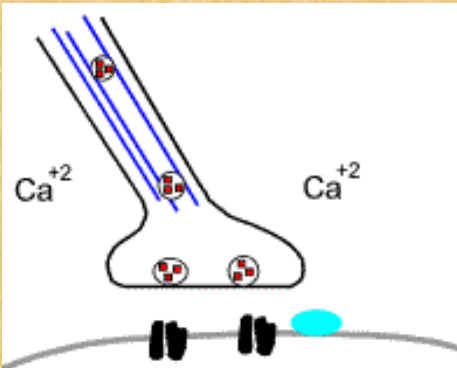
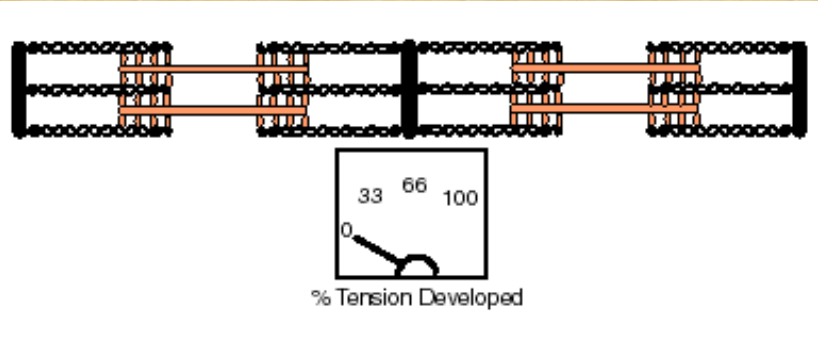


KANIN AKIŞKAN OLARAK ÖZELLİKLERİ, BERNOUILLI İLKESİ, POISEUILLE YASASI VE DOLAŞIM DİNAMIĞI İLE İLİŞKİSİ

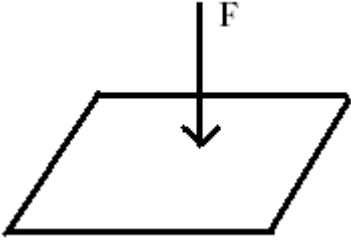


Doç. Dr. Erkan Tuncay
Biyofizik Anabilim Dalı

İçerik

- Basınç, kuvvet ve debi kavramı
- Birimler
- Bernouilli ilkesi,
- poiseuille yasası

BASINÇ



$$P = \frac{F}{A}$$



Skaler bir büyüklüktür. Basınç bir yüzeye dik olarak etki eden kuvvetlerin etkisiyle ortaya çıkar.



Basınç bir dış kuvvetten veya akışkanın kendi ağırlığından kaynaklanır.

$$\vec{F} = P \cdot A \cdot \vec{n}_o$$



Yüzeye dik birim vektör

Boyutu

$ML^{-1}T^{-2}$ dir



$$\frac{Kuvvet}{Alan} = \frac{MLT^{-2}}{L^2}$$

M=KÜTLE
L=UZUNLUK
T=SÜRE

Birimi

MKSA

1 Pascal = 1 N/m² (Pa)

C.G.S

dyn/cm² = Bari

mBari = 10⁻³

1 Bar = 10⁶ Bari
1 mBar = 10³ Bari

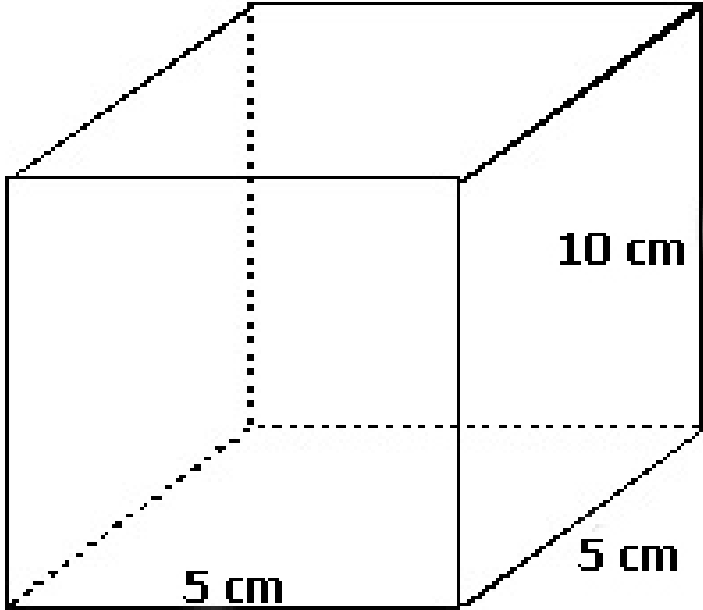
1 mmHg = torr
1 torr = 133,3 Pa
1 cmHg = 1333,3 Pa

Tıpta en çok kullanılan basınç birimi mmHg, bir cm² alana uygulanan kuvvetin aynı çaptaki civa sütununun yüksekliği cinsinden ifadesidir.

Atmosfer Basıncı: Deniz kenarında 76 cm yüksekliğinde civa sütununun tabanına yaptığı basınca denir.

HİDROSTATİK BASINÇ

Sıvının kendi ağırlığı nedeniyle tabanına ve çeperlerine yaptığı basınca hidrostatik basınç denir.

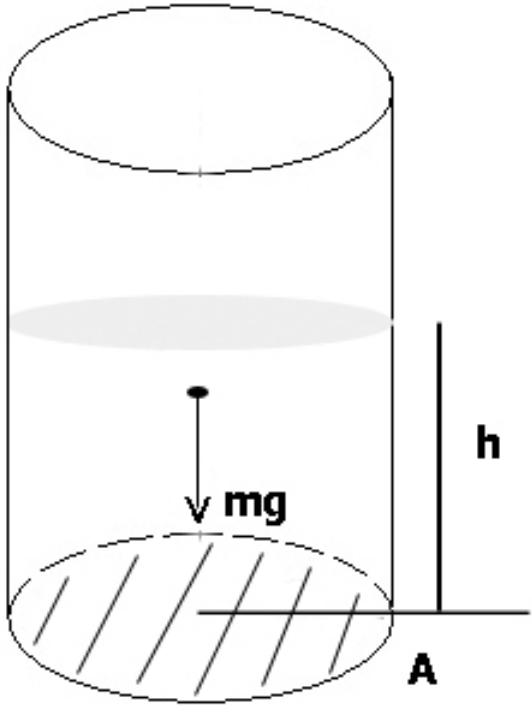


$$1\text{N} = 10^6 \text{ dyn}$$

1N'luk kuvvet uygulandığında

$$P = \frac{F}{A} = \frac{10 \cdot 10^5 \text{ dyn}}{5 \cdot 5} = 4 \cdot 10^4 \text{ dyn} / \text{cm}^2$$

$$P = \frac{10 \cdot 10^5}{5 \cdot 10} = 2 \cdot 10^4 \text{ dyn} / \text{cm}^2$$



Silindirik bir kaptaki h yükseklikteki bir sıvının tabanına yaptığı basınç, bu sıvı sütununun tabanına uyguladığı kuvvet sütunun ağırlığına eşittir.

$$F = mg$$

$$m = V \cdot d$$

(Değerini yerine koyarsak)

$$F = V \cdot d \cdot g$$

Sütunun hacmi ise



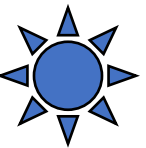
$$V = A \cdot h$$

$$P = \frac{F}{A} = \frac{A \cdot h \cdot d \cdot g}{A} = h \cdot d \cdot g$$

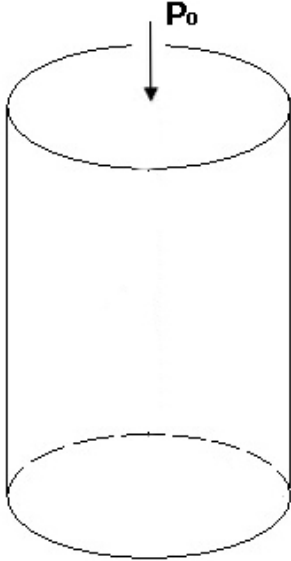


$$P = h \cdot d \cdot g$$

g 'nin bulunması hidrostatik basıncın yerçekimi sonucu ortaya çıktığını gösterir.



Basınç ölçümleri 2 şekilde ifade edilir;



① $P = h \cdot d \cdot g$ Hidrostatik basınç

$P = P_0 + h \cdot d \cdot g$ Mutlak basınç

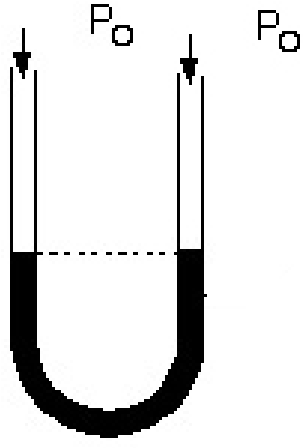
② Basınç ölçümü bir akışkanın atmosfer basıncından farkı;

$$\Delta P = P - P_0$$

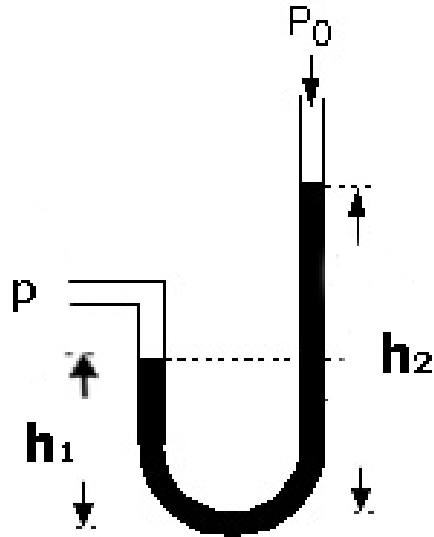
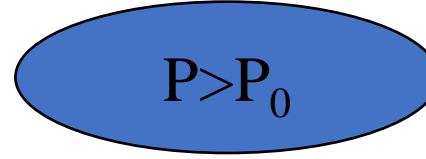
şeklinde yapılabilir

Ölçü basıncı

Ölçü basıncını ölçen aletlere manometre denir.



Her iki koldaki basınçlar aynı olduğundan sıvı yükseklikleri aynıdır. Şimdi sol kola P_0 hava basıncından farklı bir P basıncı uygulayalım.



$$P + h_1.d.g = P_0 + h_2.d.g$$

$$P - P_0 = d.g.(h_2 - h_1)$$

$$P - P_0 = h.d.g$$

Ölçü basıncı

Ölçü basıncı



$$\Delta P = -5\text{mmHg} = -666\text{Pa}$$

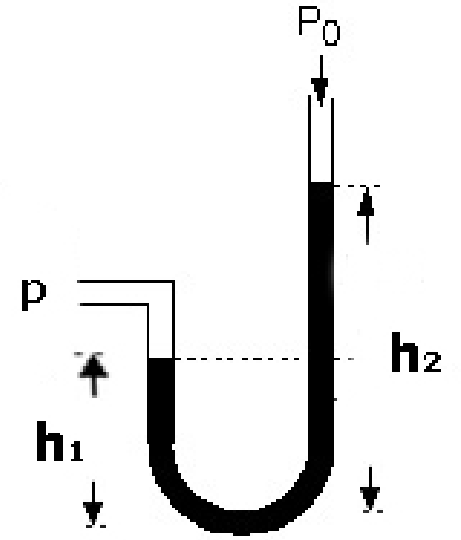
$$P_0 = 760\text{mmHg} = 101\text{kPa}$$

Mutlak basınç nedir?

