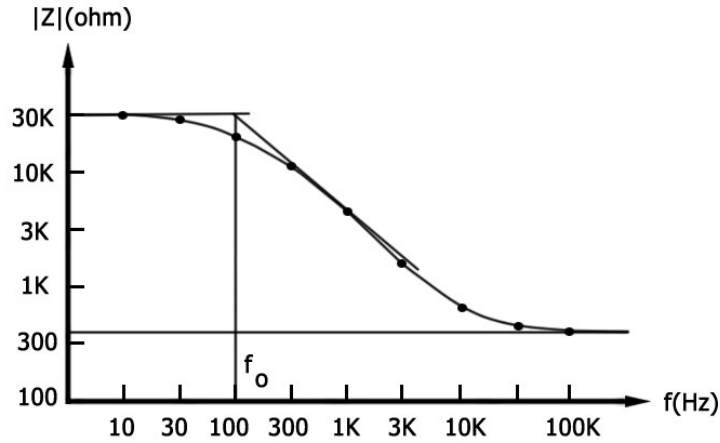
5.8

- Teorik olarak elektrotlar, polarize olan ve polarize olmayan elektrotlar olarak ikiye ayrılabilir.
- Polarize olan elektrotlarda, elektrot-elektrolit arayüzünde akım geçişi sınırlıdır ve elektrot bir kapasite gibi davranır.
- Polarize olmayan elektrotlarda akım, arayüzü serbestçe geçer ve bu elektrotlarda gerilim aşımı yoktur (Yarı-hücre potansiyeli ile akım çekildiği zaman oluşan potansiyel arasındaki fark gerilim aşımı olarak bilinir).
- Gümüş-Gümüş Klorür (Ag-AgCl) elektrodu pratik olarak polarize olmayan elektrot sınıfına girer ve bu yüzden, bu elektrotların yarı-hücre potansiyelleri oldukça karardır, yani gürültüleri çok azdır. Ayrıca bu elektrotların yapımı kolay ve ucuzdur.

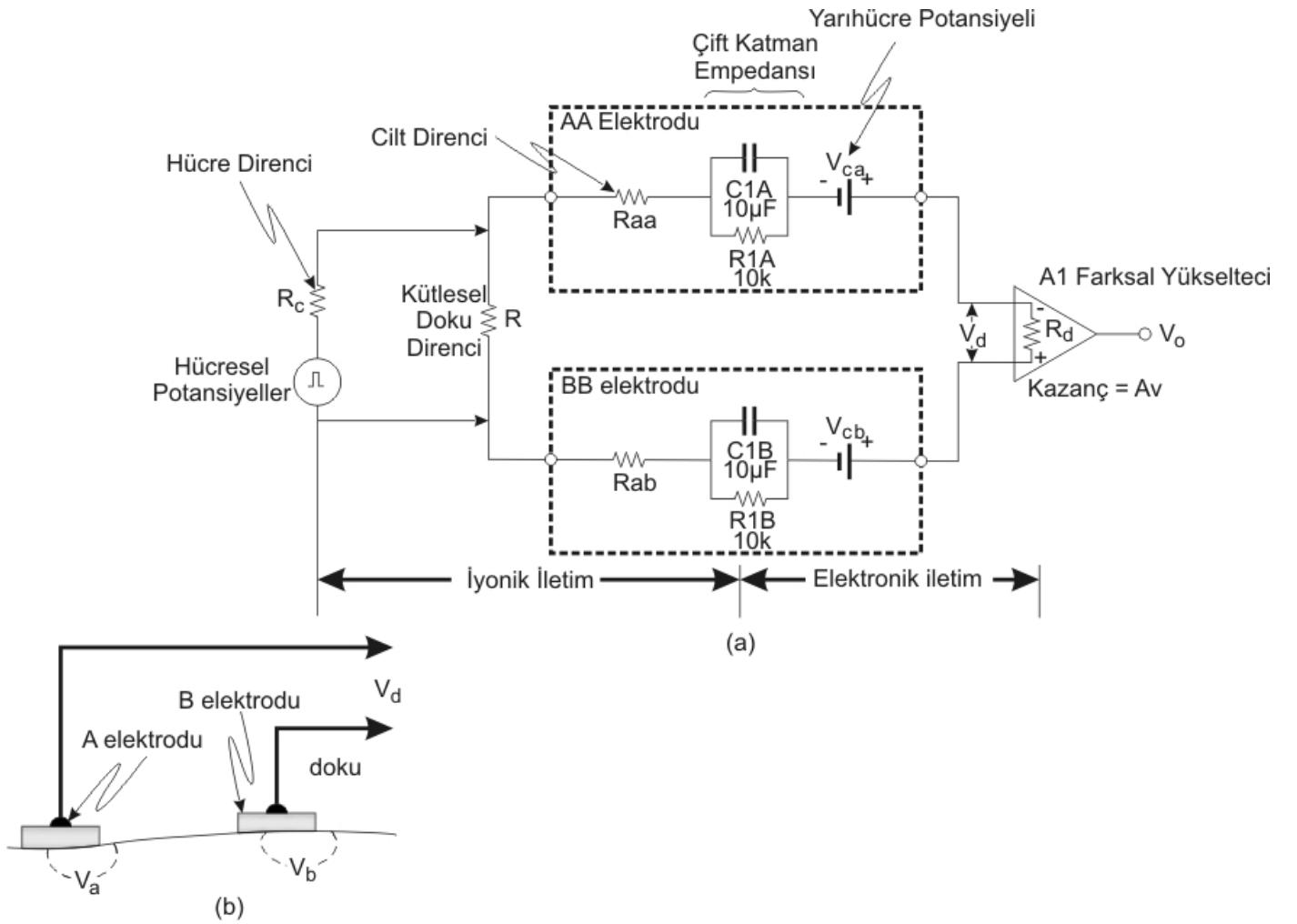
5.5.2 Elektrot Devre Modeli



- Bu modelde, C_d elektrod-elektrolit arayüzündeki yük birikiminin neden olduğu kapasiteyi, R_d ise bu kapasitenin kaçak direncini temsil etmektedir.
- E_d , elektrodun yarı-hücre potansiyeline karşılık olan gerilim kaynağıdır, R_s , ise elektrolitin direncine karşı gelir. Kullanılan elektrod, Ag-AgCl elektrodu ise C_d kapasitesi oldukça küçüktür ve bu yüzden kapasitif etki oldukça azdır.



Şekil 5.17 Bir elektrodun Ag-AgCl referans elektrodu ile arasındaki empedansın modülünün (genliğinin) frekansla değişimi



Şekil 5.18 Biyopotansiyel elektrodlar

a) biyopotansiyel elektrodun devre ile birlikte modeli

b) biyopotansiyel elektrotların cilt üzerindeki bağlantısı ve ürettikleri fark gerilimi.

5.5.3 Elektrot Potansiyellerinden Kaynaklanan Kayıt Problemleri

- Elektrot yarı-hücre potansiyeli, biyoelektrik işaretlerin toplanmasında önemli bir sorun oluşturur çünkü bu dc potansiyeller ile biyopotansiyeller arasında önemli ölçüde fark vardır.
- Bir biyoelekrot için yarı-hücre potansiyeli 1,5V civarındayken, biyopotansiyeller 1000 kat kadar daha zayıf olabilmektedir. EKG işaretinin yüzeyden ölçülen değeri 1 ila 2 milivolt iken EEG potansiyelleri 50 mikrovolt civarında olmaktadır.

Tıbbi cihaz tasarımcısı, yarı-hücre potansiyelinin meydana getirdiği bu ofset etkisinin üstesinden gelecek bir çözüm geliştirmek zorundadır. Bu nedenle:

1. İşareti toplamak için bir dc fark yükselteci kullanılabilir. Eğer elektrotlar tam olarak birbirinin benzeri iseler yarı-hücre potansiyelleri de tam olarak aynı olacaklardır. Teorik olarak eşit potansiyeller fark girişi olduklarından çıkışta birbirlerini iptal edeceklerdir. Bu yaklaşımın sakıncası, düşük seviyeli işaretlerin işlenmesi için gerekli olan yüksek kazancın yarı-hücre potansiyelleri üzerindeki bireysel etkilerinin farklı olmasıdır.
2. İşaret işleme devresi, elektrotların yarı-hücre potansiyellerinden kaynaklanan gerilimi dengeleyecek bir karşı ofset düzenine sahip olması gerekir. Bu yaklaşım belirgin bir çözüm sunmakla beraber, yarı hücre potansiyellerinin vücut ile elektrot arasında oluşan hareketten dolayı değişmesi nedeniyle sınırlı kalmaktadır. Elektrotlardaki hareketlenmeler ciddi gerilim dalgalanmalarına neden olabilir.

3. Giriş yükselteci ac kuplajlı yapılabilir. Bu seçenek belki de özellikle dc ofsetteki değişimlerin frekansı işaret frekansından çok daha küçük olduğu durumlar söz konusu olduğunda en etkili çözüm olarak gözükmektedir.

- Bazı biyotıp uygulamalarda işaret bileşenleri hemen hemen dc seviyeye yakındır. Örneğin, EKG işaretinin frekans içeriği 0.05 Hz ile 100 Hz arasında değişir. Bu yüzden EKG cihazlarında, hasta hareket ettikçe temel işaret değerinin değişmesi beklenmelidir.
- Çoğu durumda birinci ve üçüncü seçenekler tercih edilmektedir. Kullanıcı, işaret toplama için ac kuplajlı fark girişine sahip bir yükselteç kullanmalıdır.

5.6 Elektrot Çeşitleri

A) Yüzey elektrotları: Metal plaka elektrotları, emici düzenli (vakum pompalı) elektrotlar, gezici tipten elektrotlar, tümüyle atılabilir elektrotlar, bükülebilir elektrotlar, kuru elektrotlar,

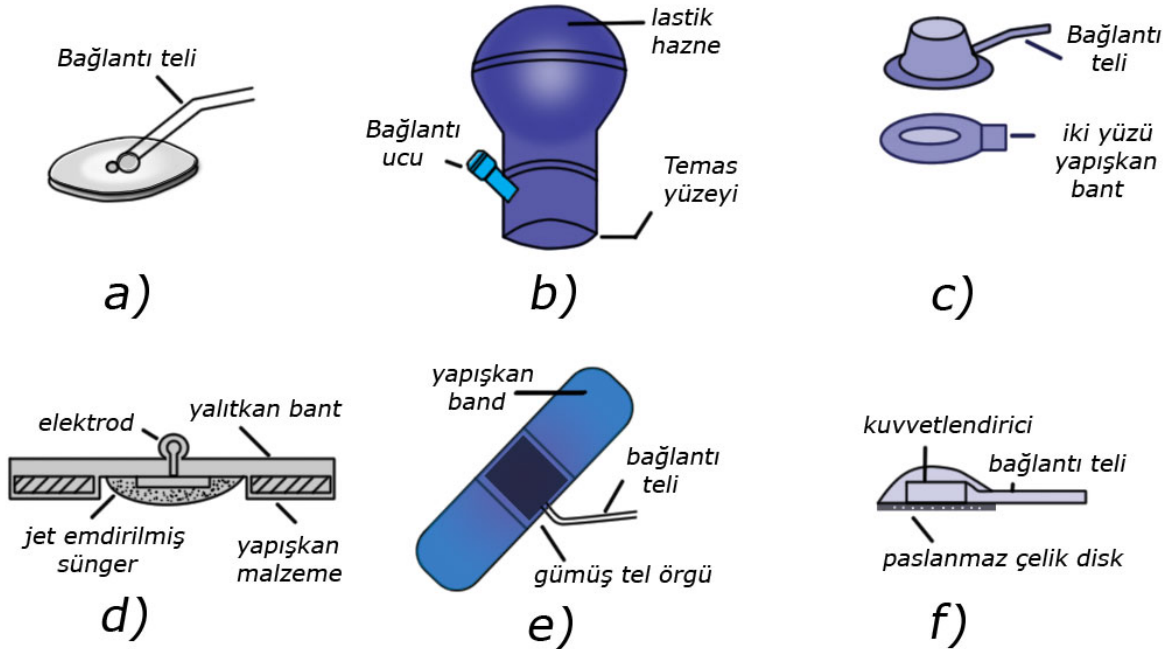
B) Dahili elektrotlar,

C) Mikroelektrotlar.

