

8. BÖLÜM: FİZYOLOJİK BASINÇ

8.1 Fizyolojik Basınçlar

- Fizyolojik akışlara ait basınç ölçümü hem biyomedikal araştırmacıları hem de tıbbi klinik elemanlarını ilgilendiren bir konudur.
- Hem sıvılar hem gazlar akışkan özelliğe sahip olmakla beraber bu bölümde anlatılanlar sıvıları kapsayacaktır.
- Sıvılar ve gazlar arasındaki en önemli fark, sıvıların sıkıştırılmaz gazların ise sıkıştırılabilir olmasıdır. Sıkıştırılabilirlik basınç ölçümünde kullanılacak olan yöntemi belirler.
- Gazın basıncının ölçümü Solunum Sistemi Ölçümleri konusunda daha ayrıntılı bir şekilde anlatılmaktadır.

- En fazla kullanılan basınç ölçümü atardamar kan basıncının ölçülmesidir.

Kullanıldığı alanlar;

- yoğun bakım ünitelerinde,
 - koroner bakım ünitelerinde
 - diğer klinik bakım alanlarında neredeyse günlük bazda elektronik cihazlar aracılığıyla izlenmektedir.
- Konuyla ilgisi olan diğer basınç ölçümleri;
 - merkezi toplardamar basıncı
 - kalp içi kan basıncı,
 - özel akciğer atardamar kan basınçları,
 - spinal akışkan basınçlar ve intraventriküler (beyin) basınçlarıdır.

Basınç birim alana düşen kuvvet miktarıdır :

$$P = \frac{F}{A} \quad (8.1)$$

Burada;

P : m² başına düşen basınç ((N/m² veya Pa) (1Pa = 1N/m²).

F : kuvvet (N)

A : alan (m²)

Örnek 8.1: Bir metal paranın çapı 1 cm ve kütlesi de 1,5 gram gelmektedir.

- Yerçekimi kuvvetini (paranın ağırlığını) dyn ve mN cinsinden bulunuz.
- Bu para bir masanın üzerine yatık bir pozisyonda bırakıldığında masa yüzeyine uygulayacağı basıncı dyn/cm² ve N/m² (veya Pascal) cinsinden hesaplayınız.

Çözüm:

a) $f = m \cdot a$ (Newton'un ikinci kanunu)

$$f = 1,5 \text{ g} \times 980 \text{ cm/s}^2 = 1470 \text{ dyn}$$

$$f = 1470 \text{ dyn} \times (1\text{N} / 10^5 \text{ dyn})$$

$$f = 14,7\text{mN}$$

Basınç;

yüzeye uygulanan kuvvet artırılırsa,

yada

kuvvet uygulanan yüzey azaltılırsa,

artar.

Diğer birimlerle basınç;

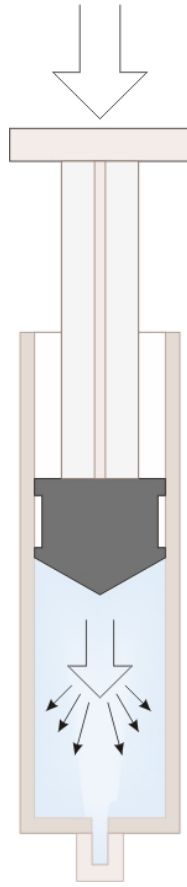
- cgs $\rightarrow \text{dyn/cm}^2$
- İngiliz mühendislik sisteminde $\rightarrow \text{lb/in}^2$, (psi).

► Basınç altında kuvvet sabit veya statik ise $\rightarrow$ hidrostatik basınç

► kuvvet değişken özellik arz ediyorsa $\rightarrow$ hidrodinamik.

İnsan vücudunda görülen çoğu basınç hidrodinamik yapıdadır.

Pascal kanuna göre kapalı ortamdaki bir akışkana uygulanan basınç, akışkanın bütün noktalarına ve bulunduğu kabın duvarlarına kayıpsız bir şekilde iletilir.



Bir şırınganın kesit görünümü. Pistona uygulanan bir basınç sistemin bütün noktalarına aynı şekilde iletilir

► Pascal prensibi, hidrostatik ve hidrostatik duruma yakın olan sistemlerde geçerlidir.

► Pascal prensibi, hidrodinamik sistemlerde akış esnasında türbülansın meydana gelmediği ve damar kesitinin küçük olduğu durumlarda, yaklaşık olarak geçerlidir.

◆ Dolaşım sistemindeki basınç, kalbin pompalama faaliyetiyle oluşan kuvvetin akışkan (kan) tarafından iletilerek damar çeperlerine ulaşması ile oluşur.

► Dolaşım sisteminde kan basıncı damarların genişmesi ve daralması sonucunda damar çapının değişmesiyle damar kesitinin artması ve azalması ile kontrol edilir.

Sonuç olarak kan basıncı sürekli değişken bir değerdir ve bu yüzden yapılan ölçümler ortalama bir değeri belirtir.

8.2 Basınç Ölçümleri

Deniz seviyesinde basınç, 1 atmosfer (atm) veya yaklaşık olarak 14,7 psi veya $1,013 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ veya $1,013 \times 10^5 \text{ Pa}$ olarak ölçülür.

Örnek 8.2 : Bir kar fırtınası esnasında barometrede ölçülen basınç değeri 750 mmHg'dır. Bu basınç değerini a) atmosfer, b) psi, c) Pascal, d) dyn/cm^2 ve e) N/m^2 cinsinden ifade ediniz.

Çözüm:

$$\text{a) } 750 \text{ mmHg} \times \frac{1 \text{ atm}}{760 \text{ mmHg}} = 0.987 \text{ atm}$$

$$\text{b) } 0.987 \text{ atm} \times \frac{14.7 \text{ lb/in}^2}{1 \text{ atm}} = 14.5 \text{ lb/in}^2$$

$$\text{c) } 0.987 \text{ atm} \times \frac{1.013 \times 10^5 \text{ Pa}}{1 \text{ atm}} = 1.00 \times 10^5 \text{ Pa}$$

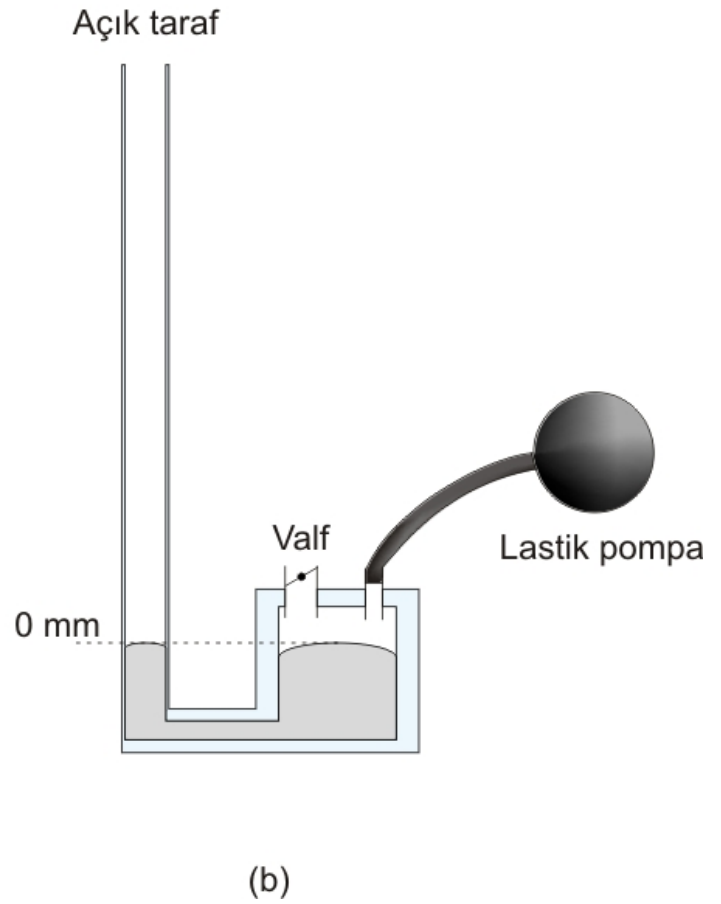
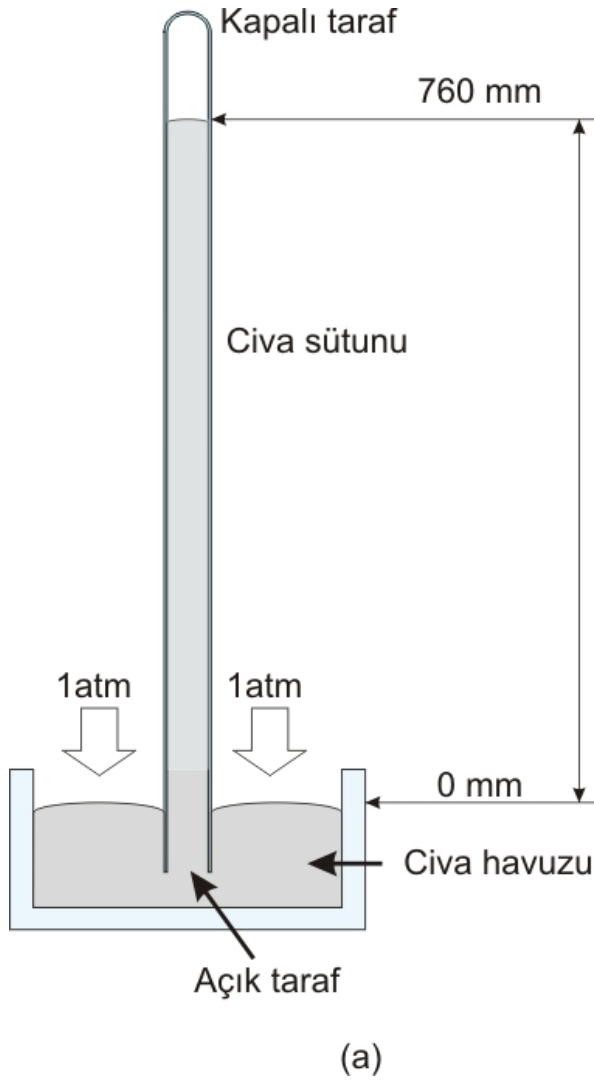
$$\text{d) } 0.987 \text{ atm} \times \frac{1.013 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2}{1 \text{ atm}} = 1.00 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$$

$$\text{e) } 1 \times 10^5 \text{ Pa} \times \frac{1 \text{ N/m}^2}{1 \text{ Pa}} = 1.00 \times 10^5 \text{ N/m}^2$$

- Eğer bir basınç vakuma (0 atm) karşı ölçülürse buna mutlak basınç denir
- Eğer basınç 1 atm basınca karşı ölçülürse buna ölçek basıncı denir.
- İki ölçek basıncı bir diğeriyle tek bir rakam üstünde karşılaştırılmaya çalışılırsa görelî basınç veya farksal basınç diye adlandırılır (yani iki ölçek basıncı arasındaki fark).

İnsan dolaşım sisteminde basınçlar atmosferik basınca karşı ölçülürler ve ölçek basınçlarıdır.

Solunum sistemindeki bazı basınçlar ölçek basınçları iken diğeri görelî basınçlardır.



Civalı manometre a) Atmosferik basıncın ölçülmesinde kullanılan Torricelli manometresi b) Ölçek basıncı manometresi

Basıncın bilim adamlarınca kabul edilen ve Ulusal Standartlar Bürosu (NBS) tarafından kabul edilen asıl birimi Torr (Torricelli'ye atfen) 'dur ve 1 Torr 1mmHg basınca eşittir.

Ölçek basınçları genellikle atmosferik basıncın altında veya üstünde mmHg biriminde ifade edilir.

Manometre, ölçek basınçlarını ölçen alete verilen addır.

Teknik çevrelerde, genelde kabul edilmiş olan ifadeler;

- 1 atm'nin altındaki basınçları ölçen aletler vakum ölçeği,
- 1 atm'nin üstündeki basınçları ölçen aletler ise basınç ölçeği olarak isimlendirilir.

Bazı manometreler, bu bölümde anlatılan çoğu elektronik alet de dahil olmak üzere, hem pozitif (1 atm'nin üstünde) hem de negatif (1 atm'nin altında) ölçek basınçlarını ölçebilir.

Örnek 8.3: Yukarıdaki Şekil b'ye benzer bir manometrede civa 120 mmHg seviyesine yükselirse, a) Ölçek basıncını, b) mutlak basıncı bulunuz.

Çözüm:

a) 120 mmHg (tanımdan giderek)

b) $120 \text{ mmHg} + 760 \text{ mmHg} = 880 \text{ mmHg}$.