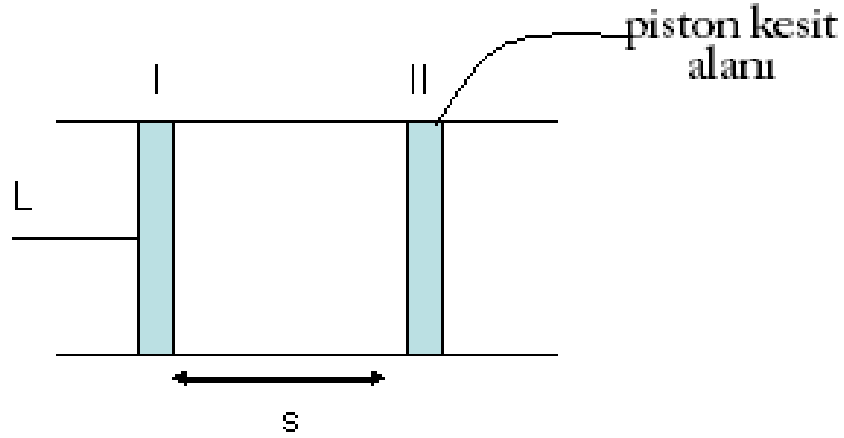
$$P - P_0 = \Delta P$$

$$P = \Delta P + P_0$$

$$P = 101 - 0,67 = 100,33\text{kPa}$$



BİR AKIŞKANI POMPALARKEN YAPILAN İŞ



L pistonunu I konumundan II konumuna kadar bir F kuvveti uygulayarak ilerlettiğimizi ve bu esnada P basıncının pek fazla değişmediğini düşünelim. Uygulanan kuvvet;

$$F = A.P$$

F kuvveti S yolunu almış olduğundan yapılan iş $\rightarrow W = F.S = P.A.S$

The term $P.A.S$ is enclosed in a blue oval labeled V , representing the volume of fluid displaced.

$$W = P.V \rightarrow$$

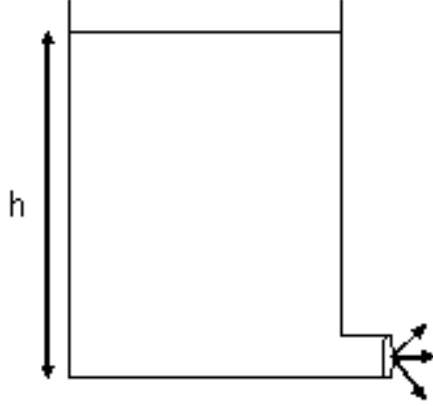
$$W = P.V \xrightarrow{\text{orange arrow}} V = \frac{m}{d} \xrightarrow{\text{blue arrow}} \boxed{W = P \frac{m}{d}}$$

Pompalamada yaptığımız bu iş m kütleli akışkan paketine basınç enerjisi olarak verilmiş olur. Buna E_b dersek;

$$\boxed{E_b = P \frac{m}{d}} \xrightarrow{\text{orange arrow}} \text{Basınç Enerjisi}$$

m kütleli sıvı paketçığının akış deliği düzeyine göre Potansiyel enerjisi

$$m.g.h$$



Şekildeki gibi bir kaptan fışkıran su parçacıklarının kinetik enerjisini hesaplayalım. Fışkırama esnasında basınç enerjisi kinetik enerjiye dönüşür.

$$E_b = E_K \quad (\text{Sürtünmesiz sıvılar için})$$

$$P \frac{m}{d} = \frac{1}{2} m v^2$$

$$P = h.d.g$$

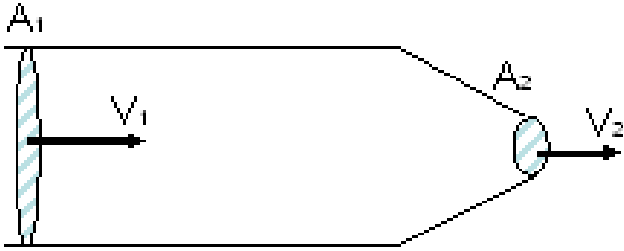
$$h.d.g \frac{m}{d} = \frac{1}{2} m v^2$$



$$v = \sqrt{2gh}$$

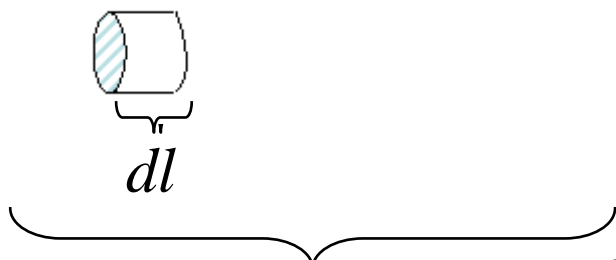
DEBİ

Akış borusunun bir kesitinden birim zamanda geçen akışkan miktarına **debi** denir ve Q ile gösterilir.



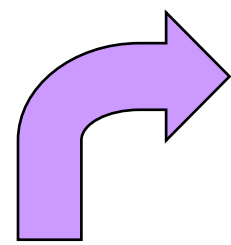
A_1 kesitinde hız $\rightarrow v_1$

A_1 kesitinin her yerinde akışkan v_1 hızı ile akıyor ise, Debi;



dt zamanında hacim dV kadar değişiyor

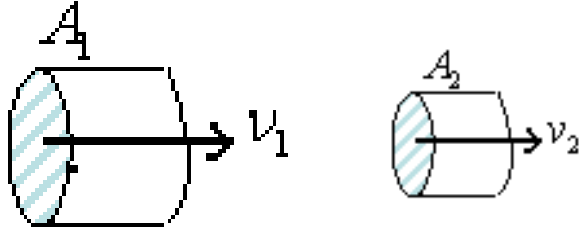
$$dV = A \cdot dl = A \cdot v_1 dt$$



$$Q = \frac{dV}{dt} = \frac{A_1 v_1 dt}{dt} = A_1 v_1$$

$$Q = A_1 v_1$$

Şimdi A_1 ve A_2 kesitlerini ele alalım;



A_1 kesitinde hız $\rightarrow v_1$
 A_2 kesitinde hız $\rightarrow v_2$

$$dV_1 = A_1 dl_1 = A_1 v_1 dt$$

$$dV_2 = A_2 dl_2 = A_2 v_2 dt$$



$$d \cdot A_1 v_1 dt = d \cdot A_2 v_2 dt$$

dt zamanında A_1 ve A_2 kesitlerinden geçen sıvı miktarı eşit olmalıdır.

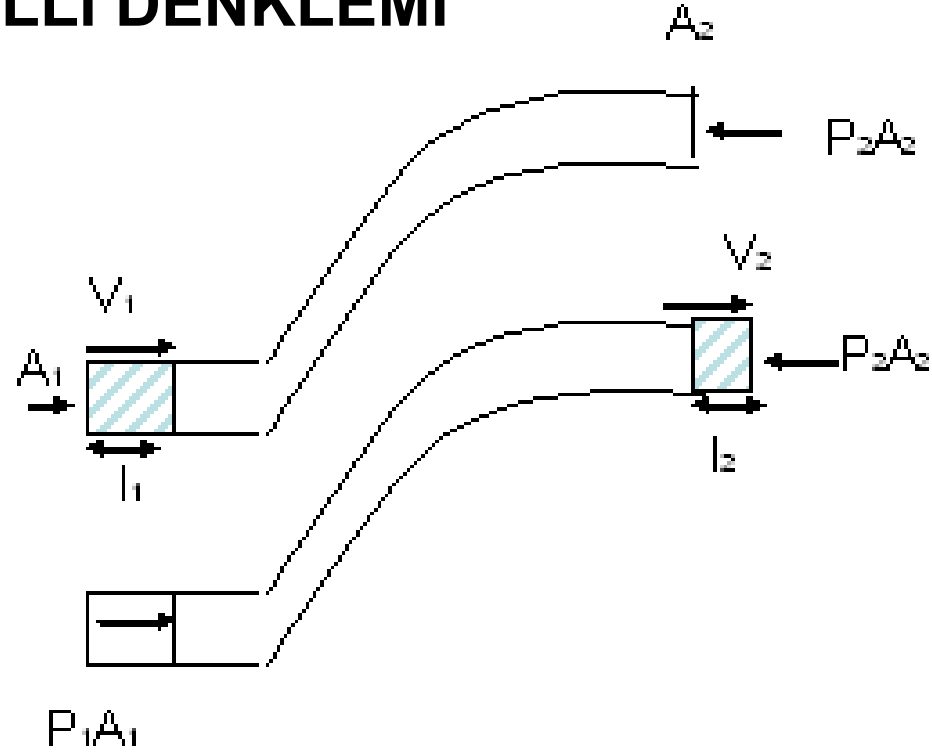
$$m_1 = m_2$$

$$m = V \cdot d$$

$$A_1 v_1 = A_2 v_2$$

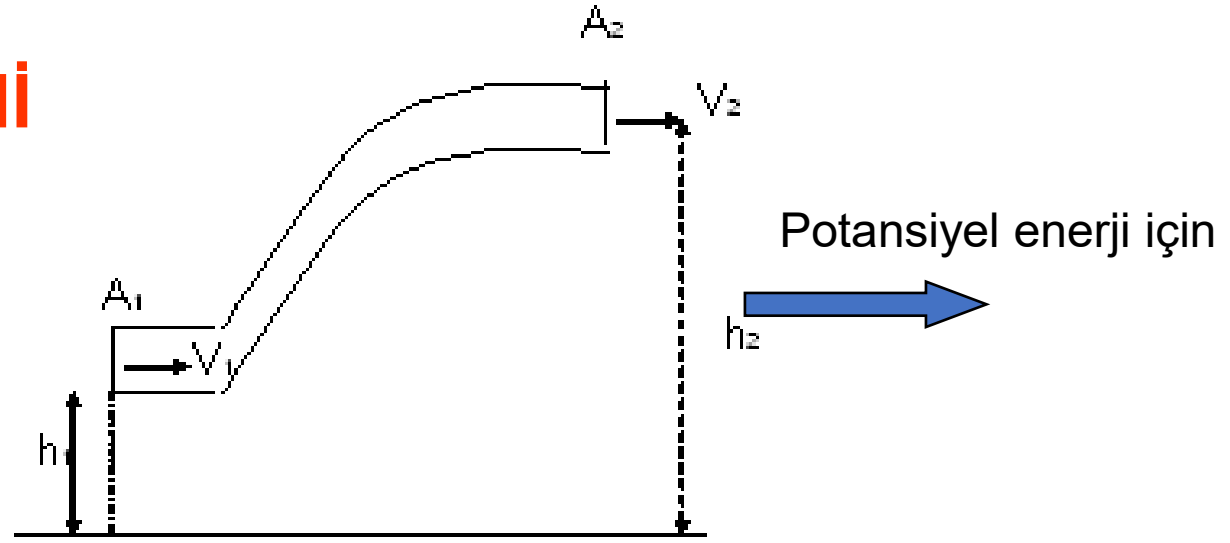
SÜREKLİLİK DENKLEMİ

BERNOULLİ DENKLEMİ



Şekildeki gibi bir akış borusunda sıkışmasız ve sürtünmesiz bir akışkanın akışını ele alalım

BERNOULLİ DENKLEMİ



$$P_1 + \frac{1}{2}dv_1^2 + h_1dg = P_2 + \frac{1}{2}dv_2^2 + h_2dg = \text{SABİT}$$

BERNOULLİ DENKLEMİ
elde edilir



Bernouilli Denklemi



Enerjinin korunumu ilkesinin
bir sonucudur.