- **Yüzey elektrotları** denneğin cildi ile temas halinde olan elektrotlardır. Yüzey elektrotlarının çapları 0,3 ile 5 cm arasında değişmekle beraber genellikle 1 cm civarındadır.

- Elektrot tarafından görülen normal cilt direnci terli yüzeyler için $0.5 \text{ k}\Omega$ 'dan kuru cilt için $20 \text{ k}\Omega$ 'a kadar değişmektedir. Problemlili özellikle çok kuru hasta veya mikrop kapmış deride direnç $500 \text{ k}\Omega$ 'a kadar yükselebilir. Herhangibir durumda, yüzey elektrotlarını yüksek empedanslı bir gerilim kaynağı olarak düşünmek gerekir ki bu biyopotansiyelleri izlemek için kullanılan yükselteçlerin tasarımını etkileyen önemli bir faktördür. Çoğu durumda genel bir kural olarak, bir gerilim yükseltecinin giriş empedansı kaynak empedansının en az 10 katı olmalıdır. Bu durumda biyopotansiyel yükselteçlerinin giriş empedansı $5 \text{ M}\Omega$ veya üzerinde bir değer olmalıdır. Bu durum özel bipolar, BiFET veya BiMOS işlemsel yükselteçler kullanılarak kolaylıkla sağlanabilir.

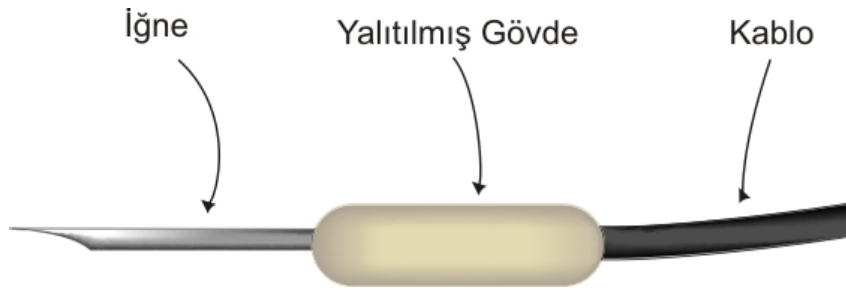
5.6.1 Yüzey Elektrotları



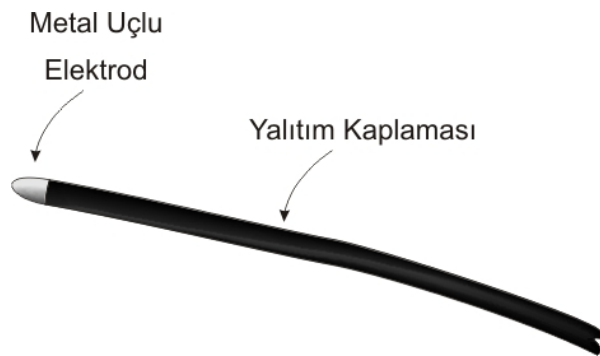
Şekil 1.5. Yüzey elektrotları: a) Metal plaka, b) Emici düzenli (vakum pompalı), c) Gezici tipten, d) Tümüyle atılabilir, e) Bükülebilir ve f) Kuru elektrotlar

5.6.2 Dahili Elektrotlar

Dahili elektrotlar, biyopotansiyel işaretleri vücut içinden algılamakta kullanılırlar. Deri altına batırılan iğne şeklinde olanları bulunduğu gibi, tümüyle vücut içine gömülüp harici yükseltece telemetri verici düzeni ile bağlı olanları da vardır. Bu tür elektrotlarda pasta kullanılmaz, elektrolit olarak hücre sıvısı mevcuttur.

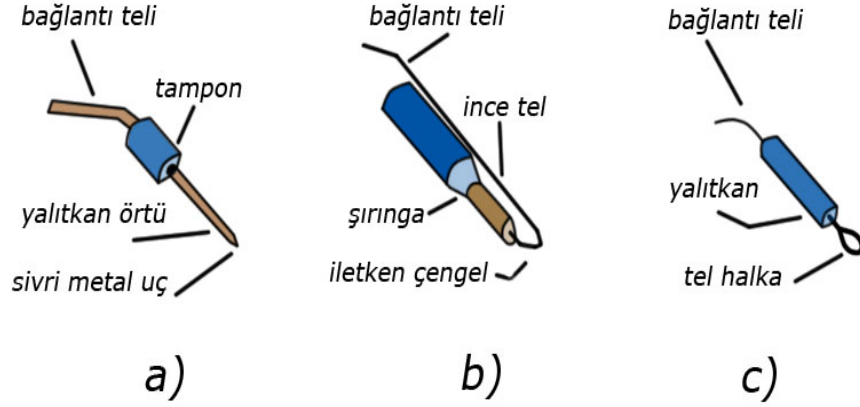


Şekil 5.20 İğne tipi EKG elektrodu.



Şekil 5.21 Dahili elektrot.

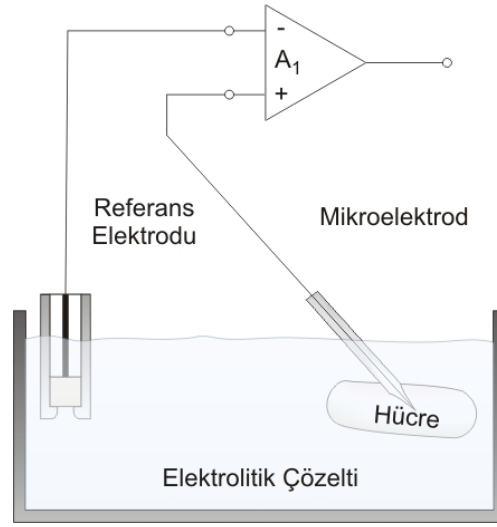
Dahili elektrotlar kullanılarak, yüzey elektrotlarına göre daha kararlı işaretler elde edilebilmesine karşılık bunların kullanılışı her zaman hastayı rahatsız etmektedir. Çünkü iğne çapları 0,1 mm ile 1 mm arasında değişmektedir.



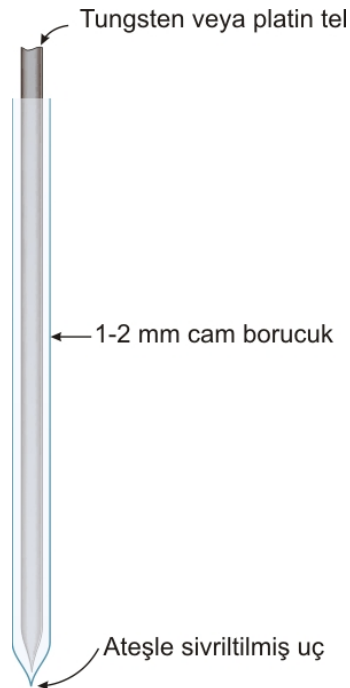
Şekil 5.22 Dahili elektrotlardan, a) iğne elektrot, b) tel elektrot ve c) tel halka elektrot

5.6.3 Mikroelektrotlar

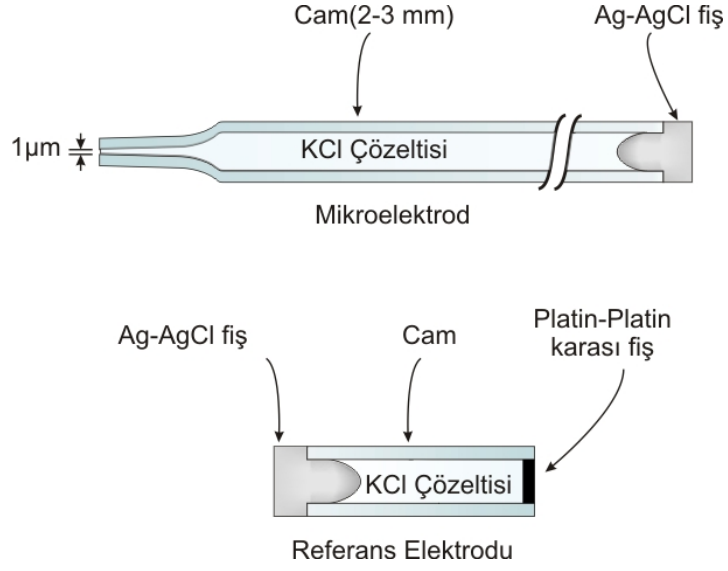
- Uyarılabilen hücrelerin elektriksel davranışlarını inceleyebilmek için hücre içi ve hücre dışı arasındaki potansiyel farkını ölçmek gerekmektedir.
- Bu amaç için hücre zarını delerek kullanılan ve uç çapları 0,05-10 μ m arasında değişen ve mekanik olarak kararlı kalabilecek durumda olan elektrotlara mikroelektrotlar adı verilir.
- Pek çok mikroelektrot çeşidi bulunmasına rağmen çoğu iki temel yapıdan birisine benzer: metalik kontaklı veya sıvı dolgulu. Her iki durumda da hücre ile temas halinde bulunan 0,05 ile 2 μ m'lik bir temas yüzeyi olduğundan mikroelektrotlar yüksek empedanslı elemanlardır.



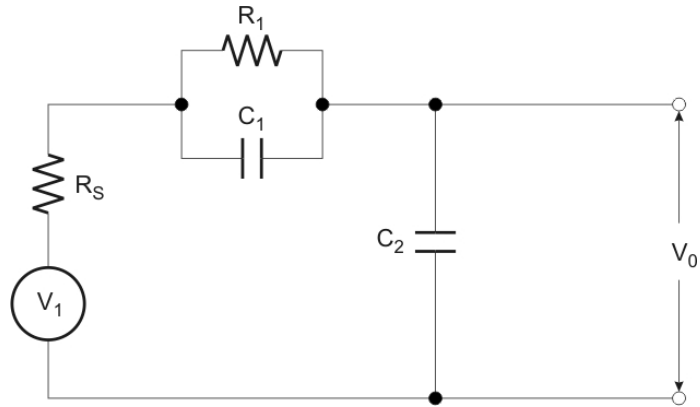
Şekil 5.23 Hücresel potansiyellerin ölçülmesinde kullanılan mikroelettrot



Şekil 5.24 Cam-metal mikroelettrot



Şekil 5.25 Sıvı ile doldurulmuş mikroeletrot



Şekil 5.26 Mikroeletrod eşdeğer devresi

- Cam kaplamasız metalik mikroeletrotlarda bu direncin değeri aşağıdaki formülden bulunur:

$$R_s = (P / 4\pi r) \quad 5.10$$

Burada,

R_s : direnç (Ω)

P: elektrodun dışında kalan sınırsız çözeltinin özdirenci (fizyolojik tuz çözeltisinin özdirenci $70 \Omega \cdot \text{cm}$ 'dir).

r: Uç çapı (tipik değeri $1 \mu\text{m}$ elektrot için $0,5 \mu\text{m}$ 'dir).

- Bahsedilen tipik değerleri kullanarak $1 \mu\text{m}$ 'lık bir mikroeletrodun yayılmış direncini hesaplayalım:

$$R_s = (P / 4\pi r) \quad 5.11$$

$$R_s = (70 \Omega \cdot \text{cm} / (4\pi) (0.5 \mu\text{m} \times (10^{-4} \text{ cm} / 1 \mu\text{m}))$$

5.12

$$R_s = 111.4 \text{ k}\Omega.$$

- Küçük uç eğimine sahip ($\pi/180$ radyan) sıvı dolgulu KCl mikroeletrotlarda, seri direncin değeri yaklaşık olarak aşağıdaki formülden bulunur:

$$R_s = (2P / \pi r \alpha) \quad 5.13$$

Burada:

R_s : direnç (Ω)

P: öz direnç (KCl için tipik değeri $3,7 \Omega \cdot \text{cm}$ 'dir.)

r: uç çapı (tipik değeri $0,1 \mu\text{m}$)

α : uç eğiminin açısı-sivrilik (tipik değeri $\pi/180$)

Örnek 5.1: Bahsedilen değerleri kullanarak bir KCl mikroeletrodun seri empedansını bulunuz.