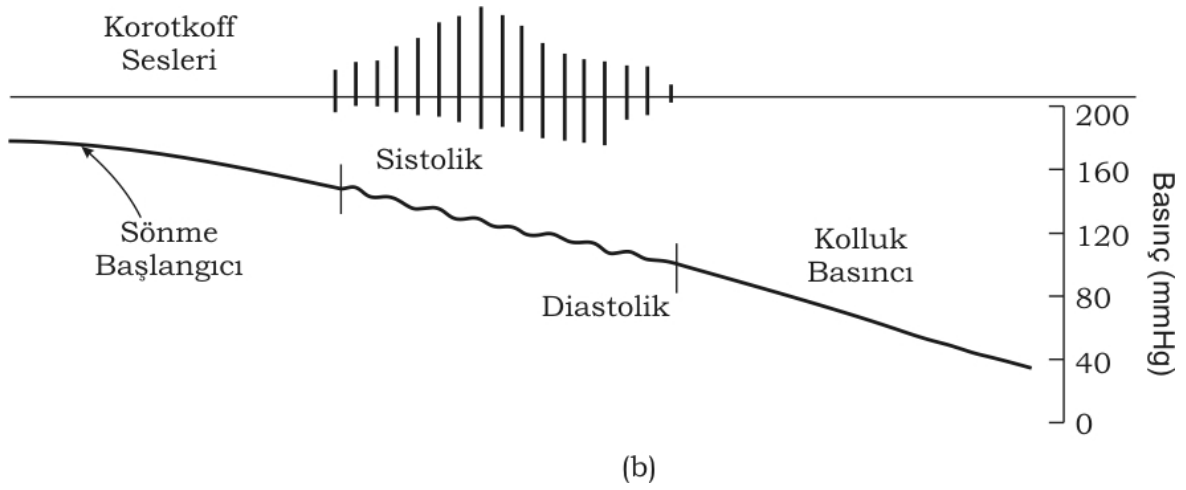
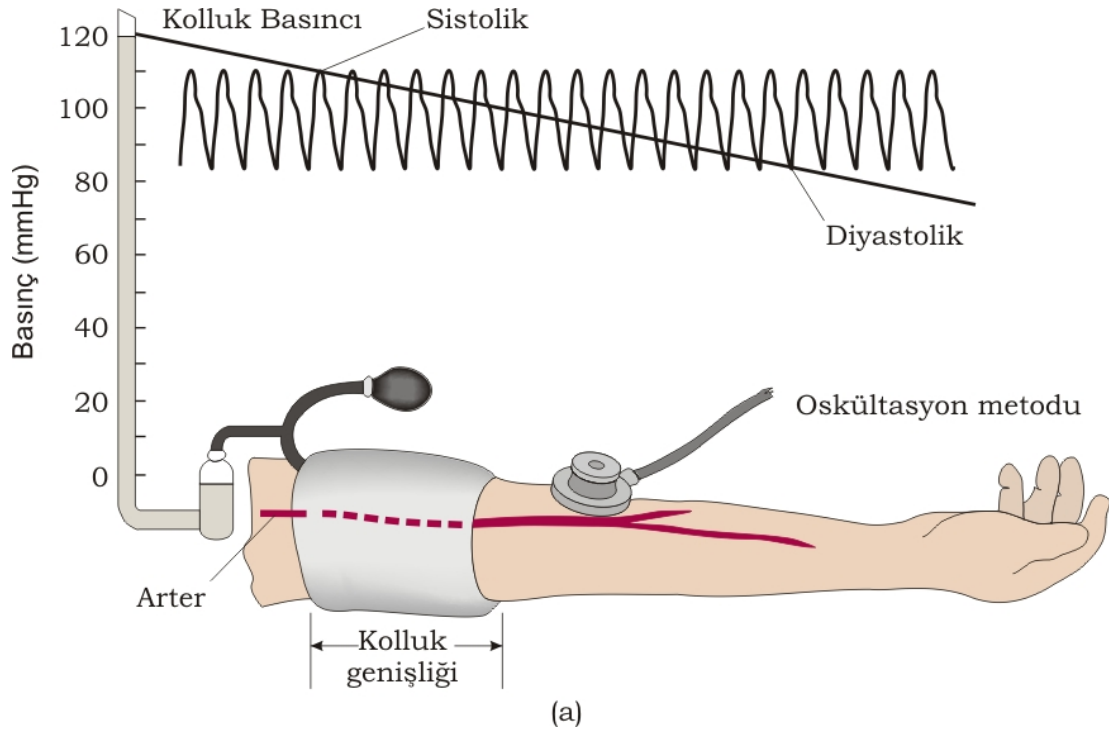
Atmosferik basıncın bir yerden ötekine değişimi (deniz seviyesinin ortalama yüksekliğine bağlıdır) ve gün içerisinde yaşanan değişimler, ölçek basınçlarının kullanılmasını daha avantajlı hale getirmiştir.

8.2.1 Dolaylı Kan Basıncı Ölçümleri

Günümüzde insanlarda kan basıncının ölçülmesi için hem doğrudan (direkt) hem de dolaylı (endirekt) ölçüm metotları kullanılmaktadır. Hemen herkesin bildiği en popüler dolaylı ölçüm metodu sfigmomanometri yöntemidir.

Şu anda kullanılmakta olan doğrudan ölçüm yöntemlerinde hastanın atar veya toplardamarına içi tuzlu sıvıyla dolu bir kateter veya iğne ile bağlanmış bir basınç dönüştürücüsünden gelen işaretleri işleyen bir elektronik yükselteç kullanılmaktadır.

Hastabakıcılar tarafından rutin olarak kullanılan dolaylı metodda sfigmomanometre adı verilen bir alete ihtiyaç vardır. Sfigmomanometre aleti, kolluk adı verilen şişirilebilir lastik bir bant, bir lastik el pompası, valf tertibatı ve bir manometreden oluşur. Manometre civalı türden olabileceği gibi kadranlı bir ölçek de olabilir.



Kan basıncının oskültasyon yoluyla ölçülmesini gösteren diyagram a) Kolluk yeri
b) Korotkoff sesleri.

Korotkoff seslerinin kan basıncının dolaylı göstergesi olarak kullanılması aynı zamanda oskültasyon (dinleme) metodu olarak da bilinir ve uzun zamandan beri yaygın bir şekilde kullanılan dolaylı ölçüm yöntemidir.

Bu yöntem, günlük klinik kullanım için yeterince doğru bir yöntem olmasının yanı sıra profesyonel olmayan bir elemanın bile kan basınç ölçümleri yapmasını öğrenebileceği kadar da basittir.

Oskültasyon yönteminin önemli bir sakıncası, yapılan ölçümün doğruluğunun kullanıcının duyma kabiliyetlerine ve değişen basınç değerini Korotkoff seslerini dinlerken alabilme refleksine bağlı olmasıdır. Hipotansiyon (düşük kan basıncı) hastalarının kan basıncı ölçülürken diyastolik basıncı gösteren belirtiler çok zayıf veya tamamen ortadan kalkmış durumda olabilir.

Hipotansiyon hastalarında steteskopun yerini elektronik bir dönüştürücünün aldığı bazı modern cihazlar bulunmaktadır. Bunların bazıları ileriki konularda anlatılacak olan ultrasonik sesleri kullanmaktadır.

Infrases dalgalarını (50 Hz'in altındaki frekanslar) kullanan diğer cihazlar ise temelde oldukça düşük frekanslı mikrofonlardır.

Cihaz, mikrofondan gelen işaretleri yükseltmekte ve filtrelemekte, sistolik ve diyastolik belirtiler ortaya çıktığında ise bir lambayı yakarak veya bir zili öttürerek haber vermektedir. Hipotansiyon olmayan hastalardaki Korotkoff seslerinin duyulmasını güçleştiren gürültülerin bolca bulunduğu acil servislerde, yoğun bakım ve koroner bakım birimlerinde de (ICU ve CCU) bu cihazlar kullanılmaktadır.

Bundan başka iki metot daha vardır: palpasyon (hissetme) ve fluş (kanın hücum etmesiyle cildin kızarması). Her iki yöntemde de kolluk kullanılmakta fakat basıncın belirlenmesinde kullanılan yöntemler ayrı olmaktadır.

Palpasyon metodunda dokunma duyusu kullanılarak radyal atardamardaki (bilekte) nabız tespit edilmeye çalışılır. Kolluk, bilekteki nabız hissi kayboluncaya kadar şişirilir. Daha sonra kolluk, bilekte nabız hissedilinceye kadar yavaşça söndürülür. Bu nokta sistolik basıncı verir. Palpasyon yöntemiyle sadece sistolik

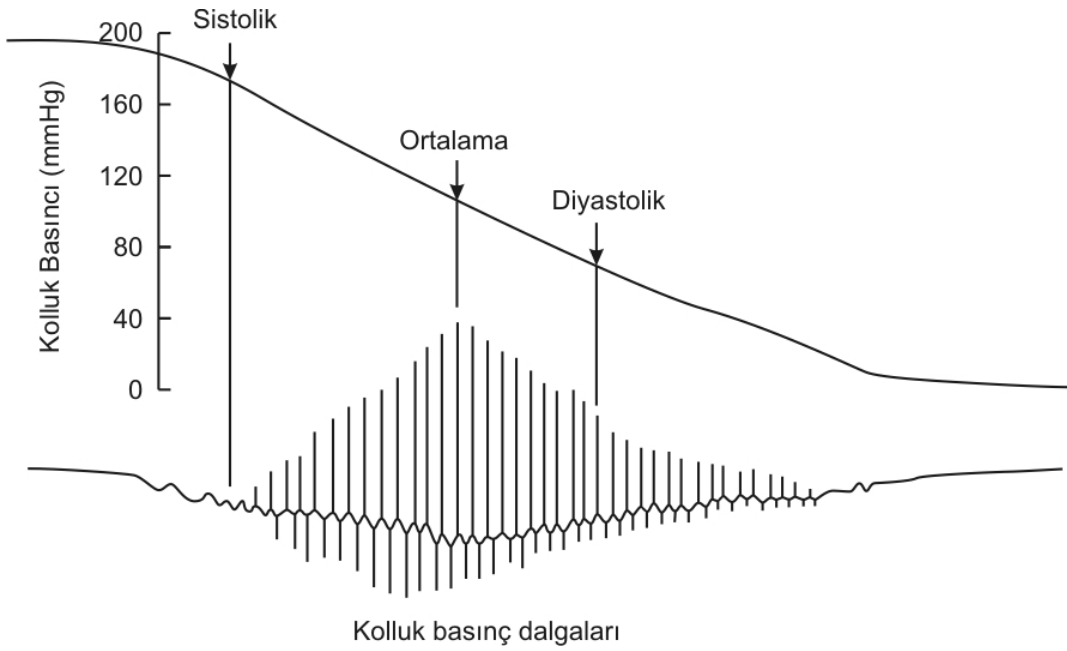
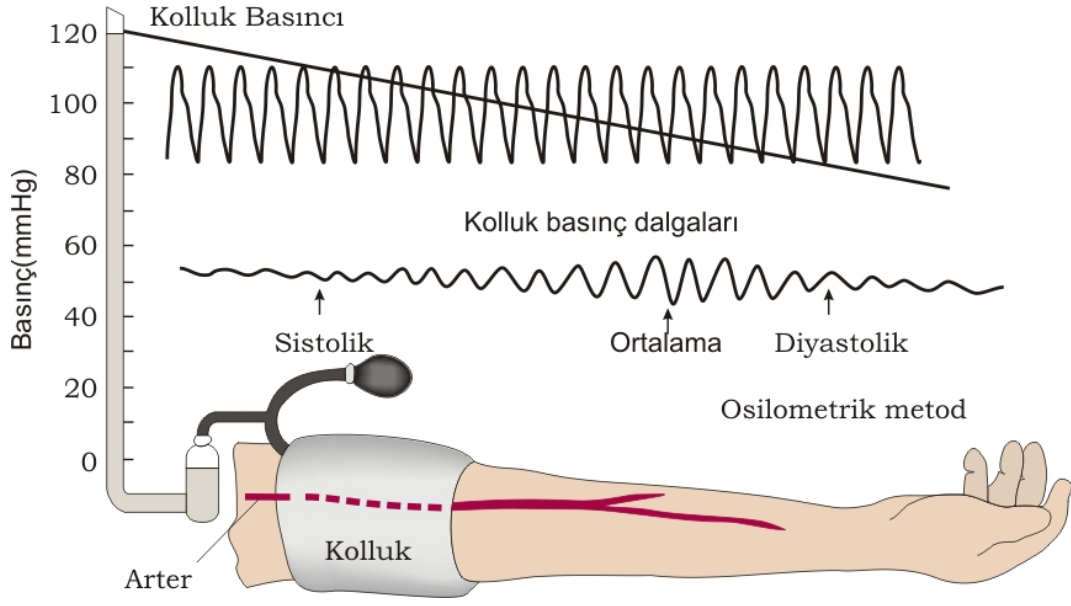
basınç belirlenebilir çünkü diyastolik basınca geçişte hissedilebilecek herhangi bir dokunma değişimi meydana gelmez dolayısıyla yöntem hipotansiyon hastaları için uygun değildir.

Fluş tekniği, iki kolluk ve iki operatör gerektirir. Kolluklar kola yerleştirilir ve şişirilir. İki kolluk arasında kalan bölümdeki kan masaj yapmak suretiyle dışarıya atılır. Böylece kolun alt kısmı kansız kalır ve soluk bir görünüme bürünür. Üstte kalan kolluk yavaşça söndürülür. Ani bir kızarma meydana geldiği noktada basınç not edilir ve ortalama atardamar kan basıncı olarak kabul edilir.

8.2.2 Osilometrik ve Ultrasonik Basınç Ölçümleri

8.2.2.1 Osilometrik Kan Basıncı Ölçümü

Osilometrik kan basıncı ölçümü klasik sfıgmamanometri yöntemine çok benzemekte beraber bu yöntemde sadece doğrudan basıncın ölçülmesi yerine basınçtaki küçük dalgalanmalar ölçülmektedir



Kan basıncının osilometrik yöntemle ölçülmesi

Kan şişirilmiş kolluk tarafından tıkanmış damardan akmaya başladığında atardamarın çeperleri titreşmeye başlar. Bu titreşimlerin sebebi bu noktada kan akışının türbülanslı karaktere sahip olmasıdır. Bunun fizyolojik nedenleri daha tam olarak anlaşılmış değildir.

Kan damarının titreşmesi kan basıncında hafif değişimlere neden olur ve böylece kolluk basıncında da değişimler meydana gelir. Basınç dalgalanmalarının ortaya çıktığı basınç seviyesi sistolik basınçla tam uyumlu iken dalgalanmaların en üst genliğe ulaştığı nokta ortalama atardamar basıncına (Mean Arterial Pressure-MAP) karşılık gelir. MAP, kan basıncının zamana göre ortalamasıdır. Osilasyon eğrisi üzerinde diyastolik basıncı gösteren belirti sistolik basıncı gösteren belirtilerden bir bakıma daha az belirgin olmakla birlikte genlik azalma eğiminin aniden değiştiği noktaya karşılık gelir.

Osilometrik kan basıncı ölçümü yöntemi, invazif işlemler gerektiren doğrudan ölçüm yöntemlerinin kullanılmasının mümkün olmadığı uzun vadeli izleme durumlarında kullanılır. Tipik bir osilometrik kan basıncı izleyicisi mikroişlemci denetiminde periyodik olarak kolluğu şişirir ve yavaşça söndürür. Basınç sensörü basınçtaki değişimleri artıracak tarzda tasarlanmıştır.

8.2.2.2 Ultrasonik Basınç Ölçümleri

Ultrasonik dalgalar, insan işitme bölgesinin üstünde ($>20\text{KHz}$) ses üstü dalgalardır. Bütün ses dalgalarında olduğu gibi ultrasonik dalgalarda da Doppler kayması olmaktadır. Yani hareketli bir cisimden yansımaları durumunda ultrasonik frekansta bir değişim (Δf) meydana gelir. Eğer kolluğun altına, atardamarın üstüne gelecek şekilde piezoelektrik ultrasonik dönüştürücüler yerleştirilirse atardamardaki kan akışı Doppler kayması yöntemiyle tespit edilebilir.

Çalışma prensibi radara çok benzemektedir. Bir verici kristal dokuya bir sinüs dalgası paketi gönderir. Bu dalga paketi titreşen bir damar çeperiyle karşılaştığı takdirde enerjisinin bir kısmı geri yansiyarak verici kristalin yakınına yerleştirilmiş olan alıcı kristale ulaşır. Geri yansıyan dalganın frekansı $f \pm \Delta f$ şeklindedir. Δf bileşeninin varlığı Korotkoff seslerini meydana getiren türbülanslı akışın varlığını işaret eder ve bu durum düzenli akışa yaklaşıldığı noktada ortadan kaybolur ($P < P_{\text{diyastolik}}$).