Eğer sürtünme var ise;

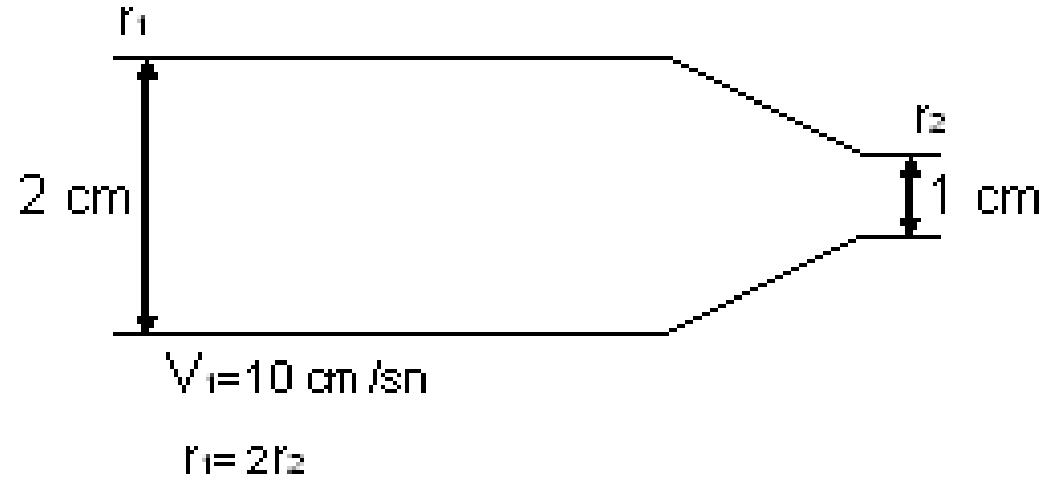
$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho h_1 dg = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho h_2 dg + E_s$$

Yatay kısımlarda $\longrightarrow h_2 = h_1$

$$P_1 - P_2 = \frac{\rho}{2} (v_2^2 - v_1^2)$$

Hızın büyük olduğu
yerde basınç küçüktür

Örnek: 2 cm çaplı yatay bir boru içinde 1 cm çaplı bir boğum vardır. Boru içinde 10 cm/sn hızla akmakta olan sıvı, boğumu hangi hızla geçer? Boru ve boğum Arasındaki basınç farkını bulunuz. ($d=1 \text{ gr/cm}^3$)



$$v_1 A_1 = v_2 A_2$$

$$v_1 \Pi r_1^2 = v_2 \Pi r_2^2$$

$$v_1 (2r_2)^2 = v_2 r_2^2$$

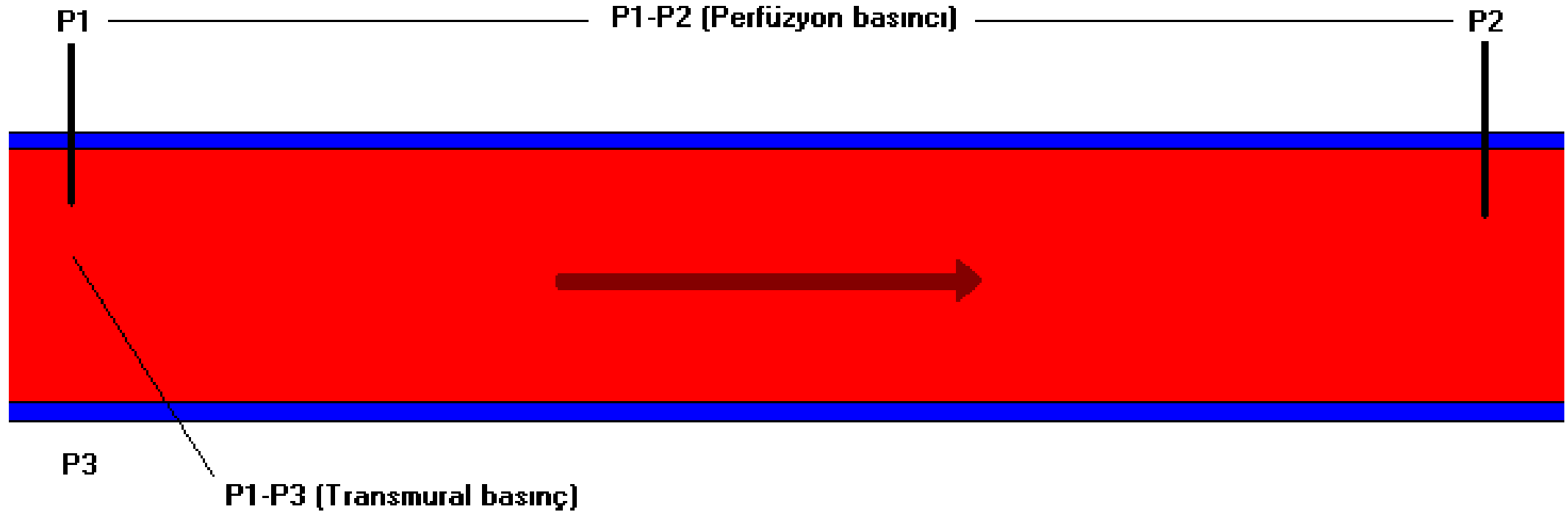
$$v_1 4r_2^2 = v_2 r_2^2$$

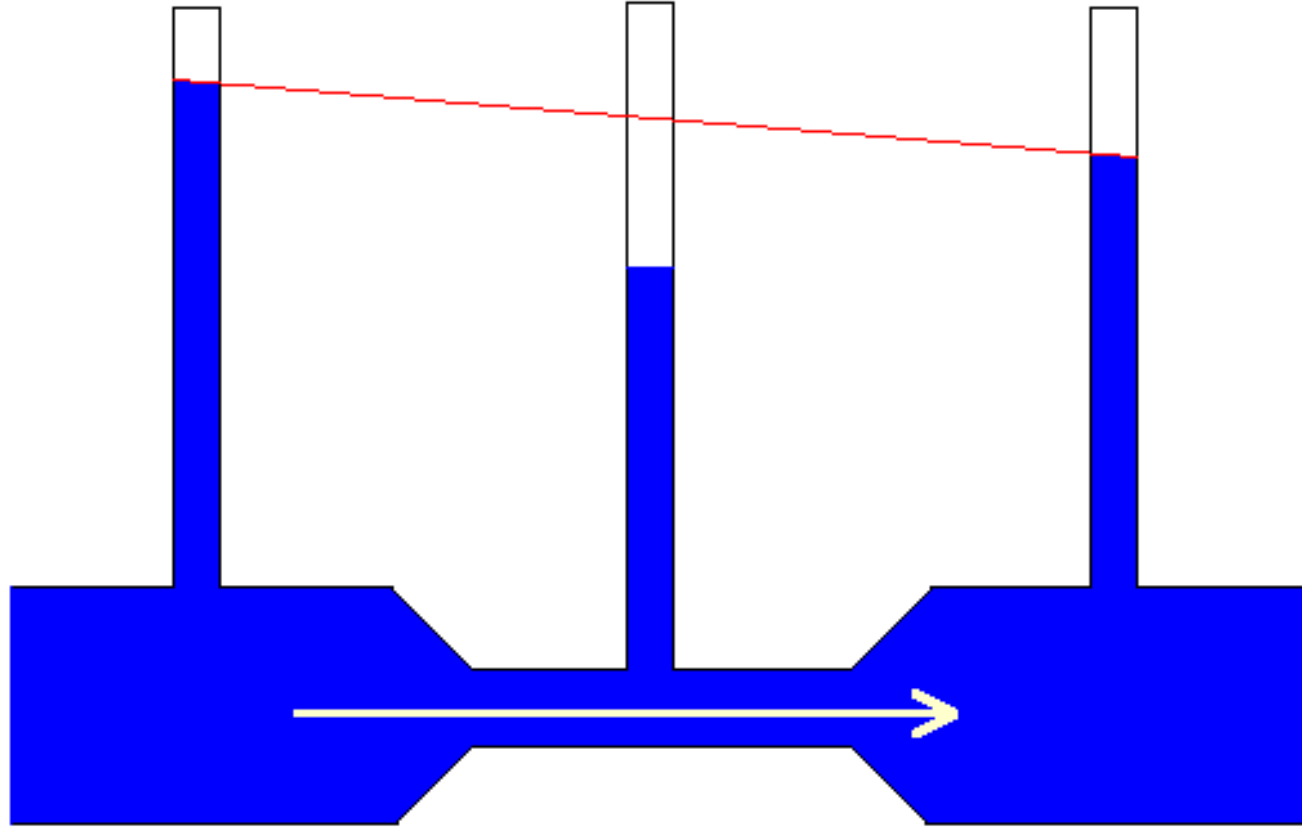
$$v_2 = 4v_1 \longrightarrow v_2 = 40 \text{ cm / sn}$$

$$P_1 - P_2 = \frac{d}{2} (v_2^2 - v_1^2)$$

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} (1600 - 100) = 750 \text{ bari}$$

Kanın damar sisteminin iki noktası arasında akmasını sağlayan basınç farkına **perfüzyon basıncı** denir. Damar sisteminin herhangi bir noktasında, damarın içi ile dışı arasındaki basınç farkına da **transmural basınç** denir.





Direnç nedeniyle ısıya dönüşerek kaybedilen enerji bir yana bırakılırsa, hidrolik sistemdeki toplam enerji sabittir. Ancak, yukarıdaki bileşenlere dağılımı değişebilir. Bu gerçek, Bernoulli prensibi olarak bilinir.

VİSKOZLUK

Viskozluk katılarda oluşan sürtünme kuvvetine benzer. Eğer bir sıvıya makaslama kuvveti uygulanırsa, sıvının hareketi ile harekete doğrultusunda yüzeye paralel karşı yönde oluşan tepki kuvvetine VİSKOZLUK KUVVETİ denir.