Çözüm:

$$R_s = (2P / \pi r \alpha)$$

$$R_s = \frac{(2)(3.7\Omega \cdot \text{cm})}{(3.14) \left(0.1 \mu\text{m} \times \left(\frac{10^{-4} \text{cm}}{1 \mu\text{m}} \right) \right) \left(\frac{3.14}{180} \right)}$$

$$R_s = 13.5 \text{ M}\Omega$$

- Mikroelektrodun kapasitesi;

$$C_2 = \frac{0.55e}{\ln\left(\frac{R}{r}\right)} \frac{pF}{cm} \quad 6.13$$

Burada,

e: camın dielektrik sabiti (4 olarak alınır)

R: harici uç çapı (μm)

r: dahili uç çapı (r ve R'nin birimleri aynıdır).

Örnek 5.2: Cam boru çapı $0.2 \mu m$ ve dahili uç çapı $0.15 \mu m$ olan bir mikroelektrodun kapasitesini bulunuz.

Çözüm:

$$C_2 = \frac{0.55e}{\ln\left(\frac{R}{r}\right)} \frac{pF}{cm}$$

$$C_2 = 7.7 pF/cm$$

- Bu değerler mikroeletrotların performansına nasıl etki etmektedirler? R_s ve C_2 hep beraber bir RC alçak geçiren filtre gibi çalışırlar. Örneğin, 3 cm'lik tuz çözeltisine batırılmış bir KCl mikroeletrot yaklaşık 23 pF'lık bir kapasiteye sahiptir. Farzedelim ki bu elektrodu 1 metre uzunluğundaki bir koaksiyel kablo (81 pF) ile yükselteç girişine (15 pF) bağladık. Toplam kapasite $(23+15+81)$ pF = 119 pF olacaktır. 13,5 MΩ'luk bir dirençle beraber bu kapasitenin meydana getireceği -3 dB noktasındaki frekans cevabı aşağıdaki gibi olur;

$$f = (1 / 2\pi RC) \quad 5.14$$

Burada,

f: -3dB frekans noktası (Hz)

R: direnç (ohm)

C: Kapasite (F)

Örnek 6.3: C=119 pF ve R=1.35 MΩ için -3 dB noktasının üzerindeki frekans cevabını bulun.

Çözüm:

$$f = (1 / (2)(3,14) (1,35 \times 10^7 \Omega)(1,19 \times 10^{-10} \text{F}))$$

$$f = 99 \text{Hz}$$

5.6.4 Mikroelektrot Kapasite Etkisinin Kaldırılması

Bir nötralizasyon kapasitesi C_n , bir gerilim bölücü potansiyometre üzerinden pozitif geribesleme yoluna yerleştirilmiştir. Bu kapasitenin değeri aşağıdaki formülden bulunur;

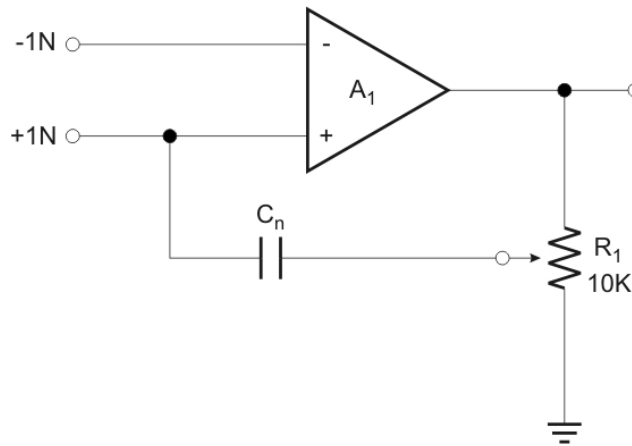
$$C_n = (C / (A-1)) \quad 5.15$$

Burada,

C_n : nötralizasyon kapasitesi

C : toplam giriş kapasitesi.

A : Yükseltecin kazancı.



Şekil 5.27 Kapasite sıfırlama devresi.

Örnek 6.4: Bir mikroelettrot ve ona ait kablosu toplam 100pF'lık bir kapasite ortaya koymaktadırlar. Kazancı 10 olan Şekil 5.27'deki kapasite sıfırlama devresinde nötralizasyon sağlamak için gerekli kapasite miktarını hesaplayınız.

Çözüm:

$$C_n = (C / (A-1))$$

$$C_n = (100 \text{ pF} / (10-1)) = 11 \text{ pF}$$

5.7 Dönüştürücüler

- Bir dönüştürücü, ölçüm veya kontrol yapmak maksadıyla enerjiyi herhangi bir biçimden elektriksel biçime dönüştüren bir aygıttır.
- Bu şekli ile biyotıp cihaz teknolojisinde dönüştürücüler, fizyolojik büyüklüklerin veya parametrelerin ölçülmesinde kullanılırlar. Genelde ölçüm düzenlerinde, işleme, görüntüleme ve saklama kolaylığı açısından dönüştürülen enerji, elektrik enerjisi olmaktadır.
- Dönüştürücüler, dönüştürme için aracı bir eleman kullanırken elektrotlar bu işlemi doğrudan gerçekleştirdiğinden dolayı elektrotlardan ayrılırlar. Örneğin, bir basınç dönüştürücüsü, basıncı hissetmek için basıncın etkisiyle esnediğinde direncini değiştiren bir gerilme ölçer teli kullanır. Benzer şekilde, bir termistör sıcaklık değişimiyle direnci değişen bir malzemedendir. Çoğu dönüştürücü bir Weston köprüsüne bağlanmış bir piezorezistif bir eleman kullanmaktadır.

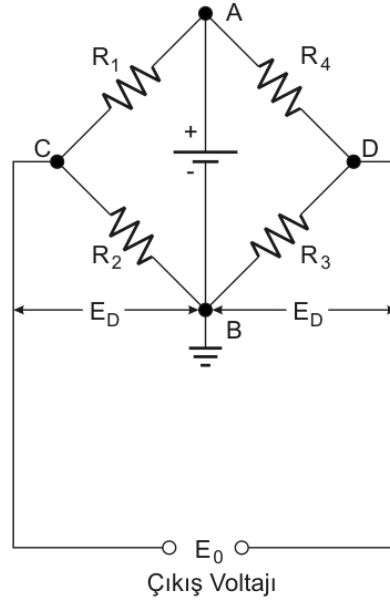
- Tıpta, sıcaklık, yerdeğiştirme, hareket, kuvvet, kan basıncı, kan akış hızı, ivme (titreme), akciğer hacmi, kalp sesi gibi fizyolojik büyüklüklerin ölçümleri ile, doku ve organ göstericilerinin ve yapay organların yapımında çeşitli teknikleri kullanan dönüştürücüler kullanılmaktadır. Bir amaç için birden fazla teknik kullanıldığı için, dönüştürücüleri, kullandıkları yere göre değil de, kullandıkları tekniklere göre anlatmak olağan olmuştur. Örneğin, kan akış hızı ölçümü için elektromagnetik, değişken indüktanslı ve değişken dirençli dönüştürme teknikleri kullanılabilir.
- Dönüştürücüler, dönüştürme işlemlerini gerçekleştirirken alternatif gerilim (ac) veya doğru gerilim (dc) güç kaynağı ile beslenmek durumunda olabilirler. Bu tip dönüştürücülere pasif dönüştürücüler adı verilir.
- Diğer taraftan, aktif dönüştürücüler, besleme kaynağı gerektirmeden dönüştürme işlemini yaparlar ve pasif dönüştürücülerden farklı olarak dönüştürme işlemini ters yönde de yapabilirler. Fotodiyot ve termokupl, birer aktif dönüştürücüdür. Değişken direnç ve değişken endüktans dönüştürücüleri, besleme kaynağı gerektirdiklerinden birer pasif dönüştürücüdürler.

5.7.1 Weston Köprüsü

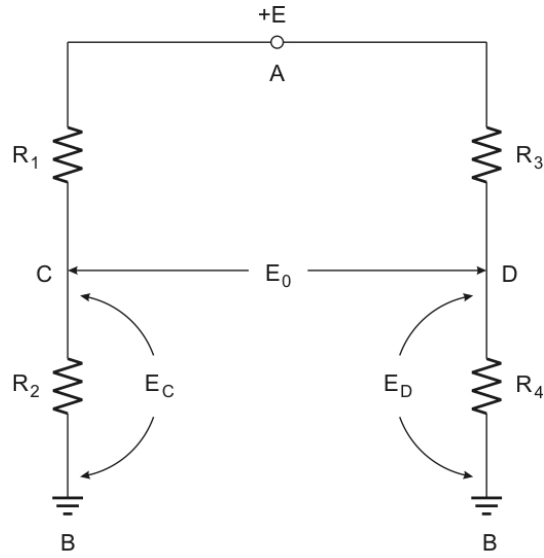
Biyotıp amaçlı birçok dönüştürücü Weston köprüsü adı verilen bir devre düzenlemesi içinde kullanılırlar.

$$E_o = E_c - E_d$$

5.16



(a)



(b)

Şekil 5.28 Weston köprüsü devresi a) orijinal devre b) orijinal devrenin yeniden çizilmiş hali.

E_c ve E_d aynı zamanda, gerilim bölücü formülü kullanılarak E besleme gerilimi cinsinden de ifade edilebilirler:

$$E_c = E \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad 5.17$$

$$E_d = E \frac{R_4}{R_3 + R_4} \quad 5.18$$

Eş. 5.17 ve 5.18'i Eş. 5.17'de yerine koyacak olursak, E_o gerilimi aşağıdaki gibi olur;

$$E_o = \frac{ER_2}{R_1 + R_2} - \frac{ER_4}{R_3 + R_4} \quad 5.19$$

$$E_o = E \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \quad 5.20$$

Örnek 5.5: Bir Weston köprüsü (Şekil 5.28) 12 V'luk bir kaynakla beslenmektedir. Köprü kollarındaki direnç değerleri $R_1=1,2k\Omega$, $R_2=3k\Omega$, $R_3=2,2k\Omega$ ve $R_4=5k\Omega$. Çıkış gerilimi E_o 'ı bulunuz.

Çözüm:

$$E_o = E \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right)$$

$$E_o = 12 \left(\frac{3}{1.2 + 3} - \frac{5}{2.2 + 5} \right)$$

$$E_o = 12 \left(\frac{3}{4.2} - \frac{5}{7.2} \right)$$

$$E_o = 12 (0.714 - 0.694) = 0.24 \text{ V}$$

Weston köprüsü devresinde E_o gerilimi sıfır olduğunda denge durumu meydana gelir. Sıfır durumu:

$$E_c = E_d \quad 5.21$$

$$E_{cb} = E_{db} \quad 5.22$$

ve

$$E_{ac} = E_{ad} \quad 5.23$$

Eşitliklerin birbirine bölünmesi sonucu etkilez;

$$(E_{cb} / E_{ac}) = (E_{db}/E_{ad}) \quad 5.24$$

Denge durumunda C'den D'ye doğru akım akmayacağından ve $E_c=E_d$ olduğundan, Şekil 5.28b'ye bakarak;

$$\frac{I_{ACB}R_1}{I_{ACB}R_2} = \frac{I_{ADB}R_3}{I_{ADB}R_4} \quad 5.25$$

Böylece,

$$(R_1/R_2) = (R_3/R_4) \quad 5.26$$

- Eş. 5.26, bir gerilim kaynağından beslenen bir Weston köprüsünde denge (sıfır) durumunun oluşması için gerekli olan tek yeter şartı vermektedir.
- Dirençlerin eşit olmasının gerekmediğine dikkat edin, sadece oranların (iki yarı-köprü gerilim bölücüsünün) eşit olması yeterlidir.