8.2.3 Doğrudan Ölçüm Yöntemleri

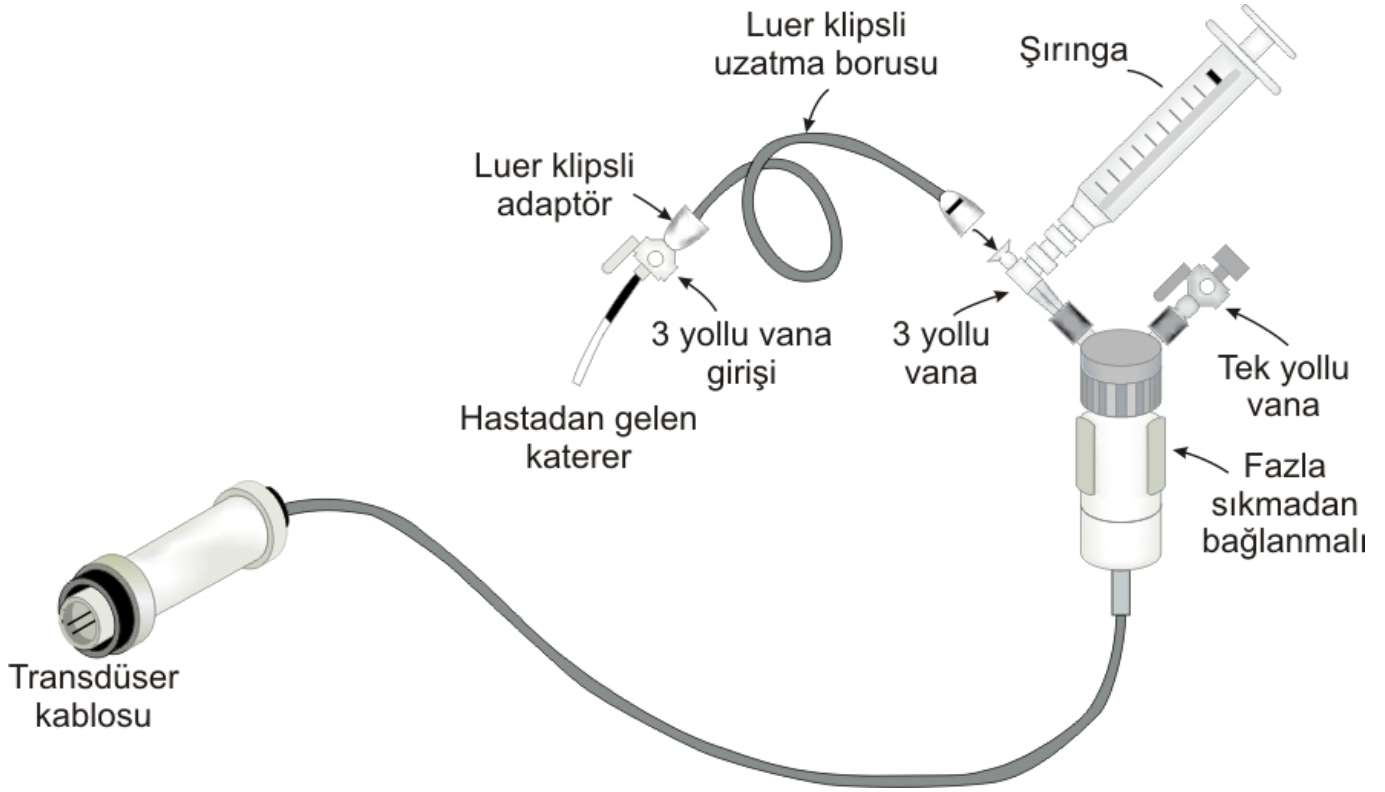
Bir kateter yardımıyla arter veya ven içerisinden basıncın ölçüleceği noktaya ulaşılır ve ölçüm yapılır. Doğrudan yapılan yöntemde basınç ölçümü iki şekilde yapılabilir:

1. Basınç dönüştürücüsü kateterin ucuna yerleştirilmiştir. Böylece basınç ölçülen noktada dönüşüm işlemi yapılır. Bu amaçla, çeşitli tipte minyatür dönüştürücüler kullanılabilir.

2. Ölçüm yapılan yerdeki basınç, kateterin içerisine konmuş saline (damar yolu ile verilmek üzere hazırlanmış tuzlu eriyik) yardımıyla vücudun dışına taşınır ve dönüşüm işlemi vücudun dışında bir basınç dönüştürücüsü yardımıyla yapılır. Rezonans problemi ve hasta için hayati tehlike oluşturabilecek hava kabarcığı oluşum riski ise bu yöntemin sakıncalarıdır.

Bir elektronik basınç dönüştürücüsü hastaya kateter adı verilen ince bir tüp aracılığıyla bağlanabilir.

Kateterin yerleştirilmesinde iki metod kullanılır: perkütan delik açma ve arter kesimi. Perkütan metodunda, atardamar üzerindeki cilt kısmı delinir ve bir iğne ve kateter mekanizması kullanılarak bu delikten atardamara girilir.



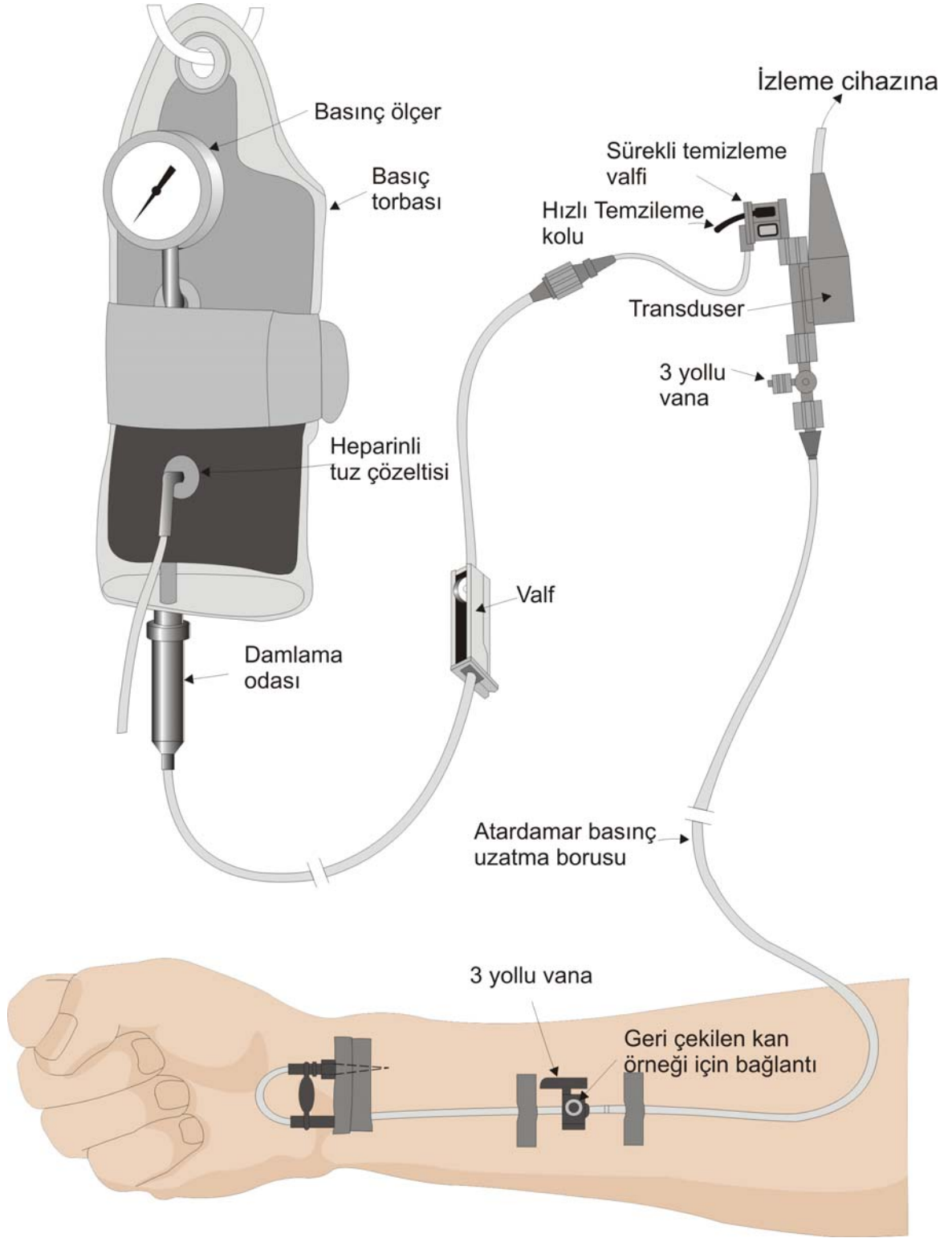
İnfüzyon sistemi: atardamar izleme düzeni

Şekilde elektronik bir dönüştürücüyle kan basıncını ölçmeyi sağlayan tipik bir alet görülmektedir. Dönüştürücü bir askıya asılmakta veya yatağın kenarına ilâştirilmektedir. Dönüştürücünün basınç odacığına iki girişi bulunmaktadır. Biri bir vana ile sonlandırılmış diğeri ise 3 yollu vana olarak bilinen bir hidrolik elemana gitmektedir. Bu vananın bir ucu hastadan gelen katetere gitmekte diğeri ise hastaya doğrudan verilecek ilaçların

enjeksiyonunu sağlayan veya tahlil için bir miktar kan almaya yarayan bir şırıngaya gitmektedir.

Uzun süreli (birkaç saat) doğrudan basınç ölçümlerinin yapılmasının gerekli olduğu durumlarda pıhtılaşan kanın basınç altındaki kateteri tıkaması söz konusudur. Böyle durumlarda tıbbi personel sabit püskürtmeli infüzyon sistemini (SPIS) kullanmayı tercih edebilir .

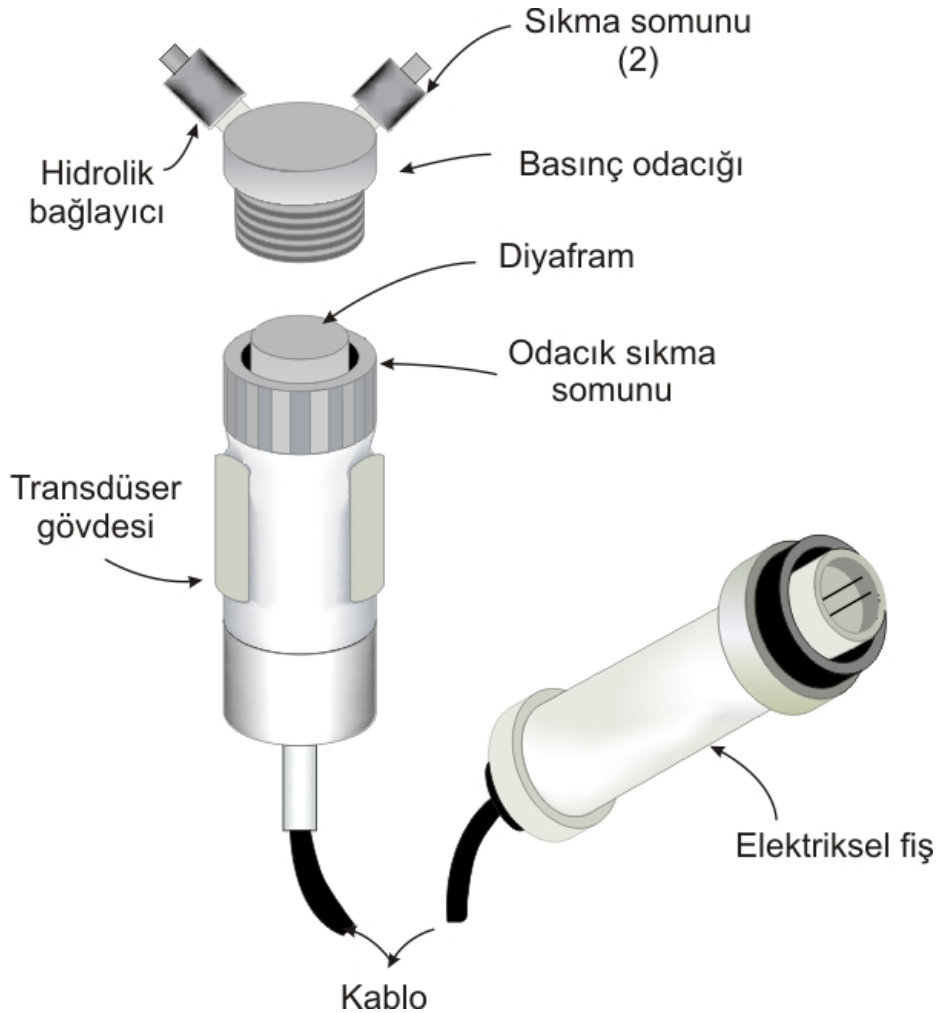
SPIS, içi intravenüs (IV) çözeltiyle dolu poşete bağlı özel bir vana içerir. IV çözeltisi genellikle %0,9 tuz çözeltisi ile kanın pıhtılaşmasını önleyen bir ilaç olan heparinin her bir cm^3 IV çözeltisi için bir veya iki ünitelik karışımından oluşur. Saatte 3cc'lik sabit bir akış hızı ayarlanmıştır. IV çözeltisinin dolu olduğu poşete basınç bir standart IV basınç poşeti (manşet) ile 300 mmHg basınç olacak şekilde uygulanır.



Şekil 8.6 Sabit püskürtmeli infüzyon sistemi.

8.3 Basınç Dönüştürücüleri

Aşağıdaki şekillerde tipik kan basıncı dönüştürücüleri görülmektedir. Basınç dönüştürücüsü, sıvı ile dolu olan kateter tarafından iletilen basıncı bir elektriksel işarete dönüştüren bir alettir (Pascal prensibi).