Viskozluk, akışkanın makaslama kuvvetlerine karşı gösterdiği direncin bir ölçüsüdür.

Birim yüzeye düşen direnç kuvveti

$$\frac{F}{A} = \eta \frac{dv}{dt}$$

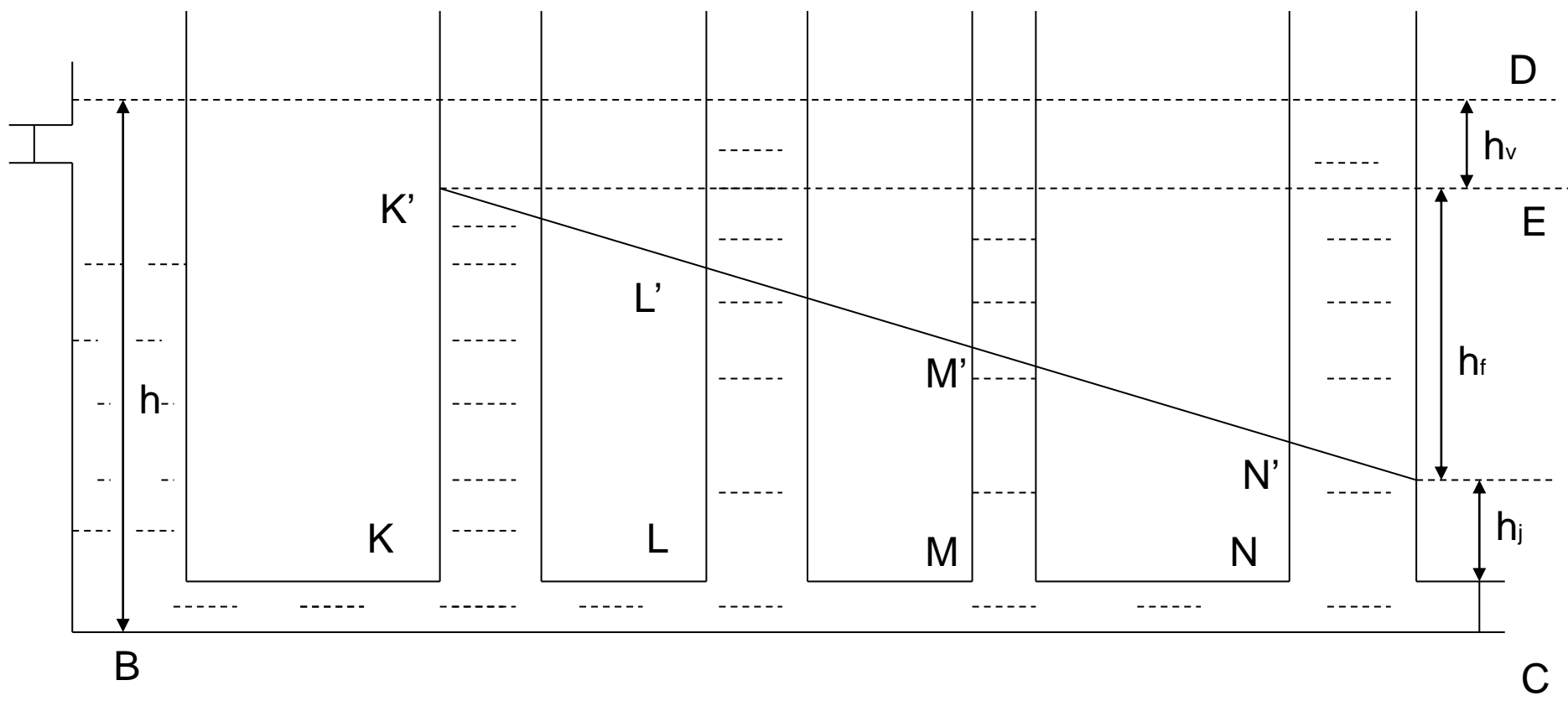
Newton Yasası

η \longrightarrow Viskozluk katsayısı

Birimi: nt sn/m²

dyn sn/cm² = Poise

$\frac{1}{\eta}$ \longrightarrow Akıcılık



POISEUILLE YASASI

İç sürtünmeli bir sıvının yatay bir boruda akış debisi (Q), boru uçları arasındaki ΔP basınç farkı ile orantılıdır. Bu bağıntı,

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$



Poiseuille Yasası

Olarak isimlendirilir.

R: akış direnci



Düzgün kararlı akışta;



Akışkanın niteliğine



Borunun özelliklerine

bağlıdır.

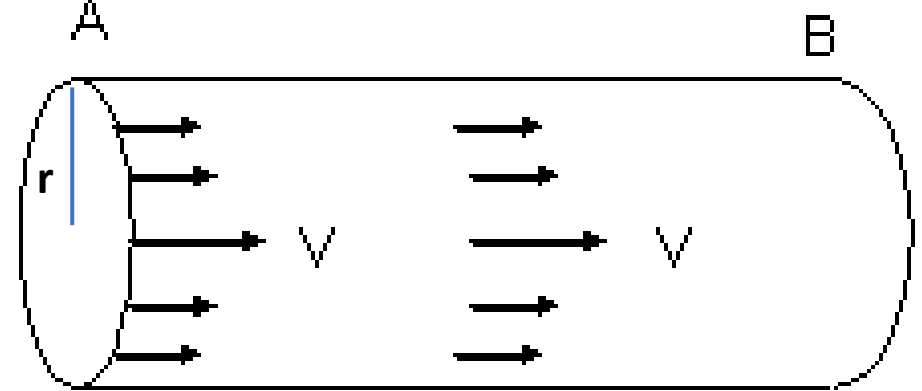
Basınç kuvvetleri ile iç sürtünmelerden kaynaklanan kuvvetlere eşit olmalıdır.

Düzgün akış için;

Sürtünme kuvveti

Basınç kuvveti

$F_p + F_s = 0$ olmalıdır.



$$v = \frac{P_1 - P_2}{4\eta l} (r^2 - y^2)$$

$y = 0$ için

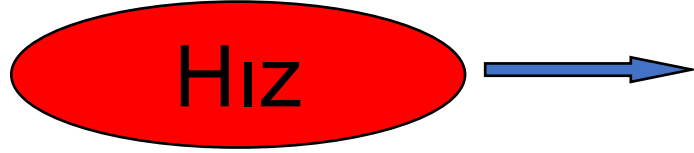
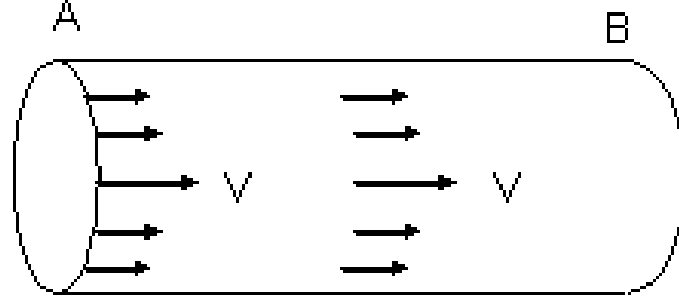
$$v_{\max} = \frac{P_1 - P_2}{4\eta l} r^2$$