Örnek 5.6: Bir Weston köprüsü kollarındaki direnç değerleri; $R_1=2k\Omega$, $R_2=1k\Omega$, $R_3=10k\Omega$ ve $R_4=5k\Omega$ olarak verildiğine göre denge durumunun mevcut olduğunu gösteriniz (Eş. 5.26 denge durumu için gerekli şartı ortaya koymaktadır.)

Çözüm:

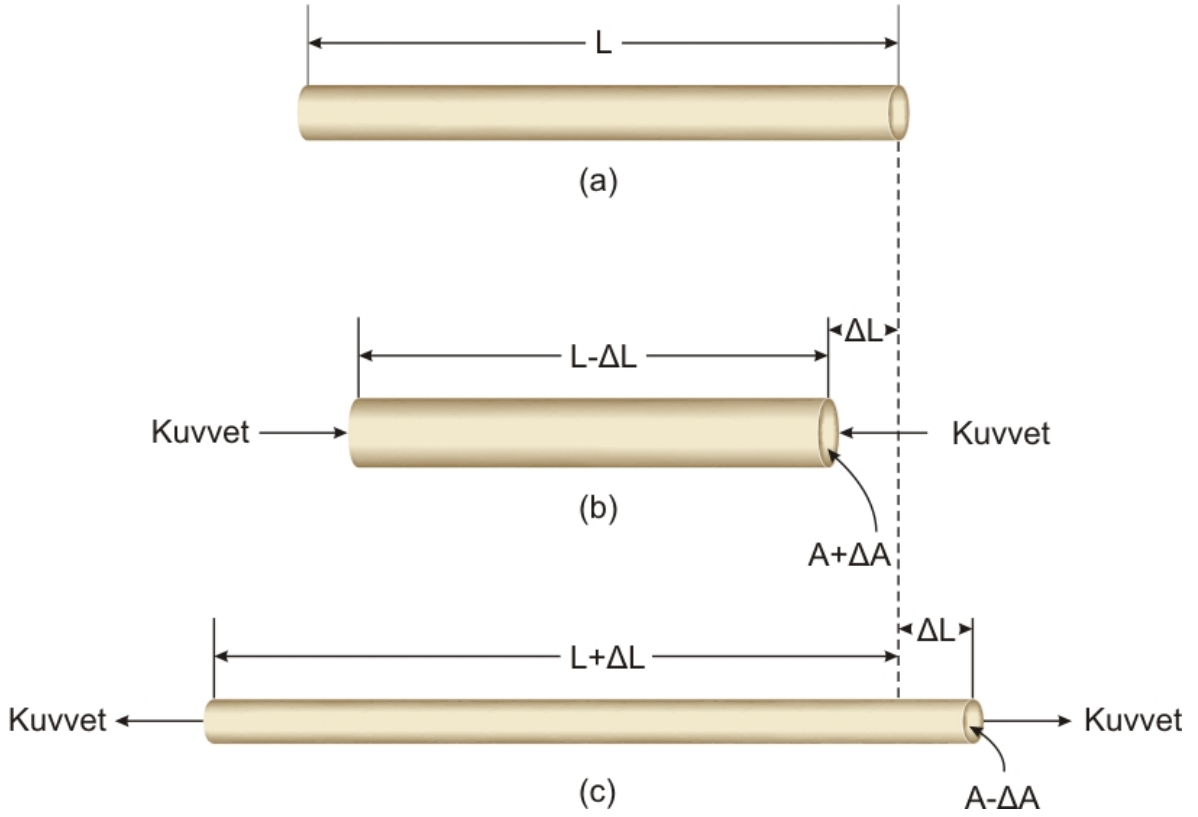
$$(R_2/R_1) = (R_4/R_3)$$

$$(1/2) = (5/10)$$

$$0.5 = 0.5$$

5.7.2 Gerilme Ölçerler

Gerilme ölçerler, kendisine uygulanan mekanik kuvvet ya da basıncın oluşturacağı gerilmeyle orantılı olarak direncini değiştiren rezistif elemanlardır. Gerilme, ya sıkıştırma yönünde ya da germe yönünde uygulanan mekanik bir kuvvettir.



Şekil 5.29 Piezorezistansın mekanizması a) Çubuk serbest halde (kuvvet uygulaması yok) b) Çubuk sıkıştırma kuvveti altında c) Çubuk bir germe kuvvetinin altında.

Bir metalik çubuğun uzunluk ve kesit cinsinden direnci;

$$R = \rho \left(\frac{L}{A} \right) \quad 5.27$$

Burada,

ρ : çubuğun yapıldığı maddeye göre değişen öz direnç sabiti ($\Omega \cdot \text{metre}$)

L: Uzunluk (m)

A: Kesit alanı (m^2)

Örnek 5.7: Kesit alanı $0,5 \text{ mm}^2$ ve uzunluğu 250 mm olan bakır bir çubuğun direncini hesaplayınız (Bakırın öz direnci $1,7 \cdot 10^{-8} \Omega \cdot \text{metre}$ 'dir).

Çözüm:

$$R = \rho \left(\frac{L}{A} \right)$$

$$R = 1,7 \cdot 10^{-8} \Omega \cdot \text{m} \left(\frac{250 \text{ mm} \cdot (1 \text{ m} / 1000 \text{ mm})}{0,5 \text{ mm}^2 \cdot (1 \text{ m} / 1000 \text{ mm})^2} \right)$$

$$R = 0,0085 \Omega$$

Eş. 5.27 direncin uzunlukla doğru kesit alanıyla ters orantılı bir şekilde değiştiğini belirtmektedir. Her iki durumda gerilme ölçer dönüştürücülerinin çalışması için önemli faktörlerdir.

Germe kuvveti ile çubuğun direnci $R + \Delta R$ şeklinde ve sıkıştırma kuvvetiyle $R - \Delta R$ şeklinde değişir.

Germede;

$$(R + \Delta R) = \rho \left(\frac{L + \Delta L}{A - \Delta A} \right) \quad 5.28$$

Sıkışmada;

$$(R - \Delta R) = \rho \left(\frac{L - \Delta L}{A + \Delta A} \right) \quad 5.29$$

Örnek 5.8: İnce bir konstantan yay teli 30 mm'lik bir uzunluğa ve 0,01 mm²'lik bir kesit alana sahiptir. Direnç 1,5 Ω'dur. Teli uygulanan kuvvetin etkisiyle uzunluk 10 mm artmakta ve kesit alan ise 0,0027 mm² kadar azalmaktadır. Dirençteki değişimi (ΔR) bulunuz. (İpucu: Konstantanın öz direnci yaklaşık 5.10⁻⁷ Ω.metre'dir)

Çözüm:

$$(R + \Delta R) = \rho \left(\frac{L + \Delta L}{A - \Delta A} \right)$$

$$(R + \Delta R) = 2,74$$

$$1.5 + \Delta R = 2,74 \, \Omega$$

$$\Delta R = 1,24 \, \Omega$$

5.7.2.1 Ölçüm Faktörü

Bir gerilme ölçer dönüştürücü için ölçüm faktörü (GF), onu benzer başka dönüştürücülerle karşılaştırmak demektir.

Ölçüm faktörünün ifadesi;

$$GF = \left(\frac{\Delta R / R}{\Delta L / L} \right) \quad 5.30$$

Burada,

GF: Ölçüm faktörü (birimsiz)

ΔR : Dirençteki değişim (Ω)

R: Gerilmesiz direnç (Ω)

ΔL : uzunluktaki değişim (m)

L: Uzunluk (m)

Örnek 5.9 : 20 mm uzunluğundaki bir tel gerilme ölçer olarak kullanılmaktadır ve direnci 150 Ω dur. Bir germe kuvveti uygulandığında direnç 2 Ω kadar uzunluk ise 0,07 mm kadar değişmektedir. Ölçüm faktörü GF'yi bulunuz.

Çözüm:

$$GF = \left(\frac{\Delta R / R}{\Delta L / L} \right)$$

$$GF = \left(\frac{2/150}{0.07/20} \right)$$

$$GF = \left(\frac{0.013}{0.0035} \right) = 3.71$$

Ölçüm faktörü bize gerilme ölçerin göreceli hassasiyetini belirleme imkanı tanır. Uzunluktaki birim değişmeye karşılık direnç ne kadar çok değişiyorsa, ölçüm faktörü dolayısıyla hassasiyet o kadar yüksek demektir.

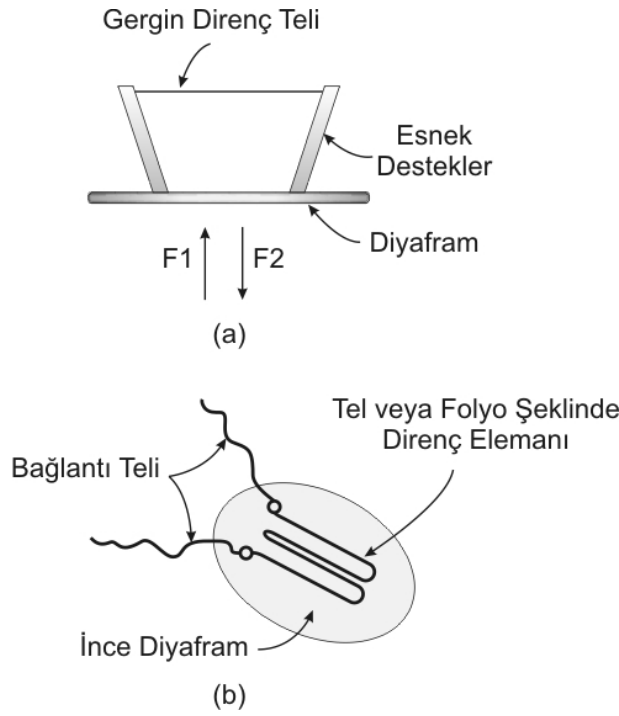
Eş. 5.30 bazen daha farklı bir şekilde karşımıza çıkar;

$$GF = \left(\frac{\Delta R / R}{\varepsilon} \right) \quad 5.31$$

Burada ε (gerilme), $\Delta L/L$ faktörüdür.

5.7.2.2 Gerilme Ölçerlerin Türleri

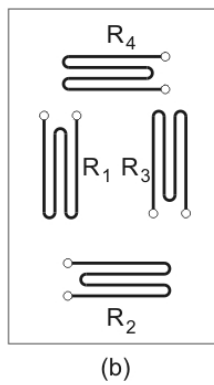
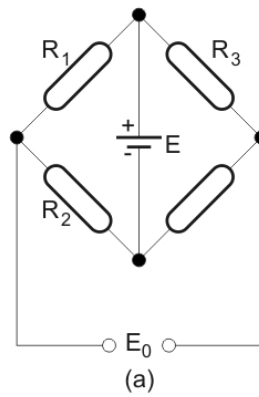
Piezorezistif gerilme ölçerlerin iki temel türü vardır; katlanmamış ve katlanmış.



Şekil 5.30 Piezorezistif gerilme ölçer a) Katlanmamış gerilme ölçer b) Katlanmış gerilme ölçer.

- Katlanmamış gerilme ölçerler oldukça geniş bir ölçme alanı içerisinde doğrusal çalışma yapabilecek şekilde imal edilebilmelerine karşın oldukça narin yapılarıdır.
- Katlanmış gerilme ölçerler ise daha sağlamdır fakat dar bir alanda doğrusal olarak çalışabilir.

Biyotıp gerilme ölçer kullanan dönüştürücülerin önemli bir kısmı katlanmış yapıdadır, çünkü doğrusal çalışma bölgesi buna uygundur ve tıbbi uygulamalar için sağlamdır.