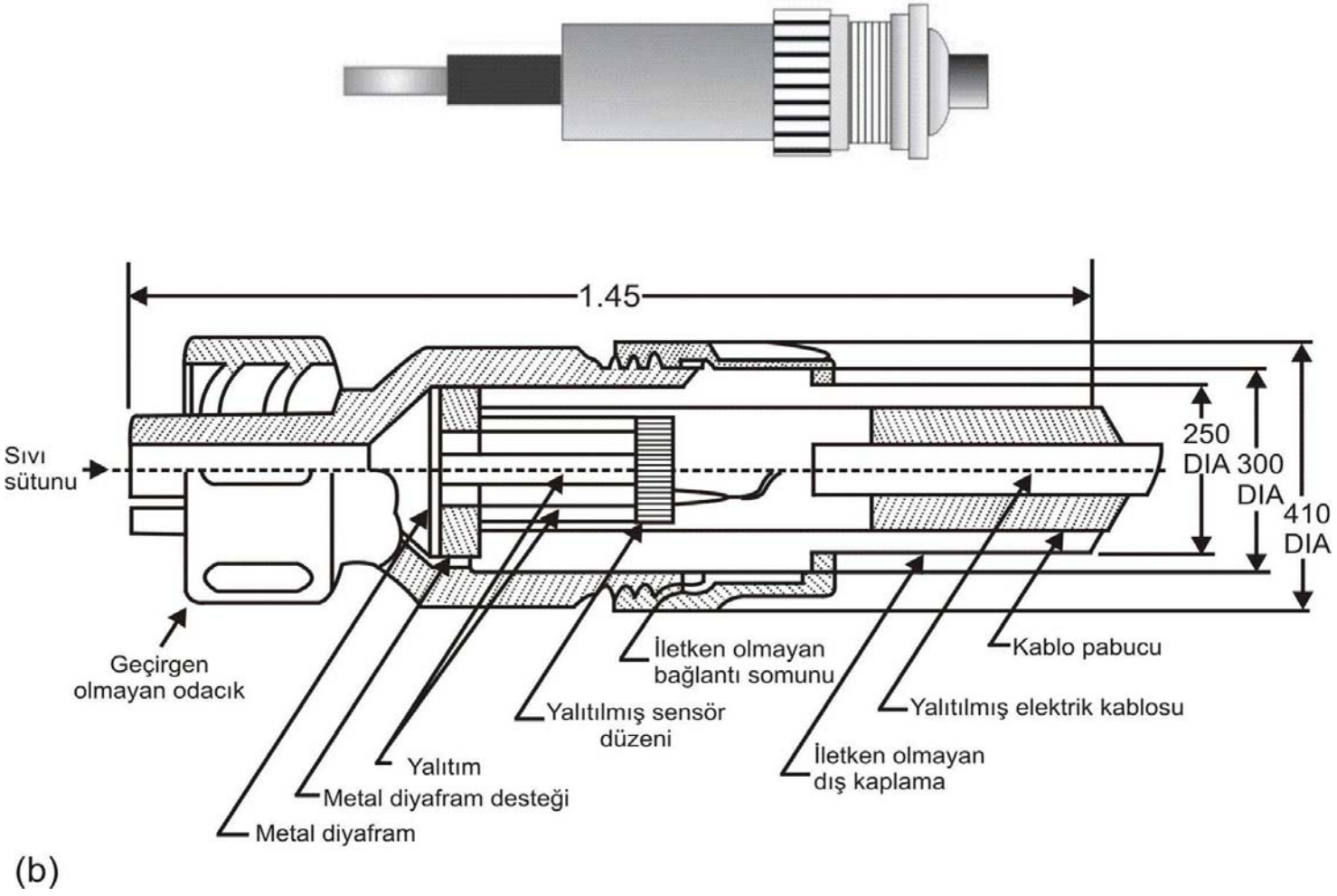


Bir kan basınç dönüştürücüsünün elemanları

Şekilde bir kan basınç dönüştürücüsünde bulunması gereken temel elemanlar verilmiştir. İnce esnek metalden bir diyafram dönüştürücünün bir tarafındaki açık bölmeye doğru gerilmiştir. Bu diyafram bir endüktif köprü tipi gerilme ölçere bağlanmış ve gerilme ölçeri uygulanan basınç oranında esneyerek uyarılmaktadır. Diğer modellerde rezistif Weston köprüsü tipinde gerilme ölçerler kullanılmaktadır.

Düzgün plastikten yapılmış bir basınç odacığı diyaframın üstünü kapatarak sıvıyı tutar ve katetere olan hidrolik bağlantıyı temin eder. Bu dönüştürücü, endüktif olduğundan dolayı ac uyartıma ihtiyaç duymaktadır.

Statham model P23Id kan basıncı dönüştürücüsü de tıbbi izleme sistemlerinde oldukça kullanışlıdır. P23 serisinin bu özel elemanı kendisine ve hastaya defibrilatör darbeleri esnasında zarar vermemesi için yalıtılmıştır. P23Id bir bükülmemiş piezorezistif gerilme ölçerli Weston köprüsüdür.



Atardamar kan basınç dönüştürücüsü: fotoğraf ve kesit görünümü

8.4 Genel Kalibrasyon Metotları

Yüksek doğruluğun gerekli olduğu uygulamalarda basınç ölçüm cihazlarını bir civalı veya aneroid mekanizmalı manometre ile her

kullanımdan önce kalibre etmek gerekir. Klinik basınç izleme cihazları gün aşırı kalibrasyon yapmak için iç kalibrasyon basıncına sahiptir ve bu kalibrasyon basıncının aylık periyotlarla bir manometreyle tekrar kalibre edilmesi gerekir.

Tipik bir klinik basınç monitörü; sıfır veya denge, hassasiyet veya kazanç, kalibrasyon veya belirli bir mmHg cinsinden basınç vermeye yarayan bir ayar elemanlarına sahiptir.

Sıfır ayarı yükselteç çıkışını sıfır basınç (1 atm) koşullarında sıfır volta ayarlamak için kullanılır.

Hassasiyet ayarı, yükseltecin kazancını, bir manometre pompa ikilisiyle elde edilmiş belirli bir kalibrasyon basıncında veya harici bir yalancı dönüştürücü veya dahili kalibrasyon üretici tarafından modellenmiş basınç değerini gösteren bir elektriksel işaret verildiğinde doğru gerilim çıkışı verecek şekilde ayarlamaya yarar.

8.5 Basınç Yükselteçleri

Temelde 4 tip basınç yükselteci yaygın olarak kullanılır. Bunlar dc, yalıtılmış dc, darbe uyartımlı ve ac taşıyıcılı yükselteçler şeklinde sınıflandırılır. DC yükselteçler, sadece rezistif gerilme ölçerlerle çalışabilirken ac taşıyıcılı yükselteçler hem rezistif hem de endüktif dönüştürücülerle çalışabilmektedir. Darbe uyartımlı yükselteçler bazı endüktif dönüştürücülerle çalışabilirse de genellikle sadece rezistif tiplerle birlikte kullanılırlar.

Tasarımdan bağımsız olarak bazı özellikler bütün basınç yükselteçlerinde ortaktır. Kateterizasyon veya araştırma laboratuvarlarında kullanılmak için tasarlanmış olan aletler oldukça geniş aralıklardaki basınç değerlerini ölçebilmeli ve yüksek oranda doğru ve kararlı çalışmaya sahip olmalıdırlar. Bu sınıfa dahil olan cihazlar klinik amaçlarla kullanılan hasta başı izleme aygıtlarından daha karmaşık yapıya sahiptirler.

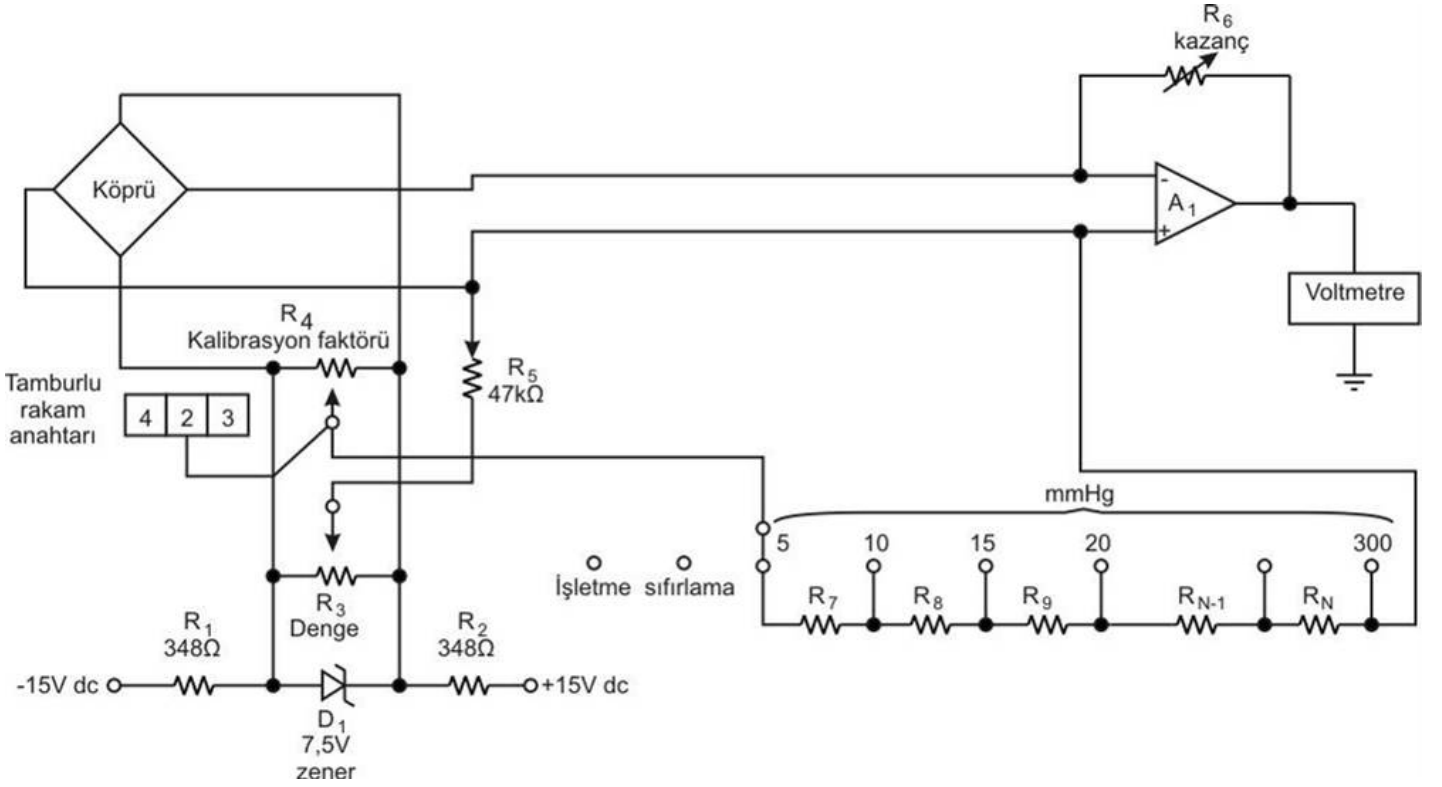
Hasta başı basınç yükselteçleri daha az karmaşıktır ve bu nedenle daha az esnektir ve bu yüzden daha az doğruluklar vardır. Bu yükselteçler basit olmaları nedeniyle az eğitilmiş kişiler tarafından kolayca kullanılabilmesinin yanısıra diğer dolaylı ölçümlerin çoğuna göre daha doğru sonuçlar verirler. Yoğun bakım (ICU), koroner bakım (CCU) veya ameliyathanede cihaz kullanıcısı genellikle bir hastabakıcı, hemşire veya izleme teknisyenidir. İzleme teknisyeninin cihaz işletmekten başka pek çok görevi olduğundan basınç cihazlarını kalibre etmeye pek fırsatları olmaz. Sonuç olarak klinik amaçlı basınç yükselteçleri daha az ön panel ayar düğmesine ve basitleştirilmiş kalibrasyon işlemlerine sahip olurlar.

8.5.1 Basınç Yükselteç Tasarımları

8.5.1.1 DC Basınç Yükselteçleri

Şekilde kalibrasyon faktörü yöntemi kullanılmış bir dc basınç yükselteci görülmektedir. Basınç yükselteci (A1) bir dc yükselteçtir ve bu nedenle dönüştürücü bir rezistif Weston köprülü gerilme ölçerdir. D1 diyotu 7,5 Voltluk uyartım gerilimini dönüştürücüye sağlamak suretiyle denge ve kalibrasyon faktörü ayarları için gerekli olan gerilimi temin eder. Dönüştürücünün kalibrasyon faktörü bazen değiştiğinden dolayı yeni faktörü ölçmek için bir işlem uygulamak gerekir. DC basınç yükselteci öncelikle doğruluğu yüksek bir civalı manometre ile kalibre edilir.

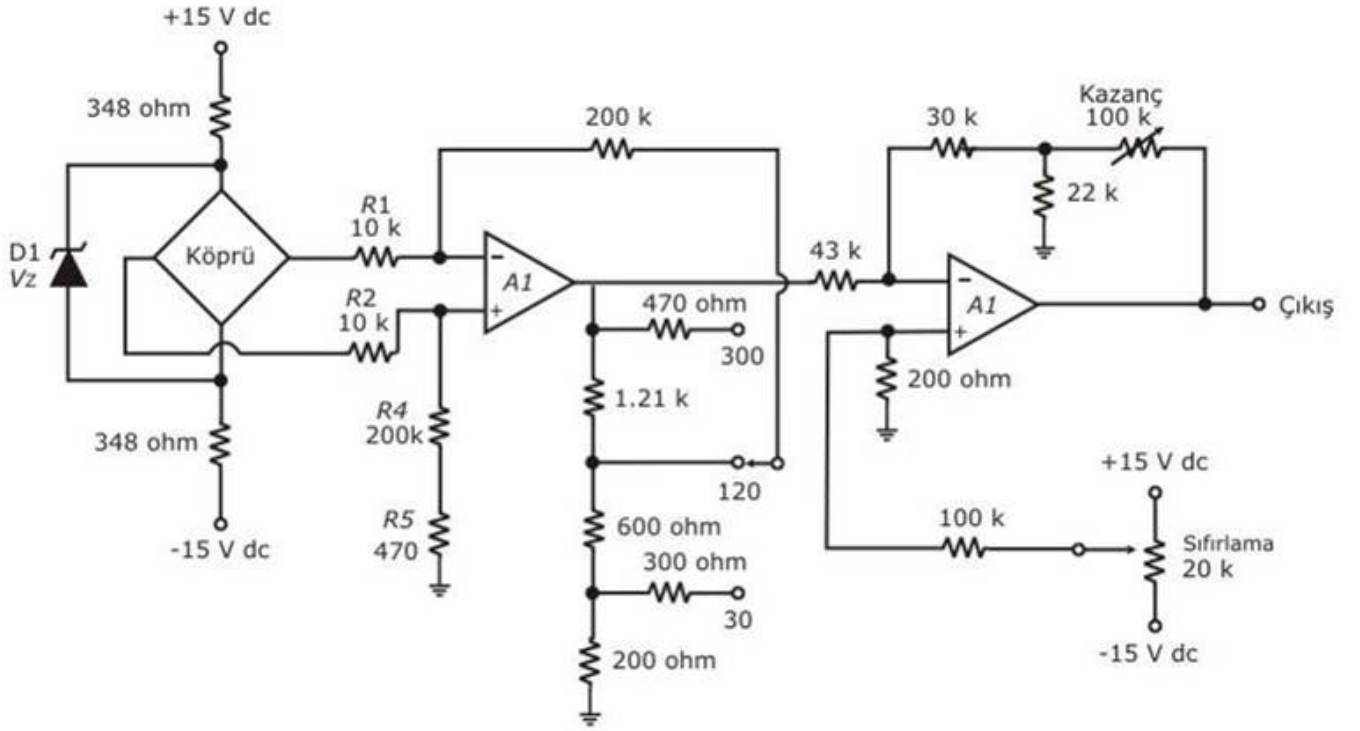
Genellikle, dönüştürücüyü zorlayacak bir durum olmadığı müddetçe, 6 aylık bir süre içinde kalibrasyon faktörünü yeniden belirlemeye gerek yoktur. Kalibrasyon faktörü yükseltece R4'ün ayarlanmasıyla girilir.