Eksende hız maksimum

$y = r$ için

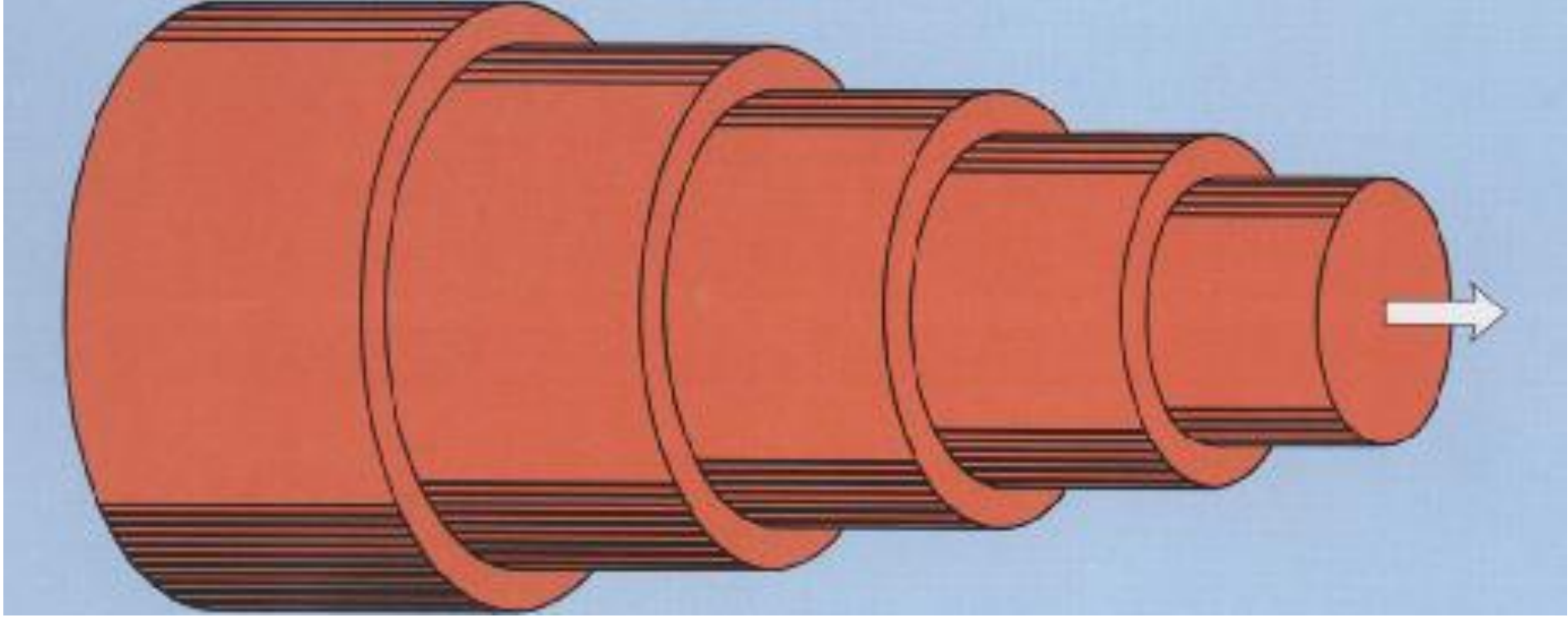
$$v = 0$$

Çeperlerde hız sıfırdır

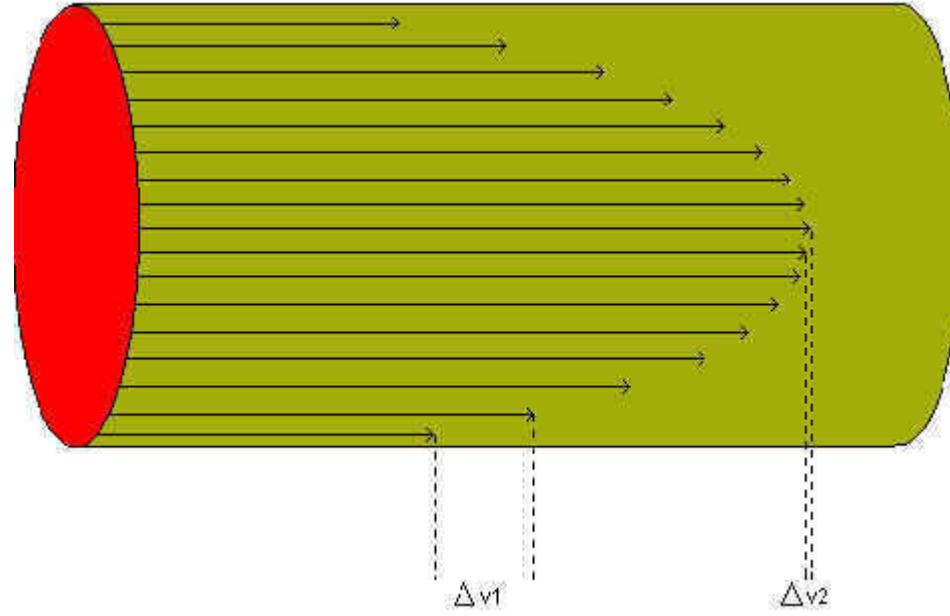


**Eksende en büyük
Çeperlerde sıfırdır.**

A ve B kesitleri arasında A'dan B'ye doğru bir akış olabilmesi için sürtünme kuvvetlerini yenmek üzere $P_A - P_B$ basınç farkının oluşturulabilmesi gerekir. Basınç ve sürtünme kuvvetleri birbirine eşit olunca boru içinde **DÜZGÜN AKIŞ** başlar.



Silindirik borularda laminer akım, iç içe geçmiş silindirik sıvı tabakalarının (laminaların) kayması şeklinde gerçekleşir. Borunun merkezine en yakın tabakanın hareket hızı en yüksektir.



Yukarıdaki şekilde okların uzunluğu tabakanın hareket hızıyla orantılıdır. Hızın borunun çeperine yaklaştıkça azaldığına dikkat edin. Dikkat edilmesi gereken bir başka nokta, çepere yaklaştıkça, birbirine komşu tabakalar arasındaki hız farkının giderek artmasıdır. Bir başka deyişle, kayma hızı (hız gradiyenti) borunun çeperine yaklaştıkça artar, borunun merkezinde ise en düşük değerine ulaşır.

Laminer akım düzenli ve sessiz bir karakterdedir. Sıvı tabakaların birbiri üzerinde düzenli bir şekilde kayması nedeniyle laminer akımda sürtünmeyle enerji kaybı, yani akım direnci düşüktür.

Poiseuille Yasası

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta l} (P_1 - P_2)$$



Poiseuille Yasası

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$



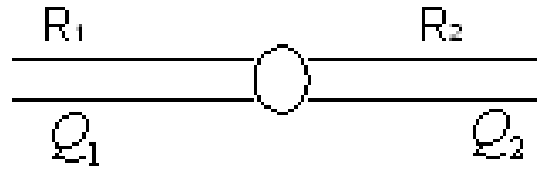
$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Birimi

Pa sn/m³

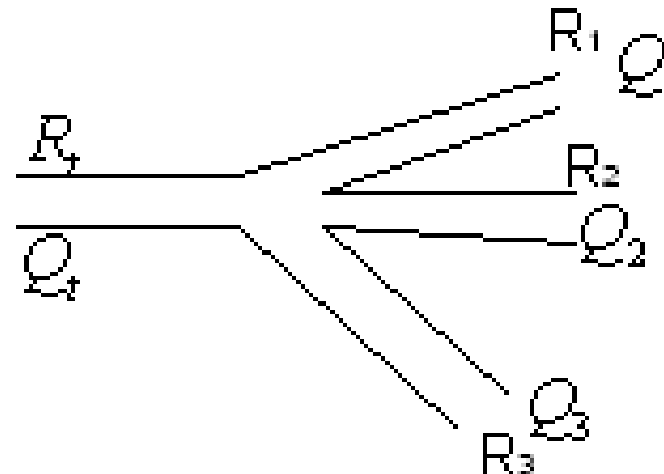
Bari sn/cm³

Elektrik devrelerinde olduğu gibi akış boruları seri ve paralel bağlanabilir.



The diagram shows two resistors, R_1 and R_2 , connected in series. The total flow is Q_t , and the flows through each resistor are Q_1 and Q_2 respectively.

$$R_t = R_1 + R_2 \quad \frac{1}{Q_t} = \frac{1}{Q_1} + \frac{1}{Q_2}$$



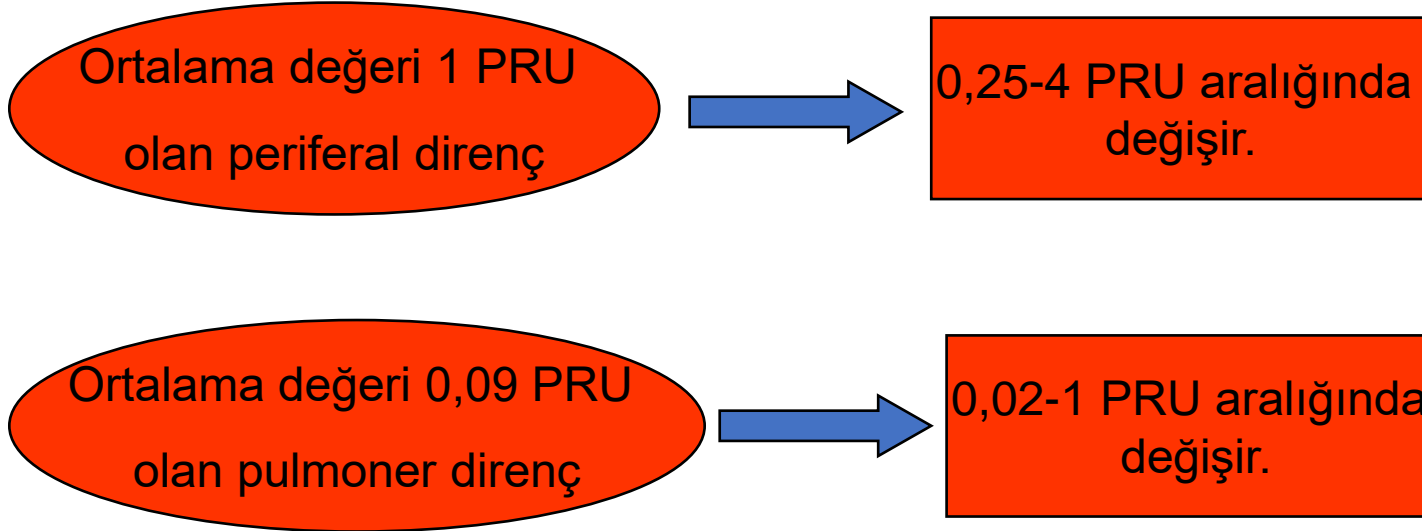
The diagram shows three resistors, R_1 , R_2 , and R_3 , connected in parallel. The total flow is Q_t , and the flows through each resistor are Q_1 , Q_2 , and Q_3 respectively.

$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$$
$$Q_t = Q_1 + Q_2 + Q_3$$

Periferal Direnç Birimi

Sistemik dolaşımda basınç farkı ortalama 100 mmHg, ortalama debi (kardiyak output) 100 ml/sn olduğunda sistemik dolaşımın direnci **PERİFERAL DİRENÇ BİRİMİ (PRU)** olarak adlandırılır.

$$1PRU = \frac{100mmHg}{100ml / sn} = 1,33.10^8 Pa.sn / m^3$$



Dolaşım sisteminin tümü için ΔP aort kökündeki basınçla sağ atrium arasındaki basınç farkıdır. Sağ atrium basıncı sıfır mmHg'ya yakın olduğundan ihmal edilirse, ΔP ortalama sistemik arter basıncı olarak alınabilir. Akım ise kalbin pompaladığı tüm kan miktarına, yani kalp debisine eşittir. Bu durumda hesaplanan akım direnci de total periferik vasküler direnç (TPVR) olarak adlandırılır.

ÖRNEK

Pulmoner arterde ortalama pulmoner arter basıncı 14 mmHg, sol atrial basıncın ortalama değeri 4 mmHg'dır. Kardiyak output 6 lt/dak olduğunda periferel direnç birimi cinsinden pulmoner direnci bulunuz.

$$output = 6lt / dak = 6lt / 60sn = 100ml / sn$$

$$\Delta P = 14 - 4 = 10mmHg$$

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

$$R_p = 0,1PRU$$

VİSKOZLUK KATSAYISI

 Çözücünün cinsine

 Çözeltide bulunan öğelerin cinsine ve konsantrasyonuna

 Sıcaklığa

bağlıdır

η  Sabit olan sıvılar newtonyen sıvılar

Sabit olmayan sıvılar non-newtonyen sıvılar

olarak isimlendirilir.

Kan basit bir sıvı değildir. Bir süspansiyondur, iki fazlı bir sıvıdır. Böyle, birden fazla faza sahip olan sıvı sistemlerinde akışkanlığı ayrı ayrı fazların akışkanlık özellikleriyle bu fazların birbirine oranı belirler. Buna göre, kanın akışkanlığı (viskozitesi);

Hematokrit değeri
Plazma viskozitesi
Kan hücrelerinin akışkanlık özellikleri

Hava, su gibi akışkanlar Newtoniyen, kan gibi akışkanlar Newtoniyen akışkanlardır.



Kan newtoniyen olmayan bir sıvıdır. Kan pratik amaçlar için newtoniyen sayılabilir.

Suya göre farklılığı

- 1- İyonik içeriği
- 2- Protein içeriği
- 3- Hücre ihtiva etmesi

Viskozluk suya göre bağıl olarak ifade edilebilir.