Şekil 5.31 Weston köprüsü şeklindeki gerilme ölçer a) Gerilme ölçer elementlerinin köprü şeklinde bağlanmış hali b) Ortak bir diyafram üzerindeki mekanik bağlantı şekli

Diyaframa hiç bir kuvvet uygulanmazken bütün dirençlerin eşit olduğunu kabul edelim ve $\Delta R=h$ kabul edelim. Bir kuvvet uygulandığında R_1 ve R_4 dirençleri $R+h$ değerinde olurken, R_2 ve R_3 dirençlerinin değerleri $R-h$ olacaktır. Eş. 5.20'nin yeniden yazılmış bir halini kullanarak, çıkış gerilimini aşağıdaki gibi bulabiliriz:

$$E_o = E \left[\frac{(R-h)}{(R+h)+(R-h)} - \frac{(R+h)}{(R+h)+(R-h)} \right] \quad 5.32$$

$$E_o = E \left[\frac{(R-h)}{2R} - \frac{(R+h)}{2R} \right] \quad 5.33$$

$$E_o = E \left(\frac{h}{R} \right) = -E \left(\frac{\Delta R}{R} \right) \quad 5.34$$

$$E_o = -E \left(\frac{\Delta R}{R} \right) \quad 5.35$$

Örnek 5.10: Bir gerilme ölçer dönüştürücünün yapısı Şekil 5.31b'deki gibidir. Denge durumunda her bir elementin direnci 200Ω 'dur. Bir kuvvet uygulandığında her bir direncin değeri 10Ω kadar değişiyor. Köprüye $10V$ 'luk besleme gerilimi verildiği takdirde çıkıştan alınacak gerilimi bulunuz.

Çözüm:

$$E_o = -E \left(\frac{\Delta R}{R} \right)$$

$$E_o = -10 \text{ V} \times 10 / 200$$

$$E_o = -10 \text{ V} \times 0,05 = -0,50 \text{ V}$$

5.7.2.3 Dönüştürücü Hassasiyeti

- Bir dönüştürücünün hassasiyet oranı (ϕ), bize çıkış gerilimini uygulanan besleme gerilimini ve uyarıcının değerini bilmek şartıyla hassasiyetini tahmin edebilmemize olanak sağlayan bir orandır. ϕ için birimler birim uyarıcı başına birim besleme gerilimine karşılık mikrovolt ($\mu\text{V/V/U}$) şeklindedir.
- Eğer bir dönüştürücü için hassasiyet oranı biliniyorsa, çıkış gerilimi aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanabilir;

$$E_o = \phi.E.F \quad 5.36$$

Burada,

E_o : Çıkış gerilimi (V)

E : Besleme gerilimi (V)

F : Uygulanan kuvvet (gram)

ϕ : hassasiyet oranı ($\mu\text{V/V/gram}$)

Örnek 5.11: $10 \mu\text{V/V/gram}$ hasasiyetine sahip bir transdüserde, 5 V'luk besleme gerilimi ve 15 gramlık uygulanan kuvvet için çıkış gerilimini bulunuz.

Çözüm:

$$E_o = \phi.E.F$$

$$E_o = (10\mu\text{V/V.g}) \times 5\text{V} \times 15 \text{ g}$$

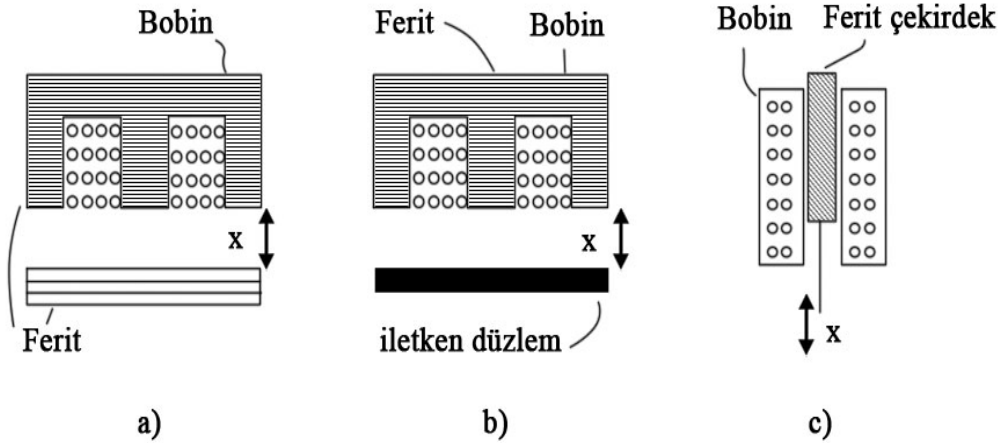
$$E_o = 750 \mu\text{V} = 0,00075 \text{ V}$$

5.7.2.4 Yarıiletken Piezorezistif Gerilme Ölçerler

Günümüzde çoğu gerilme ölçer dönüştürücü, yarıiletken silikon teknolojisine dayalı olarak üretilmektedir. Bu teknikte her bir köprü elemanı piezorezistif silikon yarıiletkenlerden oluşmaktadır.

5.7.3 Endüktif Tip Dönüştürücüler

Bir bobinin endüktansı bobinin sarıldığı geçirgen çekirdeğin fiziksel hareketi ile değiştirilebilir. Bu sayede bobinler dönüştürücü eleman olarak kullanılabilir. Temelde 3 tip endüktif dönüştürücü vardır; tek bobinli, reaktif Weston köprüsü ve doğrusal değişken fark transformatörü (LVDT).



Şekil 5.32 Tek bobinli endüktif dönüştürücüler; a) hava aralığı değiştirilen, b) magnetik yolu üzerinde girdap akımları değiştirilen ve c) bobini veya çekirdeği hareketli olan

Hava aralığı değiştirilen türden olan endüktif dönüştürücüde, magnetik çekirdeğin, kesit alanı A_0 ve hava aralığı l_g olan orta kısmının relüktansı (magnetik direnci),

$$R_0 = \frac{l_g}{\mu_0 A_0} \quad 5.37$$

ve kesit alanı A_1 olan kenar kısmının relüktansı ise,

$$R_1 = \frac{l_g}{\mu_0 A_1} \quad 5.38$$

olarak verilir. Magnetik çekirdeğin magnetik geçirgenliği, μ_0 yanında çok büyük (1000 kere büyük) iken, magnetik çekirdeğin relüktansı diğer relüktanslar (R_0 ve R_1) yanında ihmal edilir ve magnetik yol üzerindeki toplam relüktans,

$$R = R_0 + R_1 = \frac{l_g}{\mu_0} \left(\frac{1}{A_0} + \frac{1}{A_1} \right) = \frac{l_g}{\mu_0} \left(\frac{A_0 + A_1}{A_0 \cdot A_1} \right) \quad 5.39$$

olarak elde edilir.

Magnetik geçirgenliği sabit (μ =sabit) olan, yani magnetik alan ile magnetik endüksiyon (magnetik akı yoğunluğu) arasındaki ilişkinin doğrusal olduğu ($B=\mu.H$) ortamlarda endüktans; N , bobinin sarım sayısı olmak üzere,

$$L = \frac{N^2}{R} = \frac{N^2 \cdot \mu_0}{l_g} \cdot \left(\frac{A_0 \cdot A_1}{A_0 + A_1} \right) \quad 5.40$$

olarak hesaplanır.

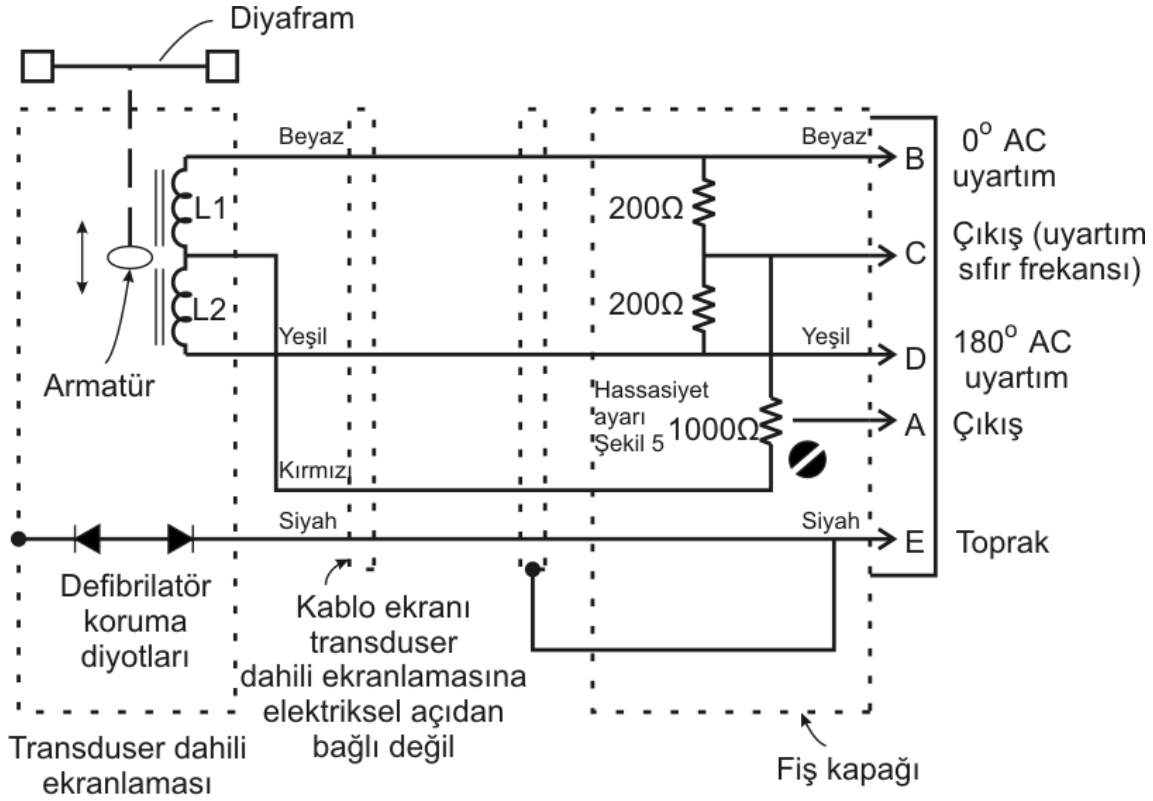
Uygulamada, çoğu dönüştürücülerde, genlik değişiminden çok, frekans değişimi tercih edilmektedir. Bobine paralel olarak konan, C değerli bir kondansatörle oluşturulan rezonans devreleri yardımıyla gerçekleştirilen osilatörlerde çalışma frekansı,

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{LC}} \quad 5.41$$

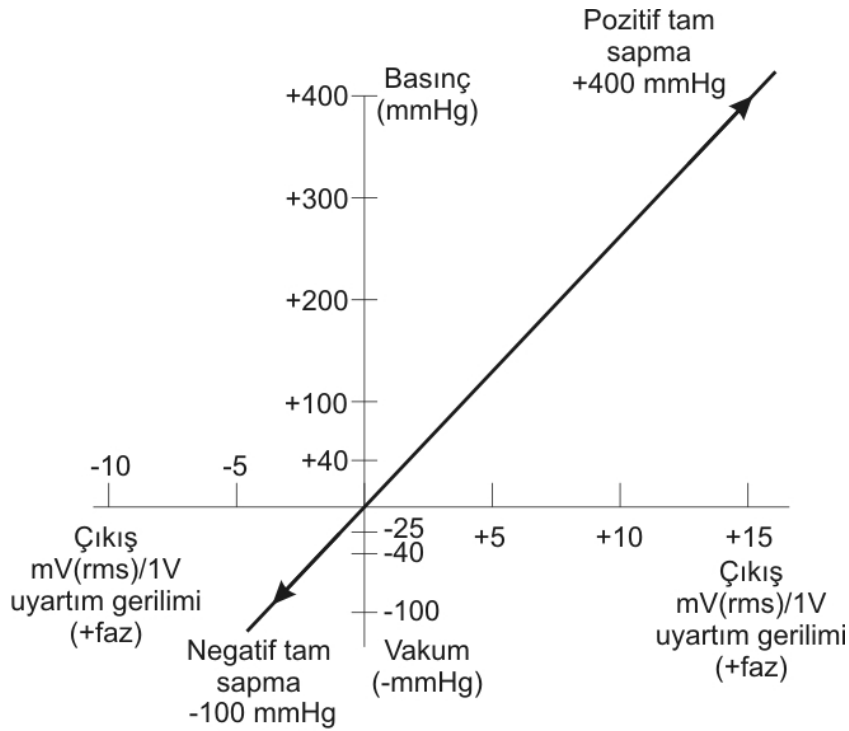
olarak hesaplanabilmektedir. (5.40) eşitliği, (5.41) eşitliğinde yerine konduğunda, K bir sabit olmak üzere,

$$f_0 = K \cdot \sqrt{l_g} \quad 5.42$$

elde edilir ki, bu bağıntı, elde edilen frekans değişiminin, l_g yerdeğiştirmesinin karekökü ile orantılı olduğunu gösterir. Bu durumda, doğrusallığın fazla önemli olmadığı ve küçük yerdeğişimleri söz konusu olduğunda, söz konusu dönüştürücü, yerdeğiştirme dönüştürücüsü olarak kullanılabilecektir.