Kalibrasyon faktörü devresi

Şekildeki devre dc basınç yükseltecine bir örnek teşkil ederken, Aşağıdaki şekilde gerçek yükselteç bloğunun daha ayrıntılı devresi görülmektedir. Bu devrede sadece iki işlemsel yükselteç olduğuna dikkat ediniz. A1 yükselteci giriş yükselteci olup düşük kaymalı özel bir model olmalıdır. Çok çeşitli dönüştürücülerle birlikte kullanabilmek için devrede hem kazanç hem de sıfır ayarı bulunmaktadır.

Dönüştürücünün çalışabileceği maksimum uyartım gerilimi üretici tarafından genellikle 10V civarında belirlenir.



Yükselteç bloğunun ayrıntılı devresi

Genelde dönüştürücüyü maksimum değerden daha düşük bir gerilimle işletmek, kendi kendine ısınmadan kaynaklanan kaymayı azaltmak açısından gereklidir.

Basınç yükselteci üreticileri tipik olarak 10V'luk bir dönüştürücü için 5 veya 7,5V'luk bir çalışma gerilimi önermektedirler. Gerekli yükselteç kazancı, belli bir basınç değerini göstermek için gerekli olan çıkış geriliminden hesaplanabilir.

Çoğunlukla sayısal göstergeler kullanıldığından dolayı yaygın olan uygulama tam sapma basınç değeriyle rakamsal olarak aynı

olan bir gerilim değeri kullanılmasıdır. Örneğin, 1 veya 10 mV/mmHg uygun bir değerdir. 400 mmHg'lık (atardamar izleme sistemlerinde çok yaygındır) bir tam sapma değeri söz konusu ise, 1mV/mmHg'lık bir skala faktörü kullanılması durumunda 400 mmHg 400mV veya 0,400V'luk bir sapma meydana getirecektir. Böylece metre çıkışını da kalibre etmeye gerek kalmaz.

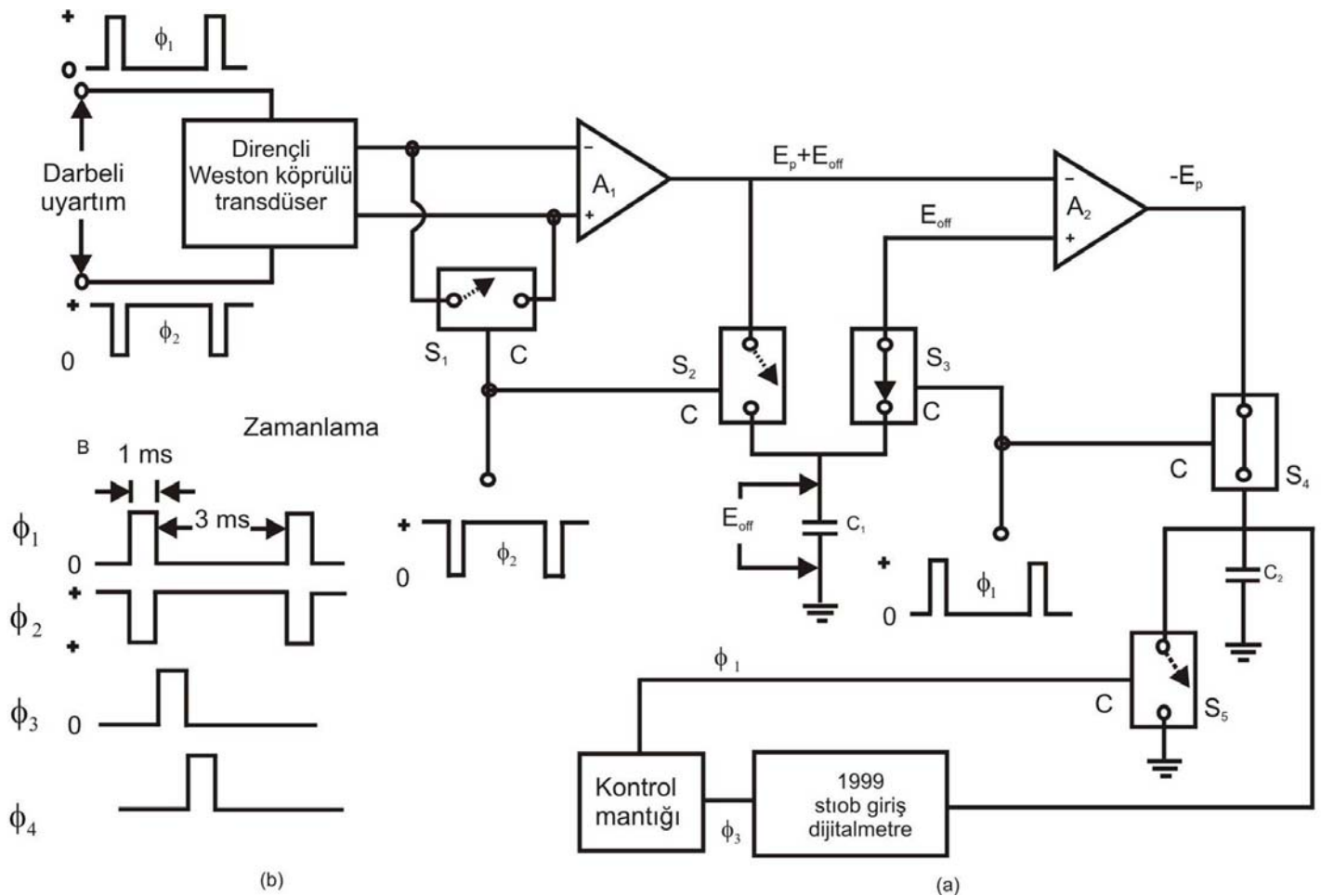
8.5.1.2 Yalıtılmış DC Yükselteçler

Hasta güvenliğiyle ilgili ortaya konan varsayımlar üreticilerin cihazlarını hasta - şehir şebeke yalıtımını artıracak şekilde yeniden tasarlamalarını gerekli kılmıştır. Bu yükselteçler Bölüm 6'da anlatılan yalıtım yükselteçlerine benzer bir yapıya sahiptirler.

8.5.1.3 Darbe Uyarımlı Yükselteçler

Bu yükselteç bir Weston köprülü gerilme ölçer dönüştürücüsü içermesine rağmen bazı modellerde endüktif tipler de

kullanılabilir. Uyarım işareti bir bifazik (çift fazlı) kısa süreli darbelerdir. Bir modelde darbe süresi 1 ms ve görev çevrimi %25'dir.



Darbe uyarımlı sistem a) Devre şeması b) Zamanlama diyagramı

A1 yükselteci bir dc basınç yükselteci, A2 yükselteci ise bir birim kazançlı toplayıcı katıdır. Çıkış göstergesi, ekranı sadece strobe hattı yüksek olduğu zaman yenileyen bir sayısal voltmetredir. S1'den S5'e kadar olan anahtarlar CMOS elektronik anahtarlardır

ve kontrol hattı (C) yüksek olduğunda kapanırlar. Bütün devrenin çalışması bir dört fazlı saat darbesi üretici ile kontrol edilir. $\phi 1$ ve $\phi 2$ fazları dönüştürücüyü uyarır ve yükselteç kayması iptal devresini harekete geçirir. $\phi 3$ fazı göstergeyi yeniler ve $\phi 4$ fazı yenilemenin hemen ardından devreyi sıfırlar.

Bütün dc yükselteçler kayma (yani ısı değişimlerden kaynaklanan ek ofset gerilimleri) yapmaya eğilimlidirler. S2 ve S3 anahtarları ile C1 kondansatörü bir kayma iptal devresi oluştururlar.

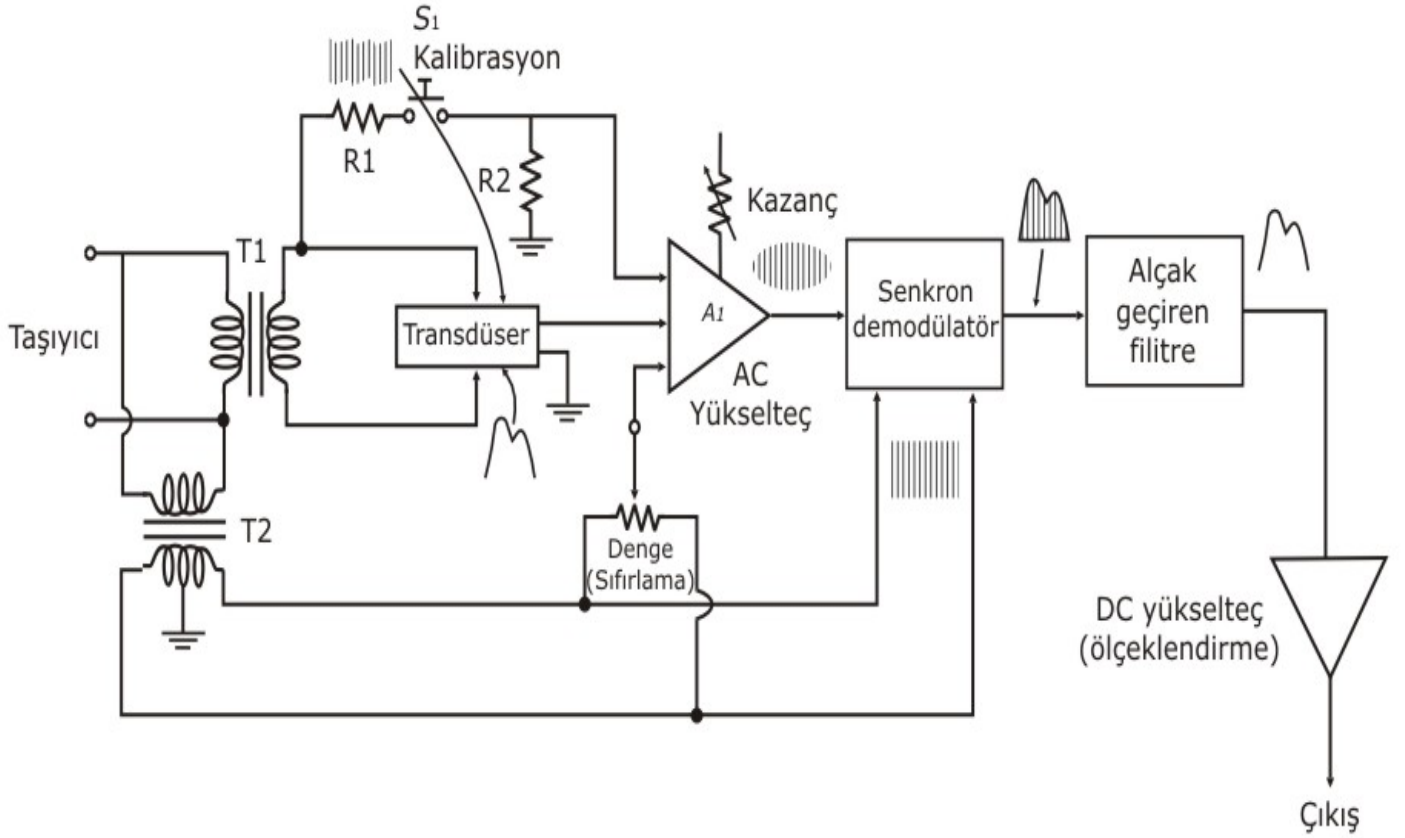
Dönüştürücü sadece $\phi 1$ yüksek ve $\phi 2$ düşük iken uyarılır; diğer bütün zamanlar kendi kendine ısınmayı azaltacak şekilde dönüştürücü çalışmaz. Yine de A1 yükselteci kazancının yüksek olması ve doğal ofset gerilimlerinin varlığı dolayısıyla kayma yapar.

Taşıyıcılı Yükselteçler

AC taşıyıcılı yükselteçler, çalışmak için ac işaretler kullandığından dolayı hem rezistif hem de endüktif köprüye sahip dönüştürücülerle birlikte kullanılabilir. Taşıyıcının frekansı genellikle 400 ile 5000Hz arasındadır. Genlikleri ise 5 ile 12Vrms arasında değişir.

Tek başına çalışan basınç monitörlerinde kendi osilatörleri mevcuttur. Merkezi izleme sistemleri ve kateterizasyon laboratuvarlarında kullanılan cihazlarda birkaç taşıyıcı yükseltecini birarada besleyebilecek güçte tek ortak bir işaret kaynağı bulunur.

Şekilde tipik bir taşıyıcılı yükseltecin blok şeması görülmektedir. Taşıyıcı işareti dönüştürücüye orta ucu topraklanmış simetrik bir transformatör üzerinden verilmektedir. Böylece şaseye göre aralarında 180 derece faz farkı olan simetrik işaret beslemesi sağlanır.



AC Taşıyıcılı Yükselteç

8.6 Sistolik, Diyastolik ve Ortalama Basınç Dedektör Devreleri

Basınç yükselteci tepe değerinin sistolik basıncı ve minimum veya bir vadi noktasının diyastolik basıncı gösteren analog bir dalga şekli üretir. Bu noktaları ayırt etmek için ek elektronik devreler gerekir. Bu devrelerin ürettiği karalı dc gerilim veya akım bir gösterge aletini sürer.

A1'den A3'e kadar olan yükselteçler işlemsel yükselteç ve S1'den S4'e kadar olan anahtarlar CMOS elektronik anahtarlardır. İşlemsel yükselteçler tümleşik devre şeklinde olabileceği gibi eski modellerde ayırık elemanlardan yapılmış da olabilirler.

Şekil a 'daki devrenin çıkışı sistolik basınca karşılık gelen işaretin tepe değerini verir. Aynı devre dalga şekli ters döndürülerek verilirse diyastolik basıncın dedekte edilmesi için de kullanılabilir. Böylece diyastolik değeri ters dönmüş işaret de tepe değerine karşılık gelir.

Ortalama atardamar basıncı basınç dalga şeklinin zaman ortalaması alınarak (integral alarak) bulunabilir. Basit bir ortalama değer integral alıcı devresi aşağıdaki şekilde görülmektedir. Genel olarak basınç monitöründe tampon yükselteçlerle desteklenmiş basit RC integratörler kullanılır.