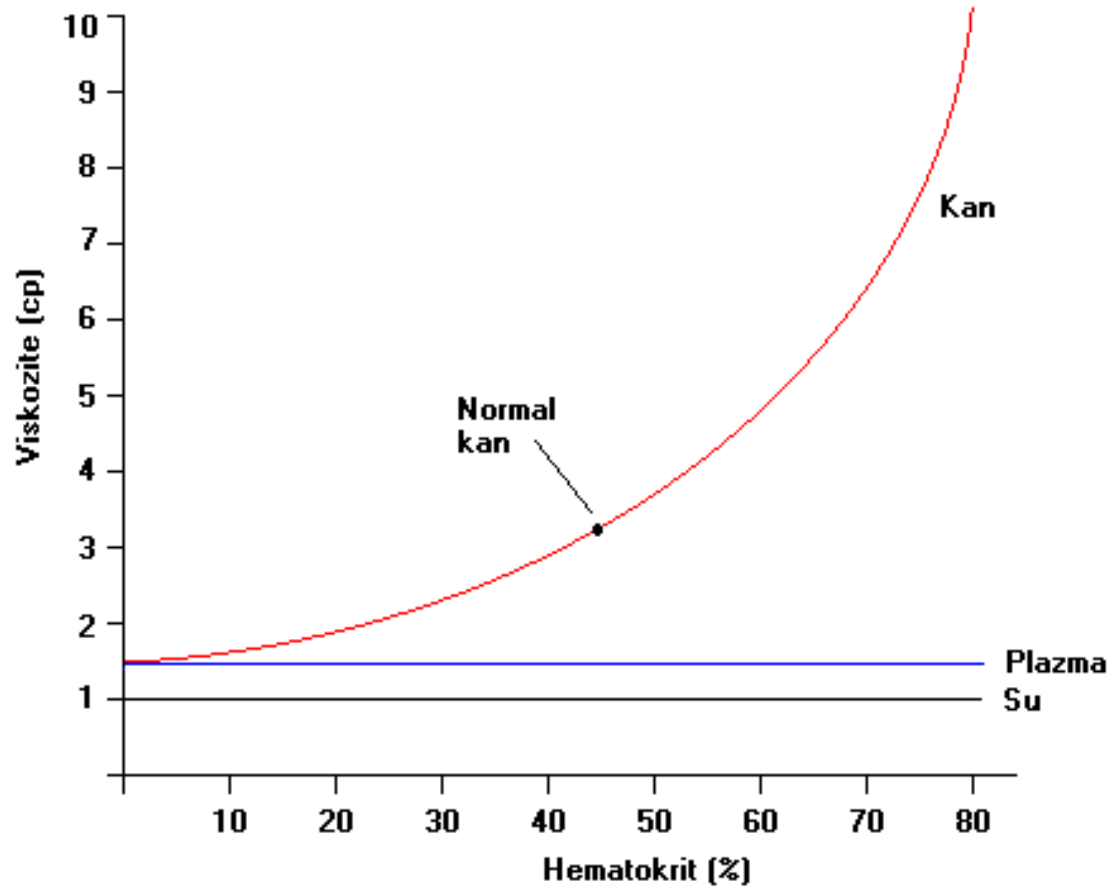
Kan gibi iki fazlı sıvı sistemlerinde, sıvının akışkanlık davranışını ayrı ayrı fazların akışkanlık özellikleri ve bu fazların birbirine oranı belirler.

Kan için bu fazlar plazma ve hücresel elemanlar (yüzde 99 kadarı eritrositler) dir.

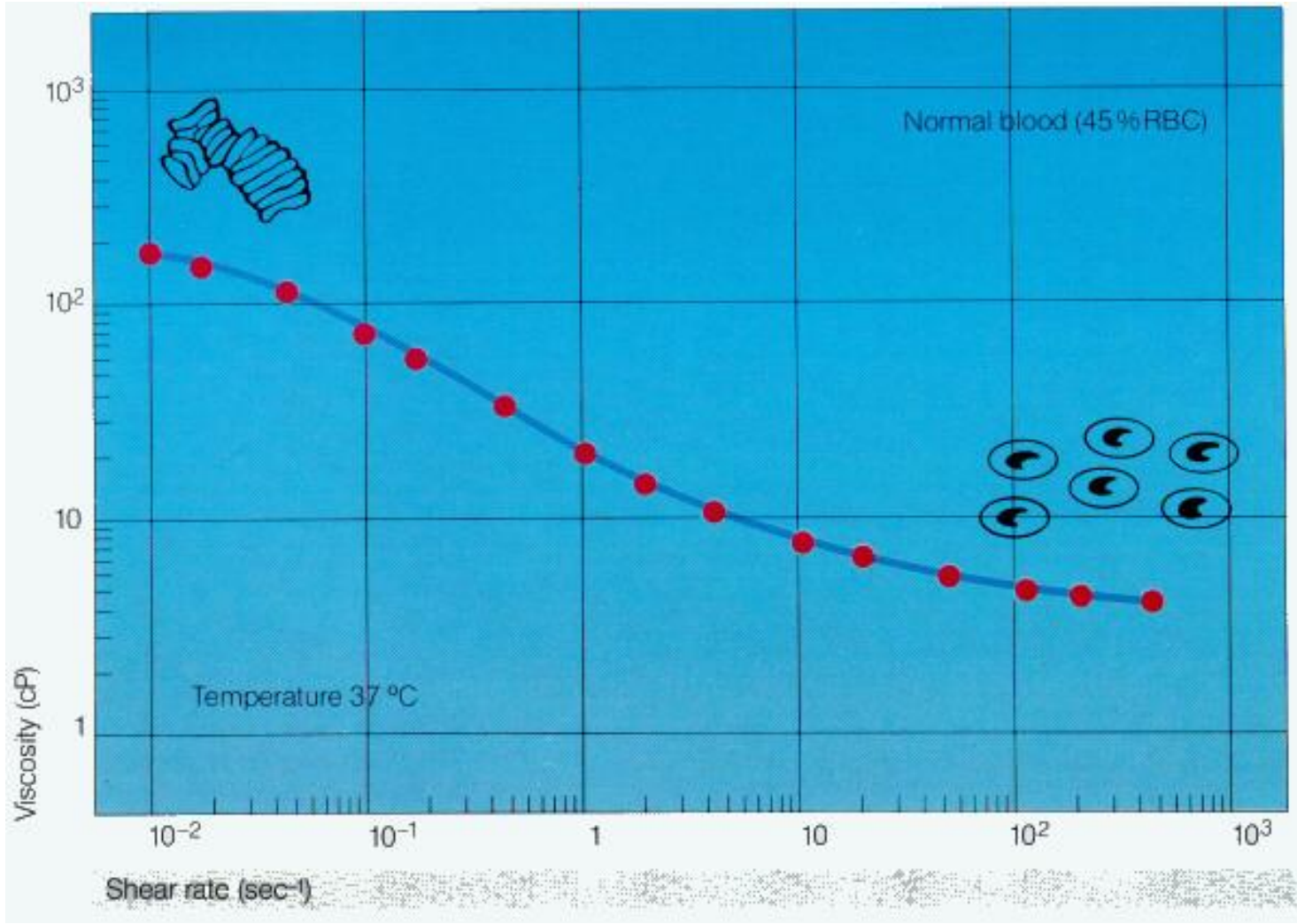
Kan hücrelerinin %99'unu oluşturan eritrositlerin mekanik özellikleri kanın bütün olarak akışkanlığının belirlenmesinde, diğer hücrelere göre daha önemli rol oynar

Bu fazların birbirine oranı hematokrit değeri ile ifade edilir. Bir kan örneğinin hematokrit değeri ile yüksek kayma hızlarındaki viskozitesi arasında aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi logaritmik bir ilişki vardır.

Hematokrit değeri ile kan viskozitesi arasında eksponansiyel bir ilişki vardır. Yani, hematokrit değeri arttıkça, bu artışın viskozite üzerindeki etkisi daha belirgin hale gelir.

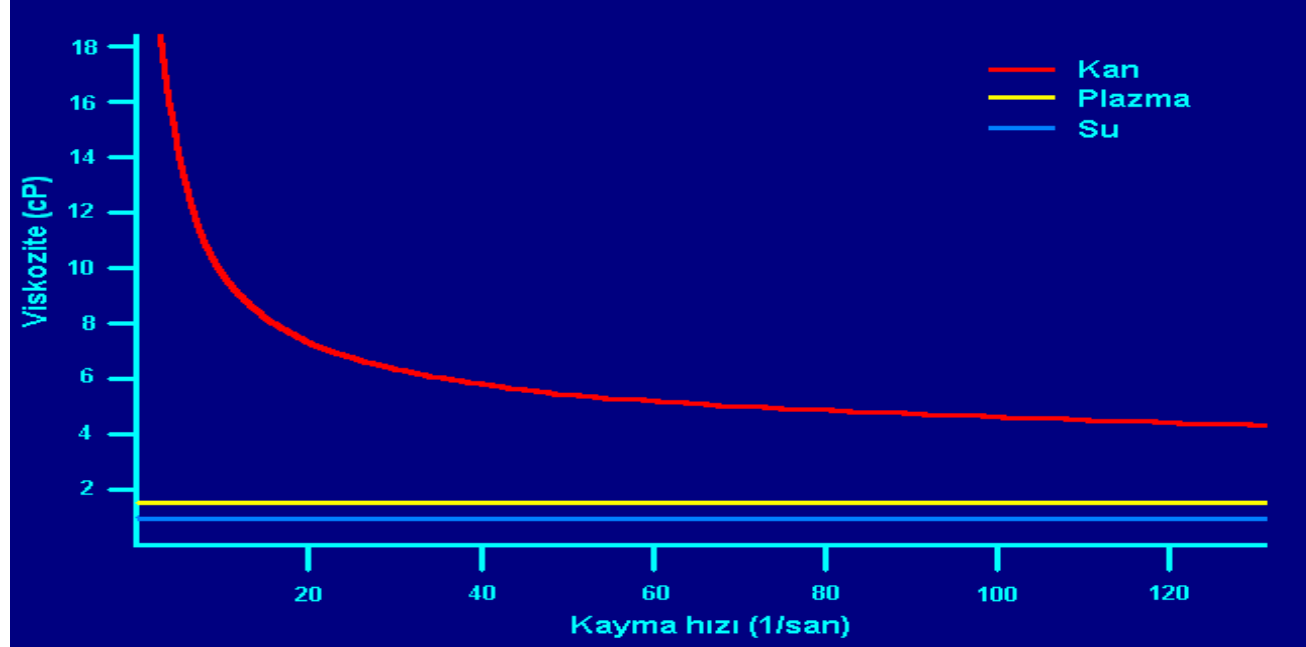


Hematokrit değeri artarsa η artar.
Plazmanın η 'sı 1,5



Kayma hızı arttıkça, kan viskozitesi düşer. Yani, kan dokusu için kayma hızı-kayma gerilimi ilişkisi bir doğru ile temsil edilemez. Yani kan non-Newtonian bir sıvıdır. Kan viskozitesi yüksek kayma hızlarında (akımın yüksek olduğu koşullarda) eritrosit deformabilitesinden, düşük kayma hızlarında ise eritrosit agregasyonundan daha fazla etkilenir.

Kan non-Newtonian bir sıvıdır. Viskozitesi kayma hızına (veya akıma neden olan kuvvetlerin büyüklüğüne) göre değişir.



Kan viskozitesi 100 /san kayma hızının üzerindeki hızlarda 4-5 cP ye kadar düşer. Kayma hızının daha fazla artırılması kan viskozitesini daha fazla düşürmez. Bunun altındaki hızlarda kan viskozitesi, yukarıdaki şekilde görüldüğü gibi, kayma hızı azaldıkça logaritmik bir artış gösterir. Çok düşük kayma hızlarında kan viskozitesi 200 cP değerinin üzerine çıkabilir.

Non-Newtoniye Davranış



Çok dar damarlarda (1,5 mm'nin altında) η büyük damarlardaki değerin yarısına iner. Eritrositler rastgele hareket yerine bir çizgi üzerinde hareket ederler. Bu da η 'yi azaltır.