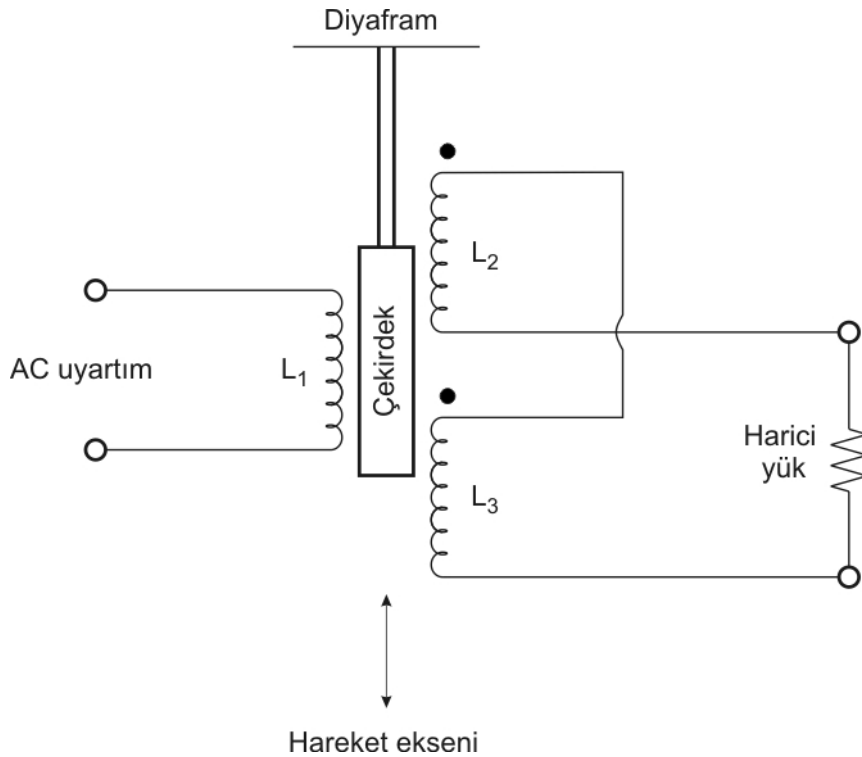


(a)



(b)

Şekil 5.33 Endüktif Weston köprüsü tipinde gerilme ölçer a) HP model 1280'in model devresi
b) Çıkış fonksiyonu



Şekil 5.34 Doğrusal değişken fark transformatörü (LVDT)

5.7.4 Kapasitif Dönüştürücüler

- Bir kapasitif eleman, birbirini gören iki iletken yüzey ve bu yüzeyler arasında katı, sıvı ve gaz olabilen dielektrik malzemesinden oluşmaktadır. Aralarında d uzaklığı olan, birbirini gören ve yüzey alanı A olan iki iletken plaka arasındaki kapasite, plakalar arasındaki ortamın dielektrik sabiti ϵ olmak üzere,

$$C = \frac{\epsilon \cdot A}{d}$$

5.43

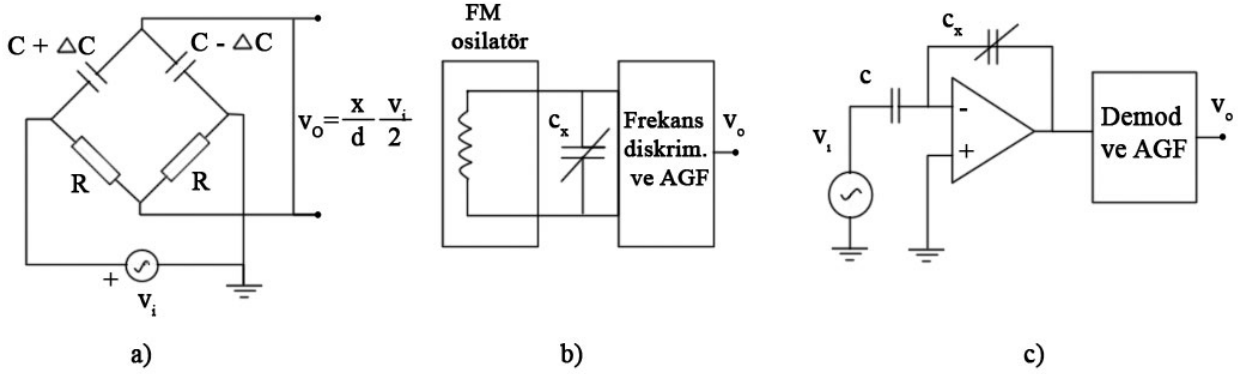
- Tıp Elektronikğinde, kapasitif dönüştürücüler, yerdeğiştirme, basınç, kuvvet ve ses gibi çeşitli fizyolojik büyüklüklerin ölçülmesinde kullanılmaktadır.
- Kapasitif dönüştürücüleri,
 - o iki plakalı yalın
 - o ikiden çok plakalı diferansiyel olanlar diye ikiye ayırmak mümkündür.

	Yalın	Diferansiyel
d uzaklığının değişimi		
a alanının değişimi		
e dielektrik sabitinin değişimi		

Şekil 5.35 Çeşitli kapasitif dönüştürücüler

- Kapasite değişiminin elektriksel büyüklüğe çevrilebilmesi için dönüştürücü elemanının, bir gerilim kaynağı ile (genelde alternatif gerilim kaynağı ile) sürülmesi gerekmektedir.
- Bu durumda, kapasitif dönüştürücülerle, sonuçta, genliği, frekansı veya fazı, fiziksel değişimlerle değişen işaretler elde edilmiş olur.

- Kapasitif dönüştürücülerin bu dönüştürme işlemini gerçekleştirebilmesi için kullanılan devreleri,
 - o alternatif akım (ac) köprü devreleri,
 - o frekans modülasyonlu (FM) osilatör devreleri
 - o yük yükselteçleri olarak sınıflamak mümkündür.



Şekil 5.36 Kapasitif dönüştürücülerin kullanıldığı devreler; a) Alternatif akım köprü devresi, b) FM osilatör devresi ve c) yük yükselteç devresi

- İki plakalı kapasitif dönüştürücülerde, hareketli orta plaka, başlangıçta her iki sabit plakaya aynı d uzaklığında bulunuyorken, örneğin üstteki plakaya doğru x kadar hareket ettirildiğinde, yeni plakalar arası uzaklıklar sırasıyla (d-x) ve (d+x) ve kapasiteler ise (C+ΔC) ve (C-ΔC) değerlerini alırlar. Bu fark, kapasiteler Şekil (5.36a)'daki köprü montajında kullanıldığında, köprü çıkış gerilimi,

$$v_0 = \frac{v_i}{2 \cdot d} \cdot x$$

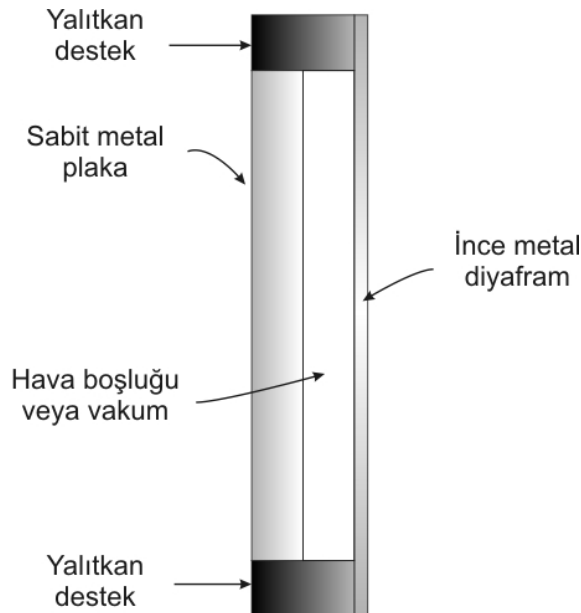
5.44

olarak elde edilir ki bu eşitlik, çıkış geriliminin x yerdeğiştirme miktarıyla orantılı olduğunu göstermektedir.

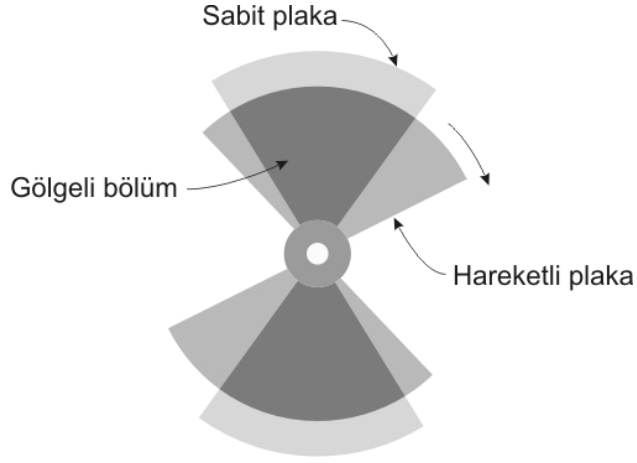
C_x değerindeki kapasitif dönüştürücü, Şekil 5.36c'deki gibi, yük yükseltecinin geribesleme elemanı olarak kullanılırsa, v_0 çıkış gerilimi,

$$v_0 = -\frac{C_i \cdot v_i}{\varepsilon \cdot A} \cdot x \quad 5.45$$

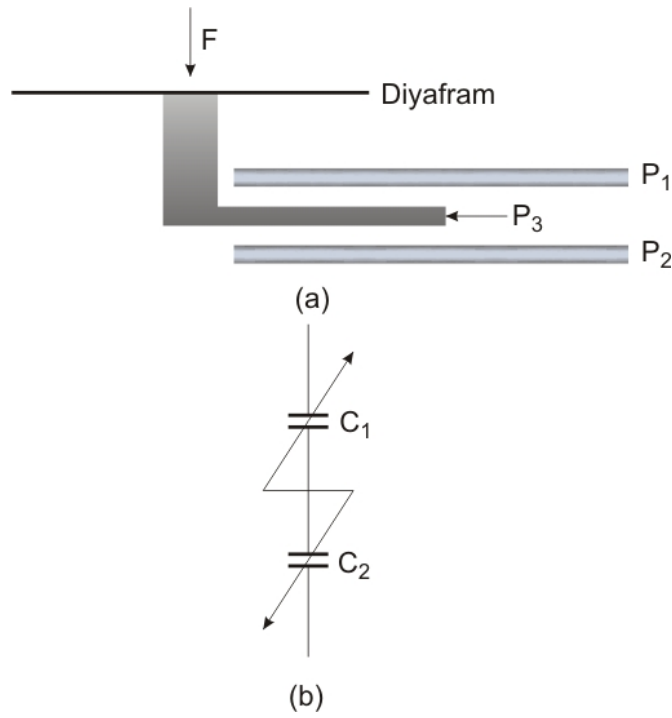
olarak elde edilir ki burada da çıkış geriliminin x yerdeğiştirme miktarıyla orantılı olduğu görülmektedir.