Ortalama değer okunuşu ortalama atardamar basıncının fonksiyonel tanımının öğretildiği bazı tıbbi personeli şaşırtabilir. Fonksiyonel tanımdan kasıt:

$$\bar{P} = P_d + \frac{P_s - P_d}{3} \quad (8.2)$$

Burada;

P: ortalama atardamar basıncı (mmHg)

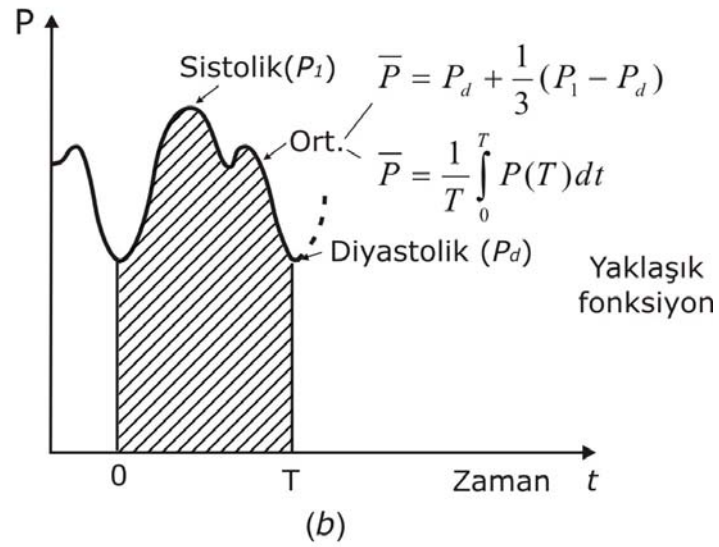
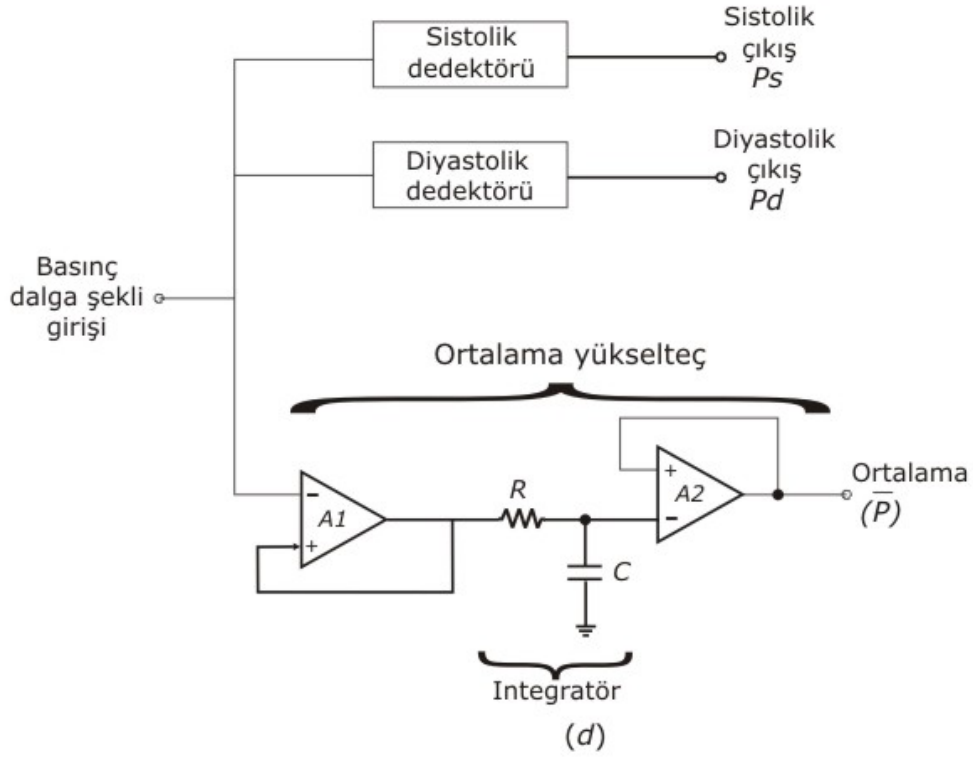
P_d: diyastolik basınç (mmHg)

P_s: sistolik basınç (mmHg)

Örnek 9.4: Bir hastanın sistolik kan basıncı 120 mmHg ve diyastolik basıncı ise 80 mmHg olarak ölçülüyor. Ortalama atardamar basıncı nedir?

Çözüm:

$$\bar{P} = P_d + \frac{P_s - P_d}{3} = (80mmHg) + \frac{(120 - 80)}{3}mmHg = 93mmHg$$



a) Ortalama basınç dedektörü b) Ortalama atardamar basıncının grafik ve matematiksel anlamı

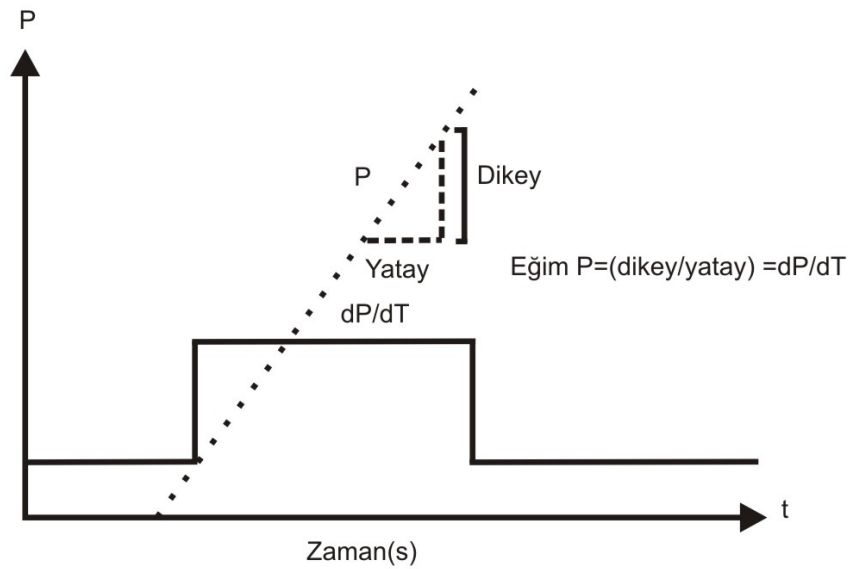
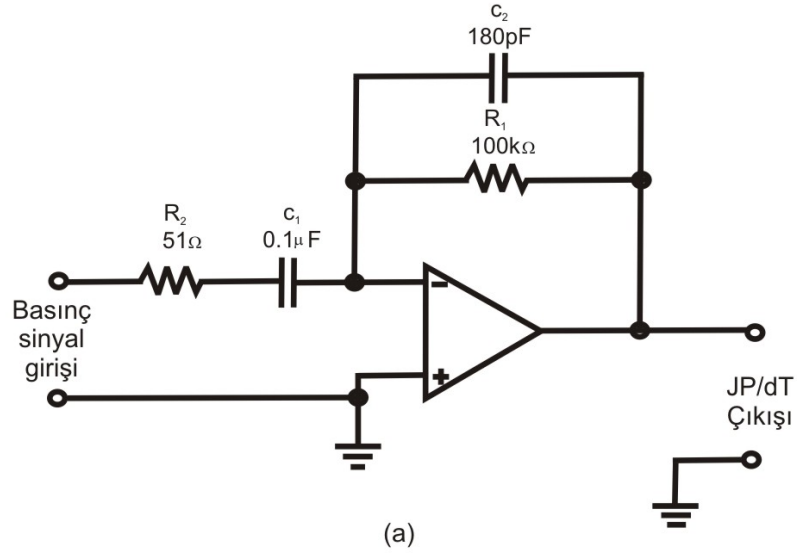
(8.2) denklemi sadece gerçek integralin yaklaşık ifadesidir. Bu denklem, sadece hastanın atardamar basıncı dalga şeklinin doğru değişim göstermesi durumunda doğru sonuç veren fonksiyonel ortalama basıncı bulmak için kullanılır. Dalga şekli normal olmadığı takdirde önemli miktarda hata ortaya çıkar. Ölçme esnasında ya da daha farklı oluşan bazı problemler atardamar dalga şeklini bozar ve böylece gösterge alınan ortalama değerde önemli bir hata vardır.

8.7 Basınc Farklılığına (dP/dT) Göre Çalışan Devreler

Araştırma uygulamaları ve klinik amaç için geliştirilmiş çoğu basınç yükselteci basınç dalga şeklinin türevini (yani zamana göre değişim hızını) veren özel bir çıkışla donatılmış olarak üretilir. Aritmetik notasyona göre bu dP/dT şeklinde gösterilir ve cihazın türev çıkışı bu şekilde belirtilir.

Fizyolojik basınç işaretlerinin türevini alan ve işlemsel yükselteçlerle yapılmış türev alıcı devre aşağıda görülmektedir.

R_1 direnci ve C_1 kapasitesi türev alıcı devresini oluştururlarken C_2 ve R_2 devrede kararlılığı sağlar.



dP/dT dalga şeklini üretmekte kullanılan türev alıcı a) Türev alma devresi b) Bir doğrusal rampa işaretiyle kalibrasyon

Gerçek bir türev alıcının zaman sabiti giriş işaretinin periyoduyla karşılaştırıldığında çok küçük olmalıdır. Atardamar basınç işareti gibi dalga şekilleri söz konusu olduğunda zaman sabiti, dalga şeklinin yükselen kenarının yükselme zamanı ile karşılaştırıldığında çok küçük olmalıdır.

Şekil b'de bir türev alıcının kalibrasyonunda kullanılan standart yöntem görülmektedir. Bir testere dişi veya rampa işareti girişe uygulanmaktadır. Bir işaretin türevi o işaretin değişim hızına veya eğimine bağlıdır ve dolayısıyla bir rampa işaretinin (sabit değişim hızına sahip) türevi sabit bir gerilimdir.

Bir rampanın türevi onun eğiminin hesaplanmasından bulunabilir. Eğimin basitçe tanımı yükselmenin ilerlemeye (Y/X) oranıdır. Bir şerit kaydedicisinde veya osiloskop ekranında görülen işaretin eğimini hesaplamak için o işaretin yüksekliği ile o yüksekliğe ulaşmak için yatayda kaç kare geçmesi gerektiğine bakarız. Dikey bölümlerin sayısı mmHg cinsinden basıncı verirken yatay bölümler saniye cinsinden zamanı verir. Bu durumda dP/dT çıkışı için birim mmHg/s olur.

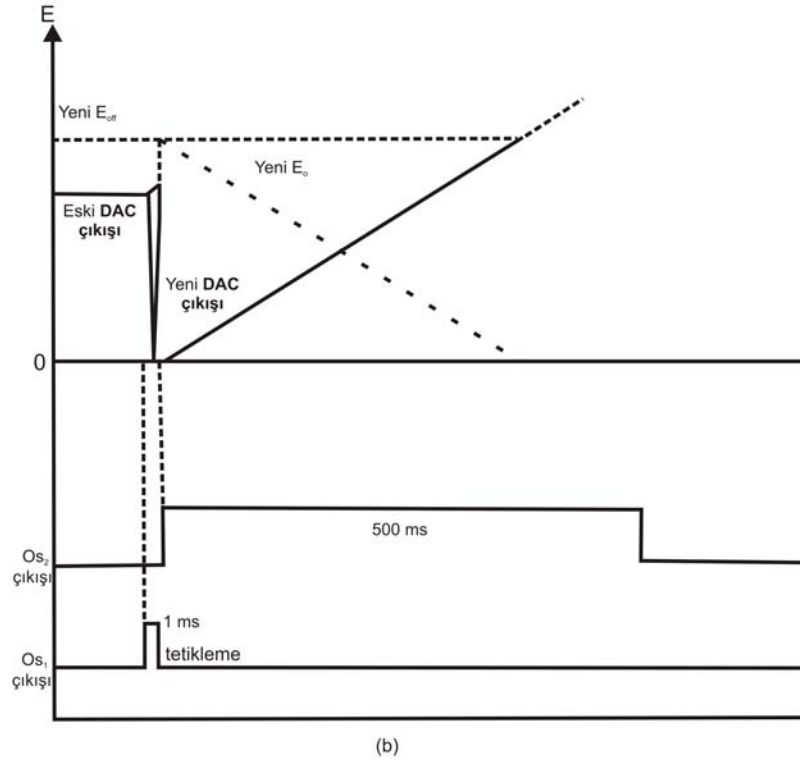
8.8 Otomatik Sıfırlama Devreleri

Çoğu yeni model kan basıncı monitöründe yükselteci otomatik olarak sıfırlayan bir devre bulunur. Genellikle ön panelde “zero” diye adlandırılmış bir düğme bulunur. Operatör dönüştürücü vanasını açık havaya açarak basıncı sıfır referans seviyesine getirir ve sonra da sıfırlama düğmesine basar. Düğmeye basıldığı anda yükselteç çıkışında bulunan herhangi bir gerilim bir ofset veya hata gerilimi olarak değerlendirilir ve sıfırlanır.

Şekilde bir otomatik sıfırlama devresinin blok şeması görülmektedir. 3 ana bölüm, toplayıcı yükselteç, rampa jeneratörü ve kontrol mantığıdır.

Toplayıcı yükselteç basınç yükseltecinin çıkışındaki gerilimi alır, rampa jeneratörünün çıkışındaki gerilimle toplar.

Rampa jeneratörü, sıfır seviyesinden başlar ve maksimum değere kadar doğrusal bir şekilde yükselen gerilim üretir. Şekildeki



Otomatik sıfırlama devresi a) devre b) zamanlama ve dalga şekli diyagram

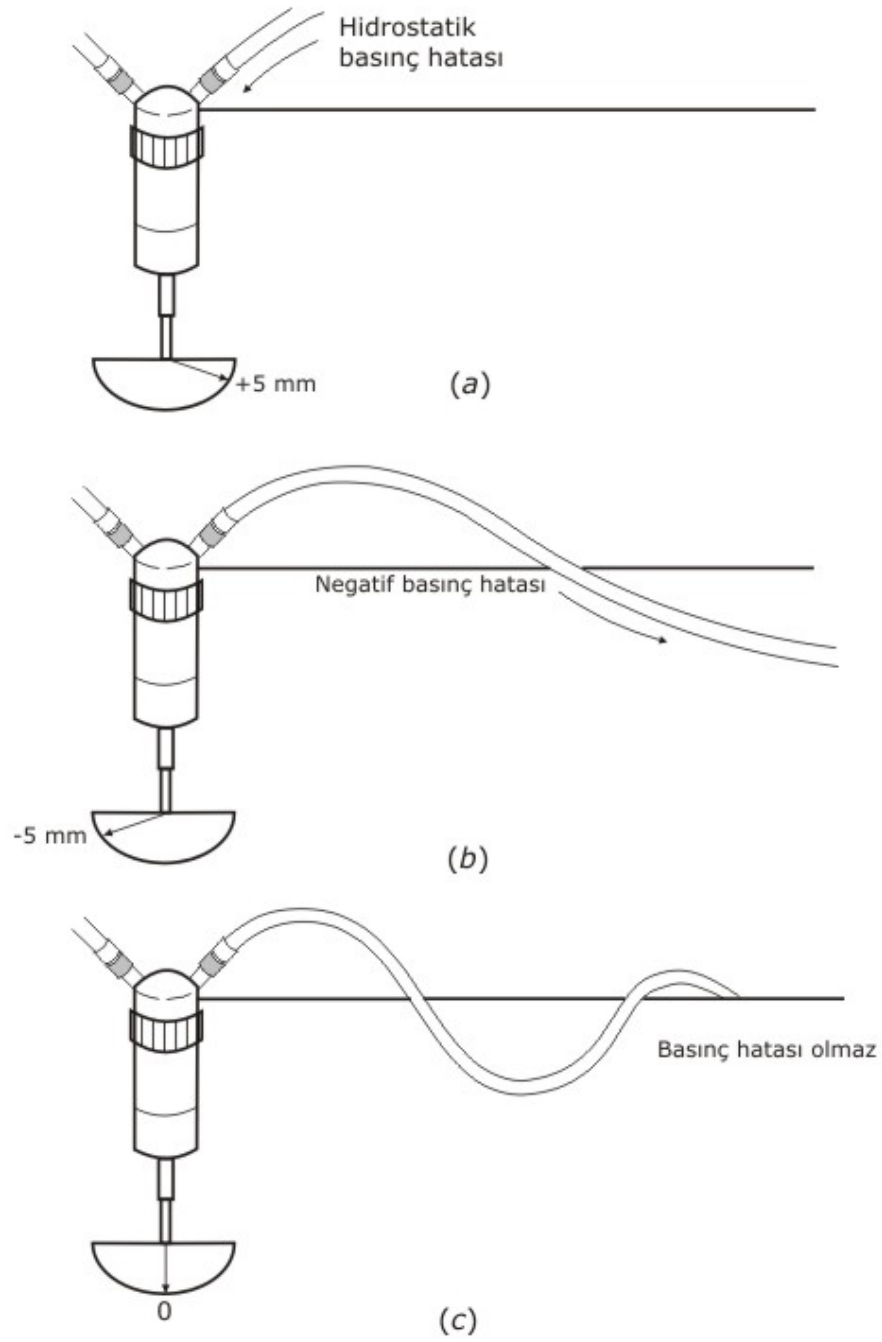
8.9 Basınç İzlemede Karşılaşılan Problemler

Pratik izleme olaylarında operatör veya özellikle tıbbi cihazlarla ilgilenmek üzere görevlendirilmiş personel (klinik mühendisleri, biyomedikal ekipman teknisyenleri veya izleme/kardiyovasküler teknisyenler) tarafından çözülmesi gereken birkaç problem vardır.