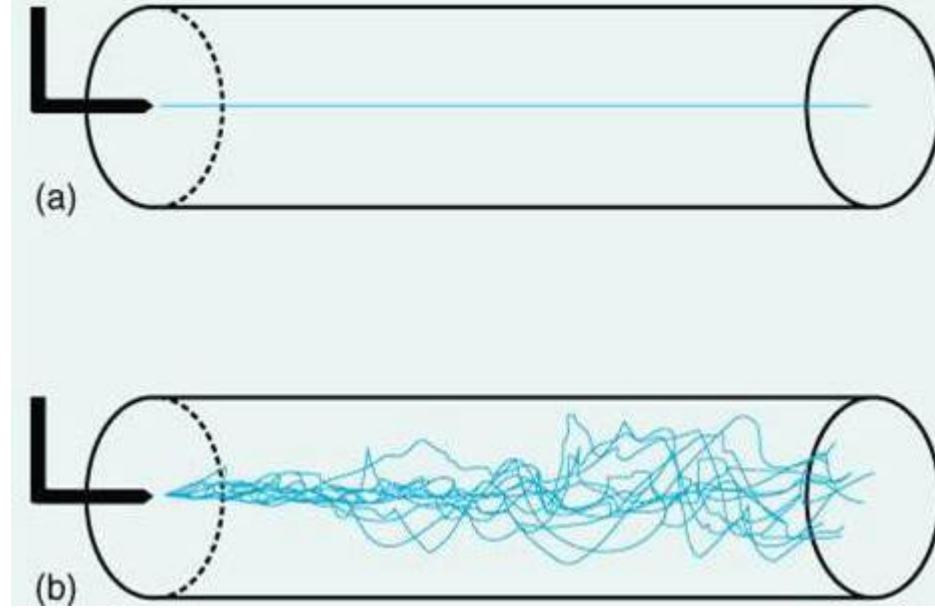


Akış hızı 1mm/sn'nin altına indiği zaman η 'luk çok büyük miktarda artar.



Küçük kan damarlarında sıkışmalar nedeni ile hücreler sıkışıp kalabilir. Bu da η 'yı artırır.

GİRDAPLI AKIŞ



Sıvı akımının karakterini gözlemek için, akmakta olan sıvının içine boya enjeksiyonu yapılabilir. Laminar akım koşullarında enjekte edilen boya bir çizgi boyunca hareketini sürdürür (yandaki şeklin a paneli). Türbülant akımın sözkonusu olması halinde boya borunun içinde b panelindeki gibi bir dağılım gösterir. Bu dağılımın nedeni akım sırasında lokal girdaplar oluşması ve sıvı tabakalarının düzeninin bozulmasıdır. Bu girdaplar aşağıdaki şekilde net olarak izlenebilmektedir. Türbülant akım koşullarında sıvı tabakalarının bu düzensiz etkileşimi nedeniyle akım direnci yüksektir.

Reynold Sayısı

Bir boru içindeki akışın düzgün mü yoksa girdaplı mı olduğunu saptamakta kullanılan sayısal bir kriterdir.

$$R_e = \frac{v \cdot r \cdot d}{\eta}$$

Reynold sayısı

Deneysel gözlemlere göre visköz bir akışkan için bu sayının hesaplanan değeri 1100'ü aştığında akış girdaplı akışa dönüşmektedir

Bu değere R_e 'nin kritik değeri denir.

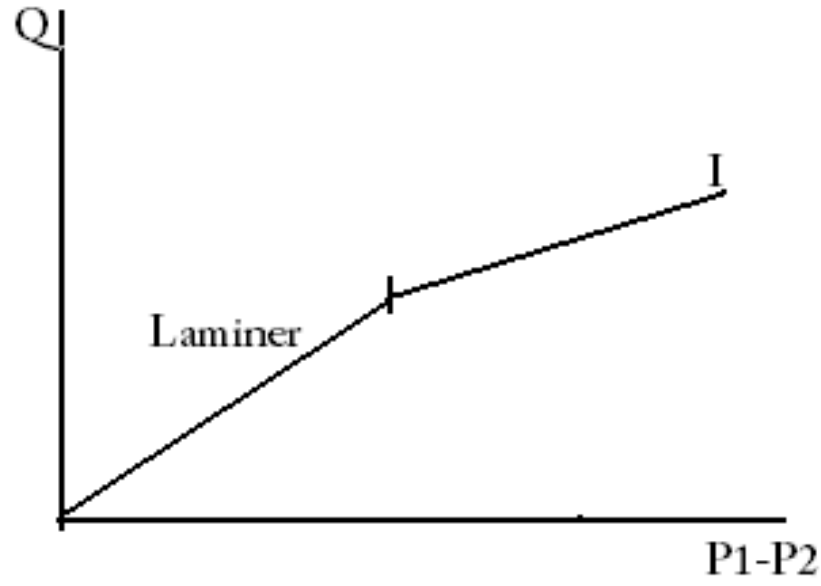
R_e sayısı damarlardaki kan akışı için hesaplanabilir. Bu nedenle R_e 'nin kritik değeri damarlar için sert borularda olduğundan daha düşüktür.

Damarların dallara ayrıldığı bölgeler için R_e 'nin kritik değeri 200-400 kabul edilebilir.

Geniş damarlar için ise 2000 dolaylarındadır.

$$v_c = \frac{R_e \eta}{r.d}$$

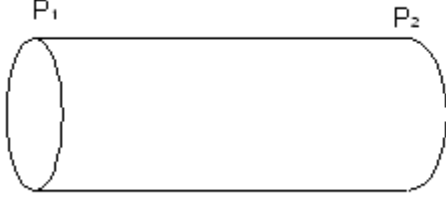
Kritik hız



Eğim= $1/R$
İletkenlik



Bir organa kan getiren arteriyel giriş yerindeki basınç artarsa (P_1), akış debisi iki nedenle artar;



1- Basınç gradienti (ΔP) arttığından debi artar.

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$

2- $P_{TM} = P_1 - P_2$ artmış olduğundan damar genişlemesi ve direnç azalması nedeni ile de debi artar.

Arteriyel giriş basıncı (P_1) sabit kalırken organdan venöz çıkış basıncının arttığını düşünelim

→ ΔP 'nin azalması debiyi azaltıcı etkide bulunur.

→ P_2 'nin artması genişleme ve direnç küçülmesine yol açtığından bu da debiyi arttırır.

Bu iki etki birbirine zıttır

Hangi etki baskınsa debi o yönde etkilenir

Damarların genişleyebilme yetisi, birim basınç değişimi başına hacimdeki bağıl değişim olarak tanımlanan **GENİŞLEYEBİLİRLİK (distensibilite)** kavramı ile anlatılır.

$$\beta = \frac{1}{V} \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad [1/Pa]$$

$$\beta_{\text{ven}} = 6-10 \beta_{\text{Arter}}$$



Genişleyebilme yanında, depolama yetisini belirtmek üzere, birim basınç değişimi başına damar hacmindeki değişiklik olarak tanımlanan **DAMAR KOMPLİYANSI** kavramı kullanılır.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

$$C_V = 24 C_A$$

Arter ortalama
hacmi=550-750 mlt
Ven ortalama
hacmi= 2500mlt

Örnek

Venlerde ΔV artımına karşı basınç ΔP_V kadar artmışsa, ΔP_a (ΔP_V) kadar basınç azalması arterlerde ne kadar hacim (ΔV_a) azalmasına yol açar?

$$24 \frac{\Delta V_a}{\cancel{\Delta P_a}} = - \frac{\Delta V_V}{\cancel{\Delta P_V}}$$

$$\Delta V_a = - \frac{\Delta V_V}{24}$$

Arterlerde

ΔP_a

ΔV_a

Venlerde ΔP_V

ΔV_V

$$24 \frac{\cancel{\Delta V_a}}{\Delta P_a} = - \frac{\cancel{\Delta V_V}}{\Delta P_V}$$

$$\Delta P_V = - \frac{1}{24} \Delta P_a$$



Arterlerde basınç değişimleri olsa da volum fazla değişmez.

(BASINÇ REZERVATUARI)



Venlerde volum değişimleri olsa da basınç fazla değişmez.

(HACİM REZERVATUARI)