Şekil 5.37 Esnek plakalı kapasitif dönüştürücü (kapasitif mikrofon)

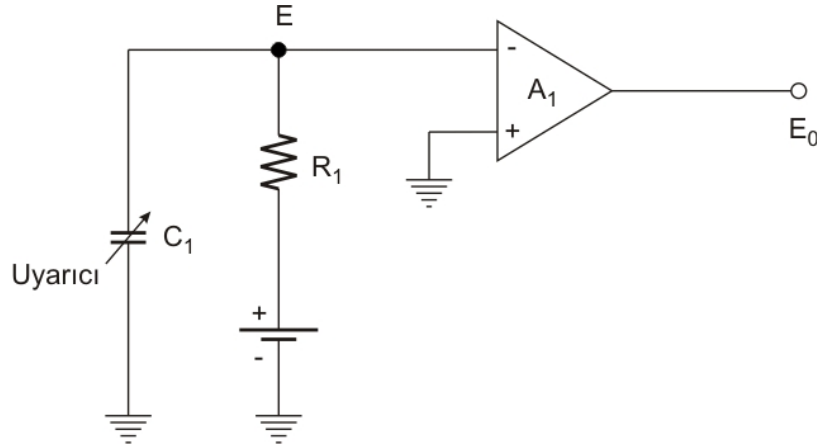


Şekil 5.38 Kelebek plakalı dönüştürücü.



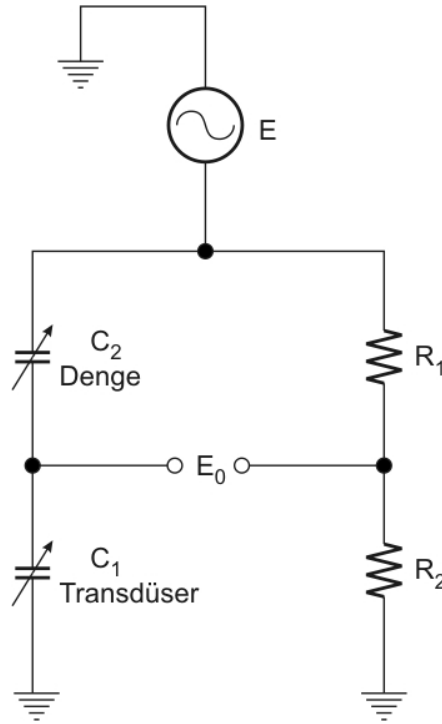
Şekil 5.39 Farksal kapasitif dönüştürücü; a) Mekanik yapı, b) Şematik sembol

- Kapasitif dönüştürücüleri enstrümantasyon devrelerinde kullanmanın çeşitli yolları vardır. Biyotıpta seyrek kullanılmasına karşın dönüştürücünün kapasitesi bir LC rezonans devresinin elemanı olarak bir osilatör devresinin frekansını kontrol etmekte kullanılır. Böylece osilatörün frekansı uyarıcı tarafından modüle edilir.
- Şekil 5.40'da görülen diğer bir yöntem ise elektrometre tekniğidir. Bu yöntemde dönüştürücünün kapasitesi R_1 ve E gerilim kaynağı tarafından oluşturulan sabit bir akım kaynağı ile şarj edilmektedir. Kapasite uçlarındaki gerilim (aynı zamanda yükseltecin girişine uygulanan işaret) kapasite ile dolayısıyla uygulanan uyarıcıyla orantılıdır.



Şekil 5.40 Elektrometre dönüştürücü

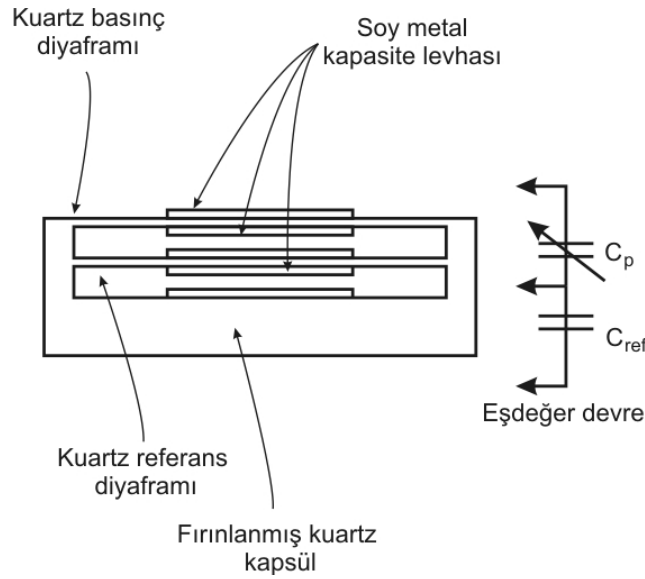
- Çok kullanılan yöntemlerden birisinde ise dönüştürücü kapasitesi Weston köprüsünün bir elemanı olarak kullanılır (Şekil 5.41). Köprünün iki ayağını dirençler oluştururken, birisinde köprüyü dengeye getirmek için kullanılan bir trimer kondansatör vardır, ötekisinde ise dönüştürücünün kapasitesi bulunur.



Şekil 5.41 Kapasitif Weston köprüsü

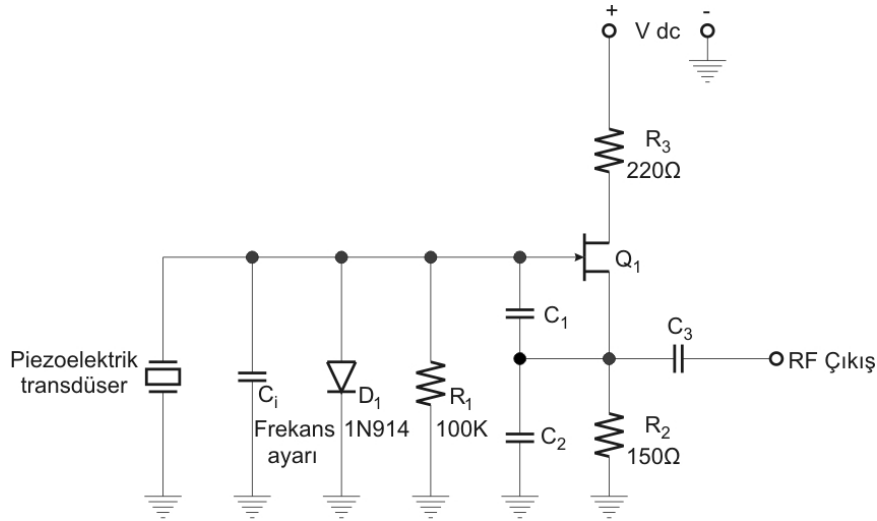
5.7.5 Kuartz Basınç Dönüştürücüleri

- Diğer bir modern dönüştürücü tipi, özellikle fizyolojik basınç ölçümlerinde kullanılan, kuartz basınç dönüştürücüleridir.
- Bu elemanlar temelde kapasitif olmasına rağmen diğer kapasitif dönüştürücülerden farklı yapılmışlardır.
- Şekil 5.42’de görüldüğü gibi bu kondansatörler oransal seri bağlantı şeklinde düzenlenmişlerdir ve böylece quartz materyalinin dielektrik özelliklerindeki farklılıklar dengelenmiştir. Kapasiteler karışık köprü düzeninde (Weston köprüsüne benzer) veya osilatör devrelerinde kullanılacak şekilde düzenlenebilirler (Şekil 5.43).



Şekil 5.42 Homojen fırınlanmış kuartz basınç transdüseri.

Kuartz dönüştürücünün avantajları, çok düşük histeresiz (bazıları sıfır olarak belirtmekte), metal ve alaşımların kristale göre çok az kayması, çok düşük sıcaklık hassasiyeti, iyi elastikiyet özellikleri ve sağlamlıktır.



Şekil 5.43 Osilatör devresi.

5.7.6 Piezoelektrik Dönüştürücüler

Gerek mekanik basınçla cismin şekil değiştirirken yüzeylerinde gerilim oluşurması ve gerekse bazı yüzeylerine uygulanan elektriksel işaretlere uygun şekilde cismin, gövde şeklini değiştirirken basınç dalgası (akustik dalga) oluşurması prensiplerine göre çalışan piezoelektrik dönüştürücülerin biyotıpta kullanılış yerleri; kalp sesi ölçümlerinde mikrofönları, titreme yada ivme algılayıcıları, ultrasonik kan akış hızı ölçerleri, ultrasonik görüntüleme cihazları, ultrasonik operatörlük cihazları, ultrasonik diyatermi (doku ısıtıcı) cihazları, kalp destek cihazları, sterilizatör (temizleyici) cihazları, fizik tedavi cihazları ve böbrek taşı parçalayıcıları olarak verilebilir.

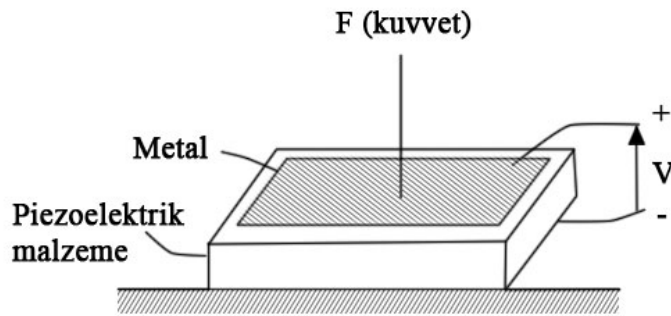
A) Piezoelektrik Malzemeyle Kuvvet Ölçülmesi:

- Piezoelektrik malzeme yüzeyinde oluşan yük değişimi, genellikle uygulanan kuvvet değişimiyle orantılıdır ve bu orantı,

$$\Delta Q = D \cdot \Delta F$$

5.46

eşitliğiyle ifade edilmektedir. Bu eşitlikteki D sabiti, malzemenin yük duyarlılığı olarak isimlendirilmektedir.



Şekil 5.44 Piezoelektrik malzemedeki kuvvetin gerilime dönüşmesi

Plakaları arasındaki kapasite değeri C olan piezoelektrik malzemenin plakaları arasında oluşan gerilim değişimi,

$$\Delta v = \frac{\Delta Q}{C}$$

5.47

Kapasitenin plakalar arası uzaklıkla ilişkili tanım bağıntısıyla (5.48) eşitliği, (5.47) eşitliğinde yerlerine konursa,

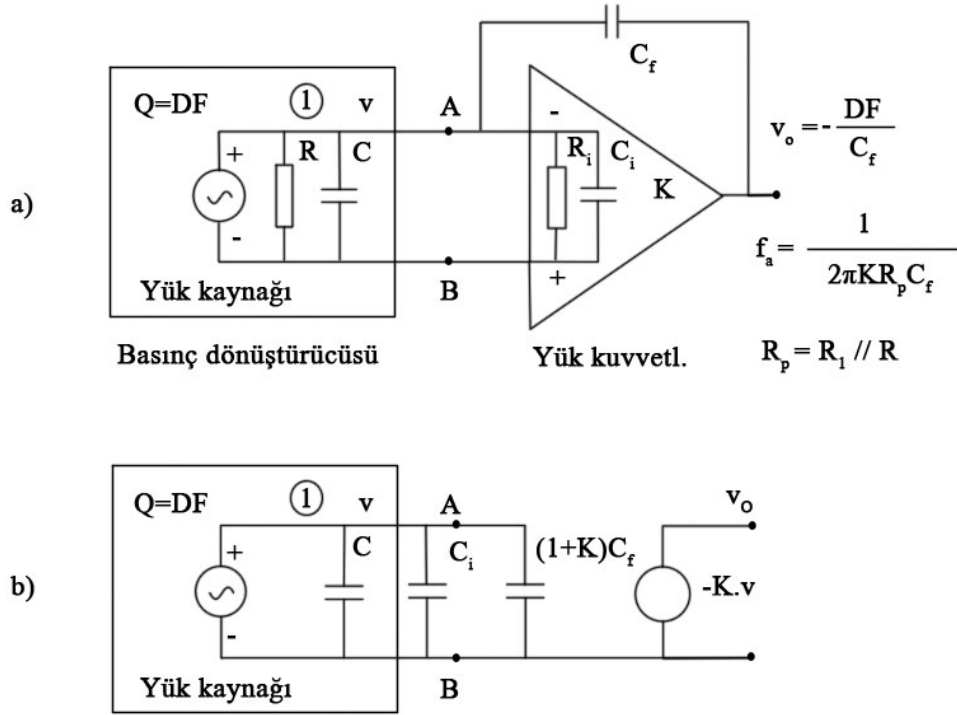
$$\Delta v = \frac{D \cdot d}{\varepsilon \cdot A} \cdot \Delta F \quad 5.48$$

eşitliği elde edilir. Bu eşitlik, dönüştürücüden ΔF giriş kuvvet değişimiyle orantılı bir gerilim değişiminin elde edilebileceğini göstermektedir.