8.9.1 Hidrostatik Basınç

Dönüştürücüdeki boru sisteminde bulunan sıvının da bir ağırlığı vardır ve bu dönüştürücü diyaframına ek basınç uygulayan bir kuvvet olarak ortaya çıkar.

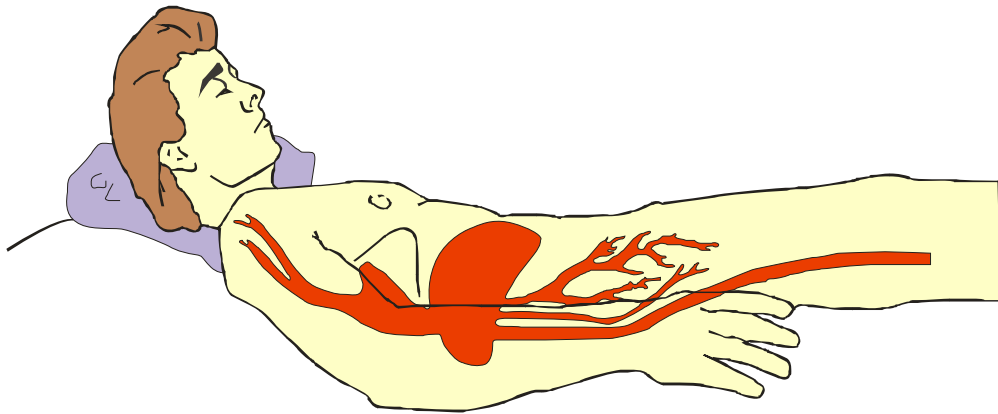
Şekil a'da dönüştürücüye yukarıdan aktarılan borulardaki sıvının ağırlığı dolayısıyla meydana gelen pozitif hidrostatik basınç görülmektedir. Benzer şekilde borular dönüştürücü seviyesinden aşağıda kalırsa bir negatif basınç görülür (Şekil b). Bu ofset probleminin çözümü Şekil c'de görüldüğü gibi boruların dönüştürücü seviyesinden eş uzunlukta aşağıda yukarıda olması ile gerçekleşir. Dönüştürücü diyaframı boru sisteminin bir tarafının yerleşiminde rehber görevi görürken hasta üzerinde kateter ucu diğer taraf için referans oluşturmaktadır.



Hidrostatik basınç a) Pozitif basınç b) Negatif basınç c) pozitif ve negatif basınçların dengelenmesi

Dönüştürücü çoğunlukla özel bir tutucuya monte edilir veya hasta yatağı yakınında duran standart bir IV askısına bağlanır. Dönüştürücü askıya, farklı hidrostatik basınçların dengelenebilmesi için yukarı aşağı hareket ettirilebilen bir tutucuyla monte edilir. Diyafram düz pozisyonda olmalı ve kateterin hasta vücuduna girdiği nokta değil de kateter ucunun bulunduğu noktanın yerden yüksekliğine eşit bir seviyede durmalıdır.

Şekilde intrakardiyak kateterlerin kullanılması durumunda dönüştürücünün doğru yerleşim noktasını göstermektedir. Çoğu otorite sırt üstü pozisyonda yatan hasta için yataktan yaklaşık 10 cm yüksekliği uygun görmektedir. Hidrostatik basınç, basınç ölçüm sistemlerinde görülen pek çok hatanın nedenidir.



İntrakardiyak basınçların ölçümü için doğru dönüştürücü yerleşimi gövdenin ortasından geçen çizgi boyuncadır.

8.9.2 Boru Sisteminden Kaynaklanan Bozulmalar

Dönüştürücü boru sistemindeki mekanik problemler dalga şekline dolayısıyla gösterge okumalarına ters yönde etki edebilir. Sistemin özellikleri dolayısıyla mekanik rezonanslar ve kayıplar meydana gelebilir ve böylece dalga şekli bozulabilir. Atardamar basınç dalga şekli sinüs biçimli değildir bu yüzden temel frekans bileşeni harmoniklerin toplamından oluşur. Eğer boru sistemi mükemmel olsaydı (ki bu hiçbir zaman olmaz), temel frekans bileşeni ve bütün harmonikler hiçbir şekilde zayıflamadan ve faz ilişkileri bozulmadan boruda iletilirdi.

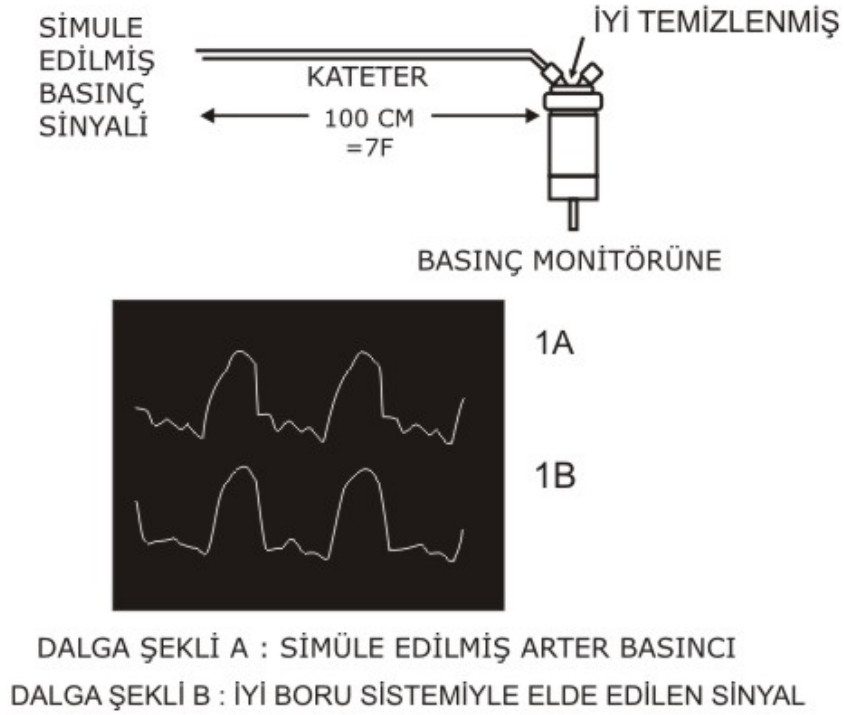
Şekil a'da atardamar dalga şeklinin dönüştürücü çıkışında düzgün bir kopyasının elde edilmesi görülmektedir. Bu durum boru sistemi ve dönüştürücü atardamar dalga şeklindeki önemli harmonik bileşenleri zayıflatmayacak kadar yüksek bir frekans cevabına sahip olduğu takdirde gerçekleşir. Tepe değer tutucu devreleri tarafından belirlenen sistolik ve diyastolik basınçlar ancak bu durumda doğru olur.

Şekil b’de altta görülen dalga şekli gerçek işaretin zayıflatılmış bir şeklidir. Temelde bu orijinalin iyi bir temsilidir fakat yüksek frekanslı bileşenlerin bir kısmı kaybolmaktadır. Bu dalga şekli genelde klinik izleme sistemlerinde görülen duruma çok yakındır. Burada en önemli olan husus, sistolik ve diyastolik özelliklerin hala çok iyi durumda olması dolayısıyla Şekil a’daki dalga şeklinde olduğu kadar doğru sonuçlar elde edilmesinin mümkün olmasıdır.

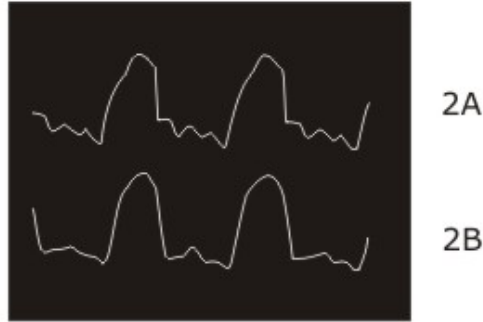
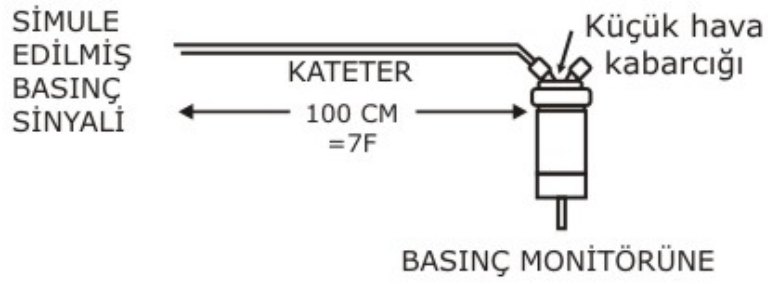
Sistemdeki rezonanslardan ötürü ortaya çıkan dalga şekli üzerindeki çınlama (ringing) Şekil c’de net bir şekilde görülmektedir. Bu problem sistolik ve diyastolik basınç değerlerinin olduğundan yüksek görülmesine neden olur.

Tam tersi bir durum dalga şeklinin aşırı zayıflatılması Şekil d’de görülmektedir. Alttaki dalga şeklinde, tüm yüksek frekanslı bileşenler bastırılmış ve toplam dalga genliği önemli ölçüde azaltılmıştır. Tepe dedektörü tarafından belirlenen diyastolik değeri uygun sınırlar içerisinde kalsa da, sistolik değer önemli ölçüde azaltılmış olarak belirlenecektir. Benzer bir dalga şekli

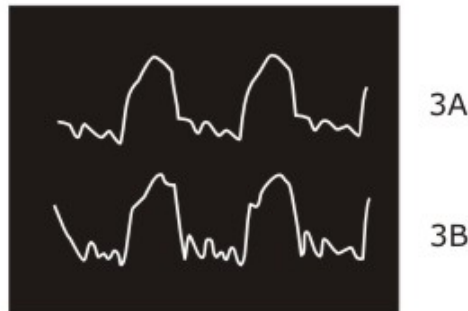
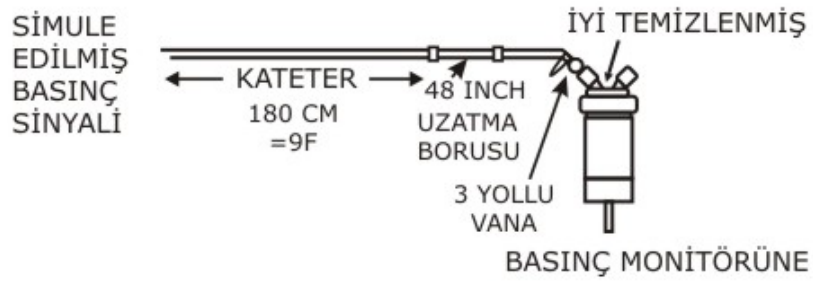
sistemde hiçbir bozukluk olmasa da doğal bir şekilde düşük tansiyonlu hastalarda görülür (Bu gibi durumlarda hastanın basıncının oskültasyon yoluyla ölçülmesi olayı doğrular).



(b)

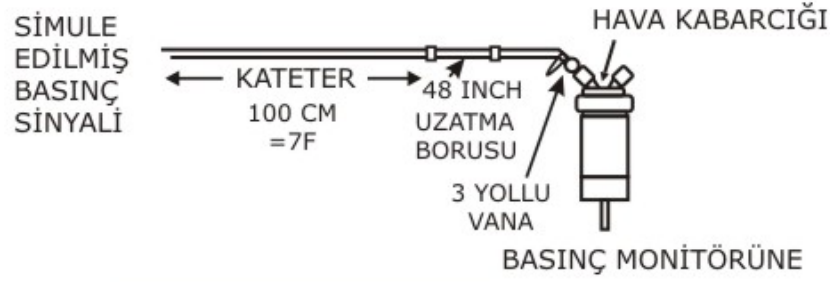


DALGA ŞEKLİ A : SİMÜLE EDİLMİŞ ARTER BASINCI
DALGA ŞEKLİ B : HAFİFÇE SÖNÜMLENMİŞ DALGA ŞEKLİ,
BASINÇ DEĞERLERİ KAYBOLMAMIŞ
(b)



DALGA ŞEKLİ A : SİMÜLE EDİLMİŞ ARTER BASINCI
DALGA ŞEKLİ B : REZONANS NEDENİYLE BASINÇ
DEĞERLERİNİN YÜKSEK GÖZÜKMESİ PROBLEMİ

(c)



DALGA ŞEKLİ A : SİMÜLE EDİLMİŞ ARTER BASINCI
 DALGA ŞEKLİ B : AŞIRI DERECEDE BASTIRILMIŞ DALGA ŞEKLİ
 NEDENİYLE SİSTOLİK BASINCIN DÜŞÜK ÇIKMASI PROBLEMİ

(d)

Basınç izleme sistemlerinde meydana bazı hatalara ait dalga şekilleri a) dalga şeklinin düzgün hali, b) hafifçe zayıflatılmış dalga şekli, c) sistemdeki rezonans dolayısıyla dalga şeklinde meydana gelen çınlama (ringing) d) şiddetle zayıflatılmış dalga şekli.