- Kuvvet veya basınç ölçmede kullanılan piezoelektrik dönüştürücüler,
 - o gerilim yükselteçlerine
 - o yük yükselteçlerine olmak üzere iki şekilde yükselteçlere bağlanmaktadır.
 - Yük yükseltecinde, K kazançlı işlemsel yükseltecin geribesleme elemanı olarak sabit ve kararlı bir C_f kondansatörü bulunmaktadır. Bu kondansatörün yükselteç girişindeki Miller eşdeğeri $(1+K)C_f$ kadar olup, $K \gg 1$ için,

$$v_0 = -K \cdot v = -K \frac{Q}{C + (1+K)C_f} = -K \frac{Q}{K \cdot C_f} = -\frac{D}{C_f} F \quad 5.49$$

eşitliği yazılabilir. Bu eşitlik, çıkış geriliminin girişe uygulanan F kuvvetiyle orantılı olduğunu göstermektedir.



Şekil 5.45 a) Piezoelektrik dönüştürücünün yük yükselteciye bağlantısı, b) bu bağlantının devre modeli

B) Ultrasonik Yöntemle Kan Akış Hızı Ölçülmesi:

Geçiş zamanı yöntemini ve Doppler yöntemi olmak üzere iki türüdür. Bu yöntemler Tıbbi Ultrasonik konusu altında daha geniş ele alınacaktır.

5.7.7 Sıcaklık Dönüştürücüleri

3 tip genel sıcaklık dönüştürücü tipi mevcuttur; termokupllar, termistörler ve yarıiletken PN eklemler. Bunlardan son ikisi klinik uygulamalarda çokça kullanılırken, her üçü de biyomedikal ve biyofiziksel araştırma alanlarında kullanılırlar.

- o Termokupl
- o Termistörler (PTC), (NTC)
- o PN eklem diyotlarıdır (oldukça doğrusal)

$$\Delta V_{be} = \frac{KT \ln(I_{C1} / I_{C2})}{q} \quad 5.50$$

Burada,

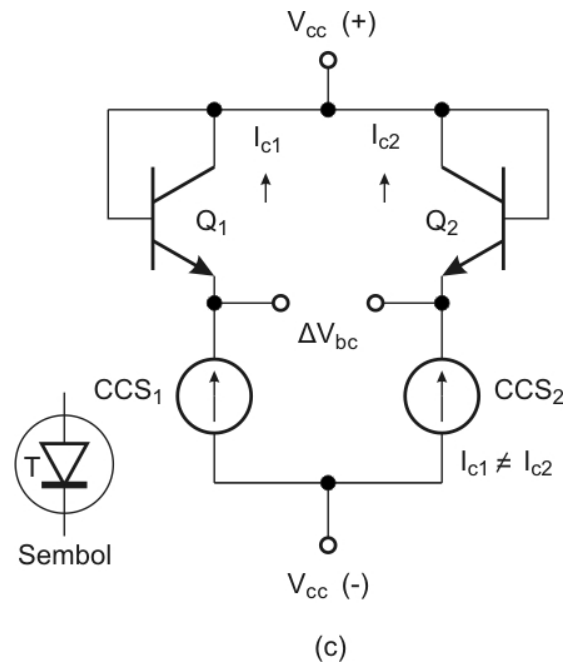
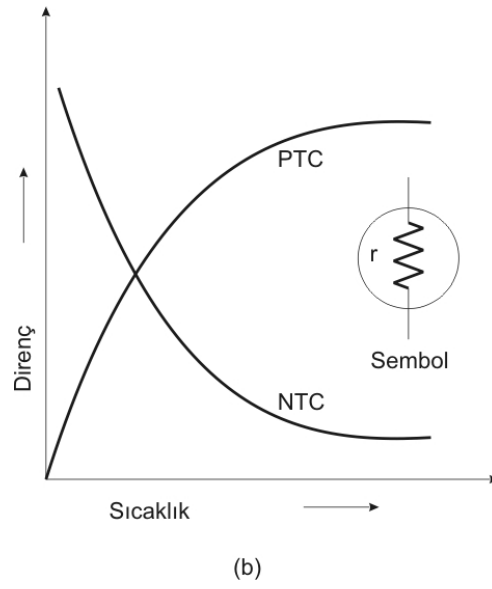
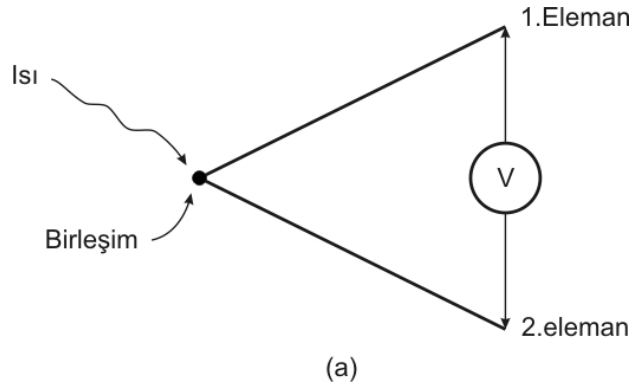
K: Boltzmann sabiti ($1,38 \cdot 10^{-23}$)

T: Sıcaklık ($^{\circ}\text{K}$)

q: Elektrik yükü ($1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$)

I_{C1} ve I_{C2} : Q_1 ve Q_2 transistörlerinin kollektör akımları

Burada K/q büyüklüğü sabitlerin bir oranıdır ve her koşul altında bir sabittir. Akım oranı I_{C1}/I_{C2} , Q_1 ve Q_2 'nin emiter devreleri kullanılarak sabit tutulabilir. Bir sabitin logaritması yine sabit olduğundan 5.50 eşitliğinde tek değişken sıcaklıktır.



Şekil 5.46 Sıcaklık dönüştürücüleri: a) termokupl b) termistör c) pn eklemi

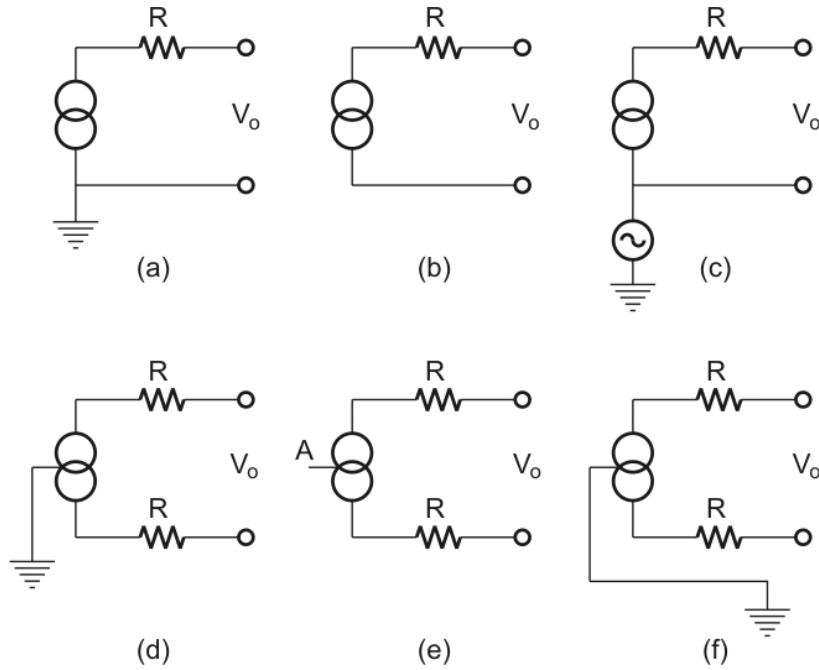
Örnek 5.12: Şekil 5.46'daki gibi bir sıcaklık dönüştürücüsündede I_{c1} 2 mA, I_{c2} 1mA ise ve sıcaklıkta 37°C ise çıkış gerilimini bulunuz. (37°C ($37+273$) $^{\circ}\text{K}$ veya 310°K 'dir).

Çözüm:

$$\Delta V_{be} = (KT \ln(I_{C1} / I_{C2})) / q$$

$$\Delta V_{be} = 1,85 \cdot 10^{-12} \text{ J/C} = 0,0185 \text{ V}$$

5.8 Dönüştürücülerin Devrelerle Uyumlaştırılması

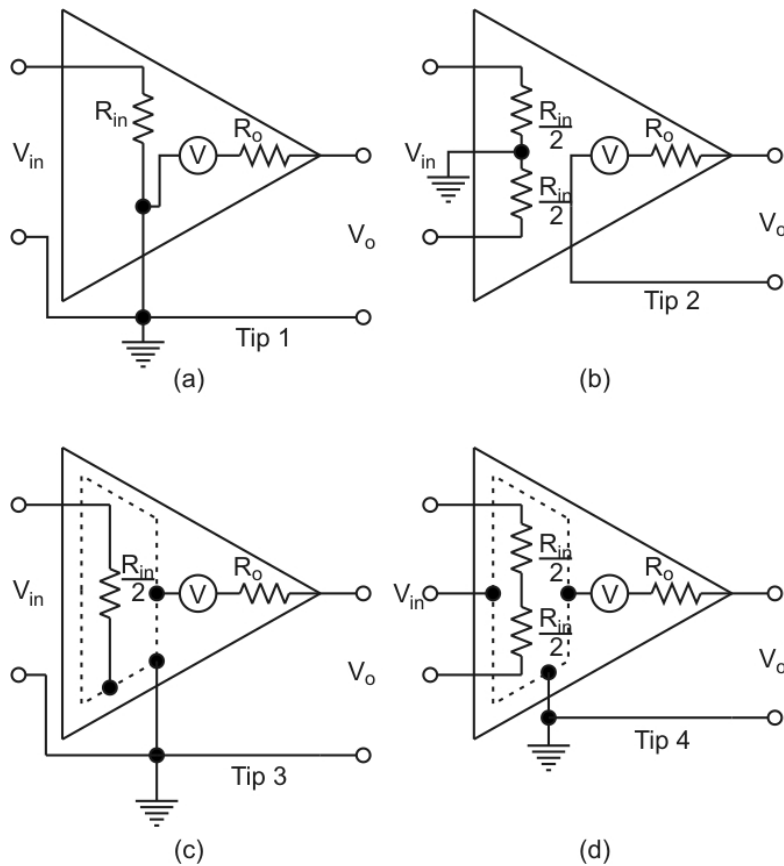


Şekil 5.47 Dönüştürücüler için giriş işaret kaynağı düzenlemeleri.

- tek uçlu topraklanmış bir dönüştürücü
- tek uçlu yüzen dönüştürücü
- tek uçlu yüzen topraksız dönüştürücü
- dengeli topraklanmış dönüştürücü
- dengeli yüzen dönüştürücü
- dengeli topraksız dönüştürücü

5.9 Yükselteç Devreleri

- o Bir dönüştürücünün çıkışı genellikle bir işaret işleme devresine bağlanır. Çoğunlukla bu bir çeşit yükselteçtir.
- o Bir kaç farklı tip yükselteç giriş devresi vardır ve bütün dönüştürücüler kolayca bu girişlere her zaman bağlanamazlar.



Şekil 5.48 a) Tek uçlu giriş eşdeğerdevresi b) farksal giriş c) tek uçlu yükselteç eşdeğer devresi d) farksal yükselteç eşdeğer devresi.