8.10 Basamak Cevabının Test Edilmesi

Bir basınç sisteminin basınçtaki değişimlere cevap verebilme kabiliyeti onun dinamik karakteristiklerine yani frekans cevabına bağlıdır. Mükemmel sinüs dalgası haricindeki diğer tüm dalga şekilleri bir temel frekansın sinüs ve kosinüs harmoniklerinden

oluşan Fourier serilerinden oluşur. Hangi harmoniklerin bulunduğu ve göreceli genlik ve faz ilişkileri dalga şeklinin biçimini belirler. Eğer harmonikler bir filtreleme sistemi ile ortadan kaldırılırsa dalga şekli bozulacaktır. Elektronik devreler ve kullanılan boru sistemi ile dönüştürücünün karakteristikleri dc'ye yakın frekanslardan 20Hz'e kadar olan frekansları geçirebilecek yapıda olmalıdır. Aksi takdirde basınç dalga şeklinde bozulmalar meydana gelir.

Şekil a'da sistemin kare dalga testini yapmak üzere tasarlanmış bir test aparatı görülmektedir. Su dolu bir kateter veya iğne bir şırınga gövdesine, standart üç yollu vananın hemen altına bağlanan dönüştürücü sistemi vardır. Bir sfingmomanometrede kullanılan el pompası sisteme basınç vererek balonun şişmesini sağlamaktadır. Elektronik basınç sensörü üzerinde statik bir basınç meydana getirdikten sonra, balon ateş kullanılarak patlatılmakta ve böylece basınçta çok ani bir düşme sağlanarak negatife giden bir kare dalga uyarısı meydana getirilmektedir. Sonuçta sistemdeki basıncın ω_0 frekansında (Şekil b) ve sönüm faktörü β tarafından belirlenen üstel bir eğriyle genliği azalan

osilasyonlar yapması sağlanmış olur. Osilasyonların frekansı aşağıdaki denklemden hesaplanır;

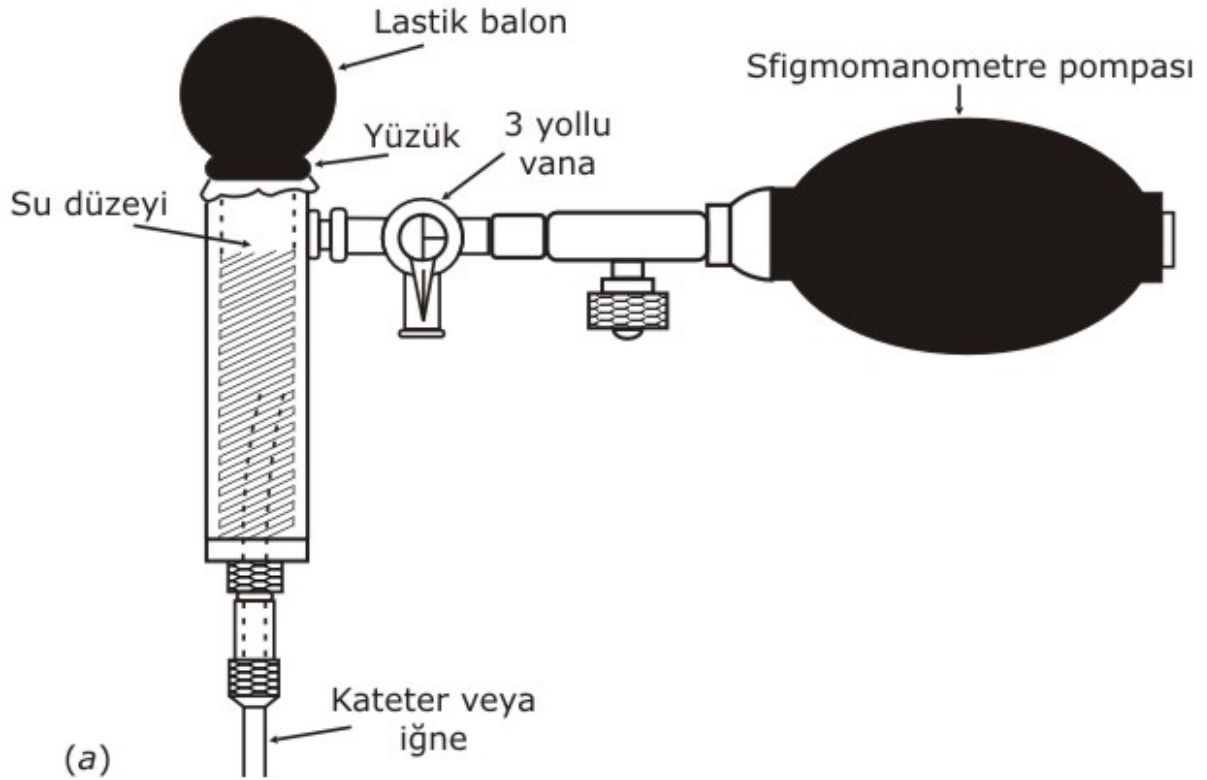
$$\omega_o = \frac{1}{T\sqrt{1-\beta^2}} \quad (8.3)$$

Sönüm faktörü ise aşağıdaki denklemden bulunur;

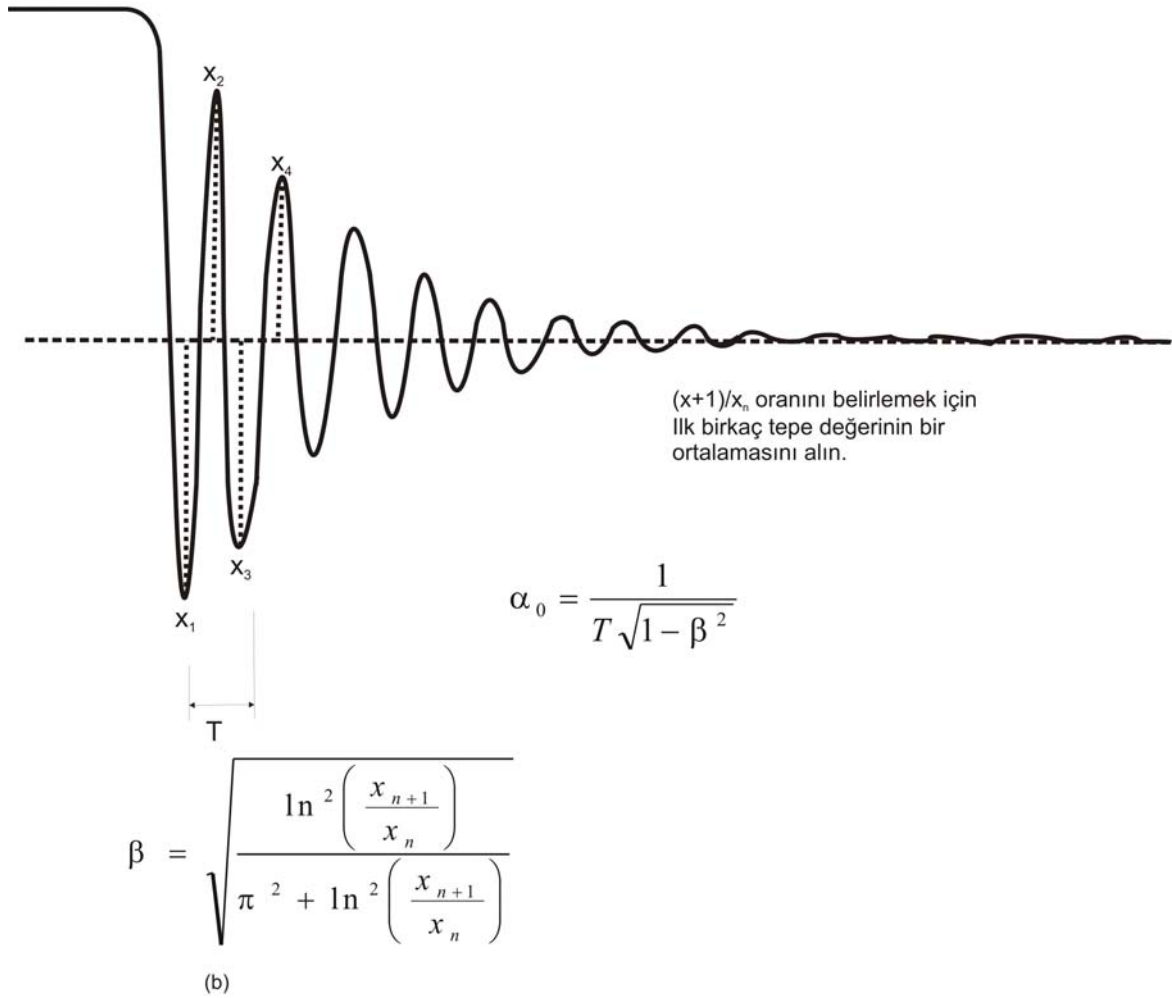
$$\beta = \sqrt{\frac{\ln^2\left(\frac{X_{n+1}}{X_n}\right)}{\pi^2 + \ln^2\left(\frac{X_{n+1}}{X_n}\right)}} \quad (9.4)$$

Frekans cevabının 20Hz olabilmesi için β 'nın 0,7 civarında olması istenir. Bu rakam kritik sönümlleme sağlar. Eğer değer çok daha küçük olursa sistem kritik üstü sönümllemeye sahip olur ve çınlama yapar (yani yüksek frekanslı bileşenler tarafından keskinleştirilmiş dalga şekli yüzünden anormal derecede yüksek sistolik basınç değerleri okunur). Benzer şekilde, $\beta \gg 0,7$ olan

kritik altı sönümlmeli sistemde yüksek frekanslı bileşenler aşırı derecede zayıflatılır ve bu da anormal derecede düşük sistolik basınçlarının okunmasına neden olur. Sistem çıkışı gerçek değere yakın sonuçları ancak β değeri 0,7 civarında olursa verir.



a) Kateter-dönüştürücü sisteminin geçiş osilasyon cevabını test eden mekanizma



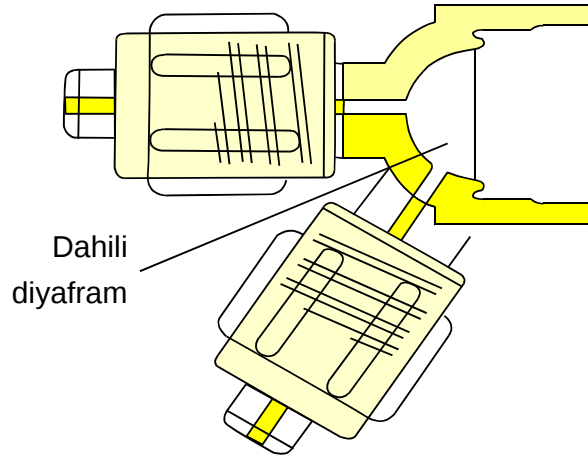
b) kare dalgası biçiminde basıncın uygulanması ile kateter-dönüştürücü sisteminin verdiği geçiş osilasyon cevabı

8.11 Dönüştürücü Bakımı

Kan basıncı dönüştürücüleri hassas aletlerdir. Fiziksel zorlamalar bir dönüştürücüye kolaylıkla hasar verebilir. Özellikle diyafram

oldukça hassastır ve hiçbir surette dokunulmamalıdır. Diyafram, hafif bir solvent (çözücü) ve bir pamuklu çubuk kullanılarak temizlenmelidir. Temizlik esnasında asla fazla baskı uygulamamalıdır.

Dönüştürücüler sıklıkla her kullanımdan sonra hastalık bulaşmasını engellemek amacıyla sterilize edilir. Dönüştürücüye zarar vereceği için otoklavda buharla sterilizasyon yoluna asla gidilmemelidir. Kullanılıp atılır bir basınç odacığı kullanılmadığı müddetçe gaz ile sterilizasyon yapılabilir. Tek kullanımlık basınç odacıkları her kullanımdan sonra atılırlar, böylece dönüştürücü sıvı bir dezenfektan madde kullanılarak dezenfekte edilebilir.



Kullanılıp atılır (tek kullanımlık) dönüştürücü basınç odacığı.

Tek kullanımlık basınç odacığı, basıncı diyaframa ileten ince bir zara sahiptir. Çoğu tasarımda odacık dönüştürüye takılmadan önce basıncın iyi aktarımını sağlamak üzere diyaframın üzerine bir damla sıvı damlatılmasını gerektirir.

8.10.1 Dönüştürücü Kalibrasyon ve Dengeleme Prosedürü

Çoğu atardamar kan basıncı dönüştürücüsü ve yükselteci sıfırlama ve kalibrasyon olmak üzere iki temel ayara sahiptir. Yükselteçlerin ayarlanması ile ilgili işlem sırası aşağıdaki gibidir:

1. Dönüştürücü üzerindeki vanaları atmosfere açın.
2. Dönüştürücünün yüksekliğini hastanın kolu içindeki kateter ucunun seviyesine ayarlayın.
3. Yükseltecin üzerindeki sıfırlama ayarını göstergede veya osiloskop ekranında sıfır taban seviyesini görünceye kadar ayarlayın.
4. Kalibrasyon düğmesine basın (bu yükseltece genellikle 100, 150 veya 200 mmHg seviyesinde bir basınç işaretinin gönderilmesini sağlar).
5. Kalibrasyon ayarını (aralık veya hassasiyet ayarı diye de bilinir) göstergede veya osiloskop ekranında istenen basınç seviyesini görünceye kadar ayarlayın.
6. Dönüştürücü vanasını kapatın. Sistem artık kullanılmaya hazırdır.

Eğer sistemin doğruluğu konusunda şüphe varsa veya dönüştürücü zorlandıysa ya da eskidiyse kalibrasyonun kontrolü gerekli olabilir. Aynı zamanda yükselteç herhangi bir kalibrasyon işaretini dahili olarak içermeyebilir. Bu gibi durumlarda yukarıda bahsedilen işlem basamaklarını bir civalı veya aneroid

mekanizmalı manometrenin kalibrasyonun kontrolünde kullanılabileceği şekilde değiştirin. Çoğu klinik mühendisi ya da biyomedikal cihaz teknisyeni değiştirilmiş bir kan basıncı ölçeri bu amaçla kullanır. Bunun için normal bir kan basıncı ölçüm aletini alın ve koluğunu çıkartın. Kolluktan ayrılan hortumun ucuna bir Luer klipsli bağlayıcı takın. Bu düzeni kullanarak yükseltecin kalibresini kontrol edebilir ve ayarlayabiliriz. Bir kere sıfırlama yapıldıktan sonra vanaları kapatın ve sisteme basınç pompalayın. Daha sonra yükselteci bu basınç değerini gösterecek şekilde ayarlayın. Sistemin doğrusallığını manometre basıncına göre gösterge basıncını karşılaştırarak denetleyin.

Bu test için dönüştürücüye basınç vermenin iki yolu vardır. Birisi sıvı dolu bir kan aktarım poşetini sisteme bağlayarak istenilen basınç seviyesine kadar pompalamaktır. Diğeri ise hava kullanmaktır. Klinik ortamda ilk yöntem tercih edilirken diğeri basınç sistemlerinin atölyede testinde kullanılır.