DAMARLARIN FONKSİYONEL SINIFLANDIRILMASI

 Windkessel Damarlar

 Direnç Damarları

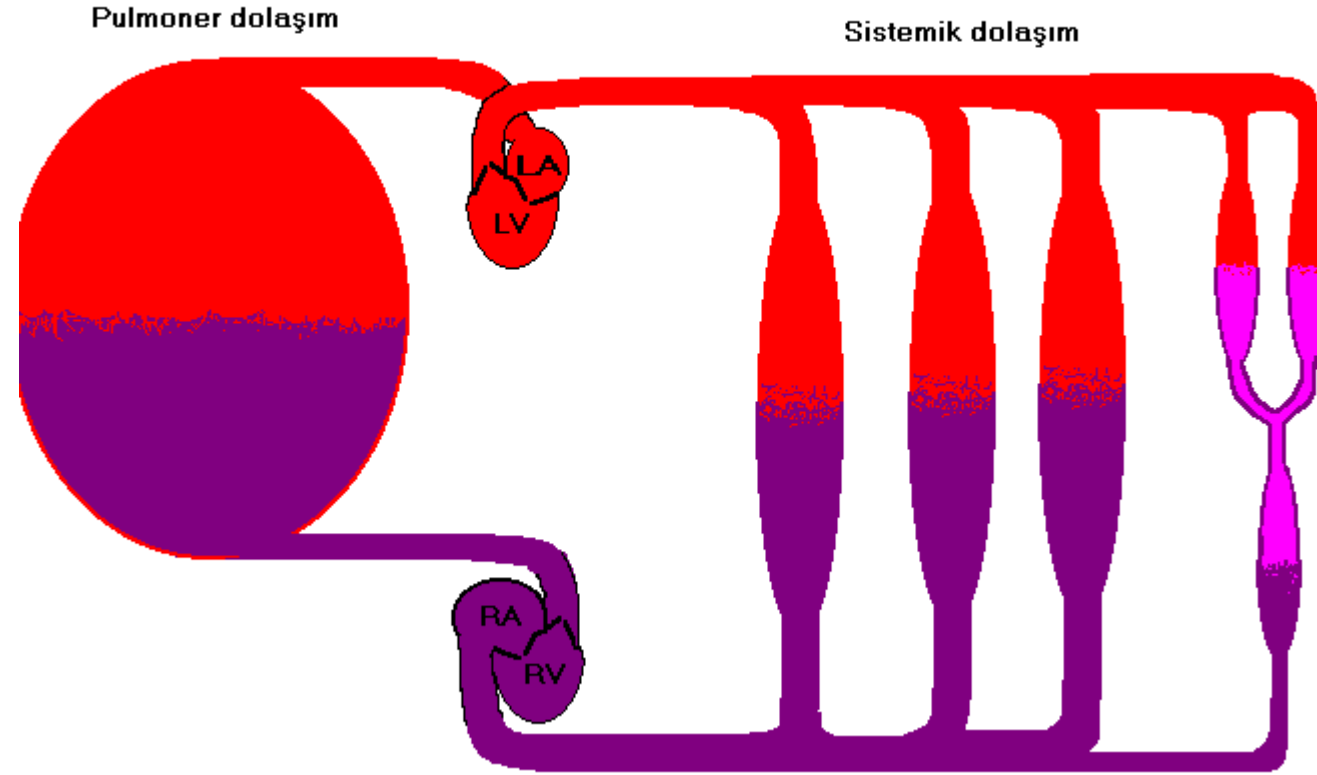
 Sifinkter damarlar

 Değişen Damaralar

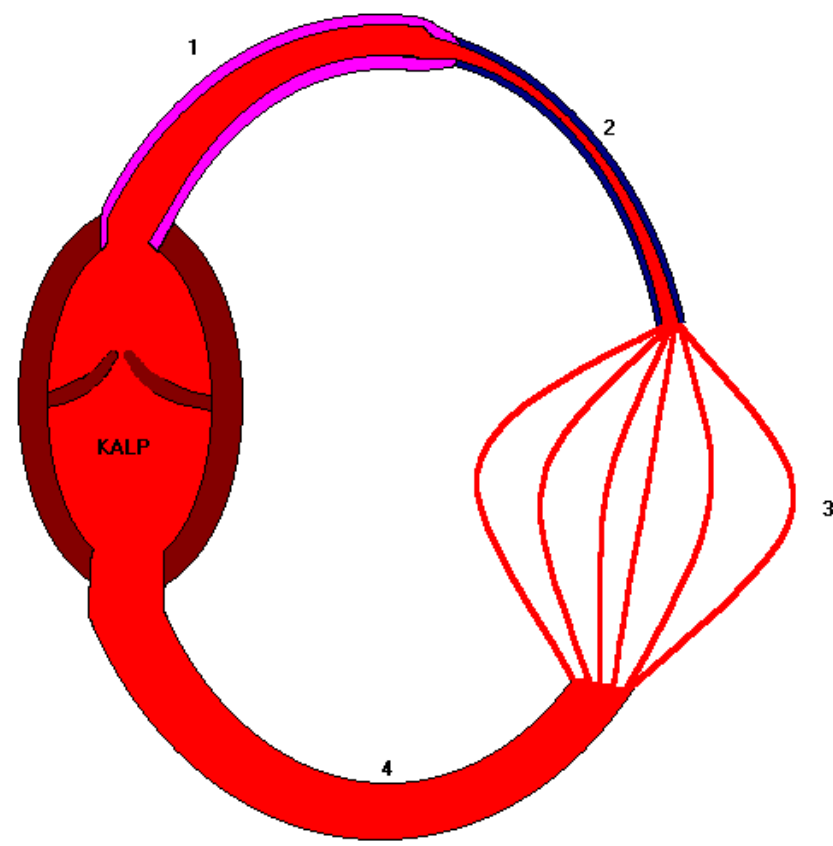
 Kapasitans Damarlar

 Shunt (Birleşme) Damarlar





Damar sistemi, paralel devreler halinde dzenlenmiştir. Bu devrelerden her birisi bir organ sistemine, hatta belirli bir organ sisteminin bir bolumune ait olarak değerlendirilebilir



Bu şekilde görülen dolaşım sistemi bölümlerinin tam olarak anatomik kavramlara karşılık gelmeyebileceğine dikkat edin. Kalbe en yakın olan ve "1" ile gösterilen bölüm "damping damarları" olarak bilinir ve anatomik olarak arteriyel sisteme karşılık gelir. Bundan sonraki bölüm arteriyel sistemle mikrodolaşım ağı arasında yer alan "direnç damarları" bölümüdür. Arteriyollere karşılık gelen bu bölüm "2" ile gösterilmiştir. Şekilde "3" ile gösterilmiş olan "değişim damarları" mikrodolaşım ağının fonksiyonel karşılığıdır. Sistemde kalpten hemen önceki "4" ile işaretli bölüm ise "kapasite damarları" adını alır. Bu bölümün anatomik karşılığı venöz sistemdir.

Değişim damarları: Dolaşım sisteminin asıl fonksiyonu olan dokularla madde alışverişinin gerçekleştiği bu kesimle ilgili ayrıntılar daha sonra tartışılacaktır.

Kapasite damarları: Normalde, dolaşım sistemindeki kanın dörtte üçü venöz sistemde bulunur. Dahası, bu bölümde bulunan kan miktarı koşullara göre önemli ölçüde değişebilir

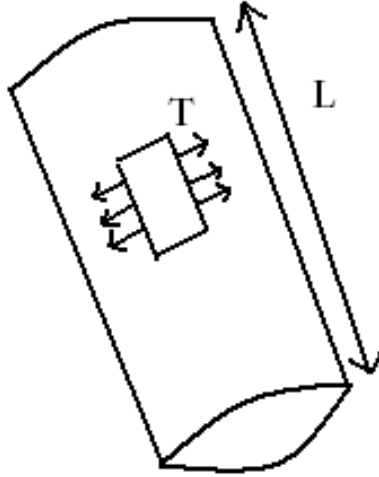
Venlerin kompliansı diğer damar bölümlerine göre yüksektir.

Komplians, damarlardaki belirli bir basınç değişikliğine karşılık ortaya çıkan hacim değişikliğini ifade eder.

Damping damarları: [Kalbin kanı pompalama biçimi kesikli bir akım şeklinde olduğu halde](#), dolaşım sistemindeki kan basıncı (belirli bir dalgalanmaya sahip olmakla birlikte) süreklilik gösterir. Bu etki, özellikle büyük arterlerin kalbin oluşturduğu itici gücü (basınç enerjisini) tamponlamasıyla ilişkilidir. Arteriyel sistemin bu fonksiyonu [windkessel etkisi](#) olarak bilinir.

Direnç damarları: Arteriyel sistemin en uç bölümünde, hemen kapiller damarlardan önce yer alan arteriyoller damar sisteminde akıma karşı en yüksek direnç gösteren bölümlerdir. Bunun başlıca nedeni damar sisteminin bu düzeyinde damar çaplarının çok küçülmesidir (damarların kan akımına karşı gösterdikleri direncin hangi faktörlere bağlı olduğu sonraki bölümlerde tartışılacaktır). Damar sistemindeki akım direncinin yaklaşık yarısı arteriyollere aittir. Kılcal damarlarla birlikte düşünülürse, toplam direncin dörtte üçü damar sisteminde uzunluk olarak çok küçük bir paya sahip olan bu en küçük çapa sahip damarlar tarafından oluşturulur. [Damar sisteminde birim uzunluk başına direnç mikrodolaşımda çok yüksektir](#)

LAPLACE YASASI

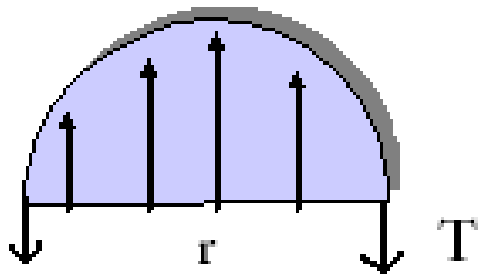
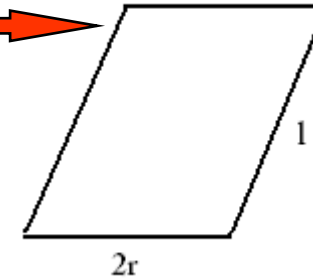


P_{TM} : transmural basınç = $P_i - P_d$

$$F_p = P_{TM} \cdot A \longrightarrow \text{Basınç kuvveti}$$

$$A = 2rl$$

$$F_p = P_{TM} 2rl$$



T: çevre boyunca birim uzunluk başına düşen gerginlik kuvveti

$$F_T = 2.T.l$$

dengede

$$F_p = F_T$$

$$P_{TM} \cdot 2rl = 2T.l \longrightarrow$$

Küresel için:

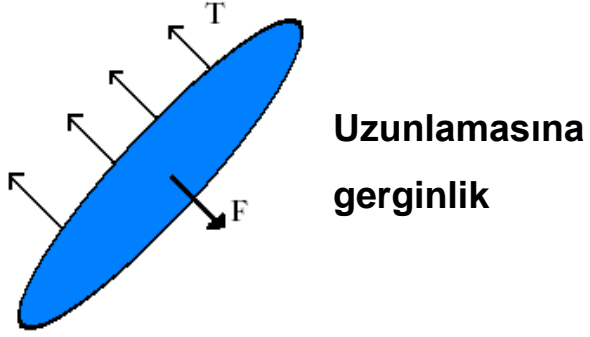
$$T = P_{TM} \cdot \frac{r}{2}$$

Silindir için:

$$T = P_{TM} \cdot r$$

Laplace Yasası

Sonsuz uzunlukta bir boruda uzunlamasına çeper gerginliği kuvveti yoktur. Fakat boyu sınırlı bir boruda uzunlamasına kuvvetlerde vardır.



Uzunlamasına
gerginlik

Borunun enine kesitinde iç basınçtan
doğın toplam kuvvet

$$F_P = P\pi r^2$$



Bu kuvvete karşı T_U gerilmekuvveti ortaya çıkar.
 T_o daire çevresi boyunca olduğundan

$$F_T = 2\pi r T_U \longrightarrow F_P = F_g \text{ olduğundan}$$

$$P\pi r^2 = 2\pi r T_u$$

$$T_u = P \frac{r}{2}$$

Gerilme
Aortada 200 N/m
Kılcal damarlarda 0,014 N/m

KALBİN GÜCÜ



Kalbin periyodik pompalamaları sırasında sol ventrikül basıncı 0-120 mmHg arasında değişmektedir. Aort basıncı ise 80-120 mmHg arasında değişmektedir.

KALP

Kimyasal enerji



Kasılma, mekanik enerji



Bu enerjiyi de hidrodinamik ve hidrostatik enerji biçimine çeviren

Bir **transduserdir**

Sol ventrikül

- 1- Arteriyel kan basıncını artırmak
 - 2- Kana bir kinetik enerji kazandırmak
 - 3- Kanın iç sürtünmelerin, damar genişlemesine engel olan kaynakları yenmek için
- bir iş yapar.

Kardiyak kası, kuvvet oluştururken ve fiberlerin kasılması esnasında bir iş yapar

$$W = F \cdot dl$$

Kan hacmi bir sürtünmeye karşı yer değiştirir.

Yapılan iş



$$W = P.V$$



Bu içe ilaveten bir hızlandırma işi de vardır. Çünkü durgun kan kütlesini oldukça yüksek hıza getirmek için iş yapılmalıdır.

$$E_K = \frac{1}{2}mv^2$$

Toplam iş= K.E + B.E



Fırlatma
periyodunda

Ayakta duran bir insan için, kana bir miktarda yer çekimsel potansiyel enerji kazandırıldığı dikkate alınırsa



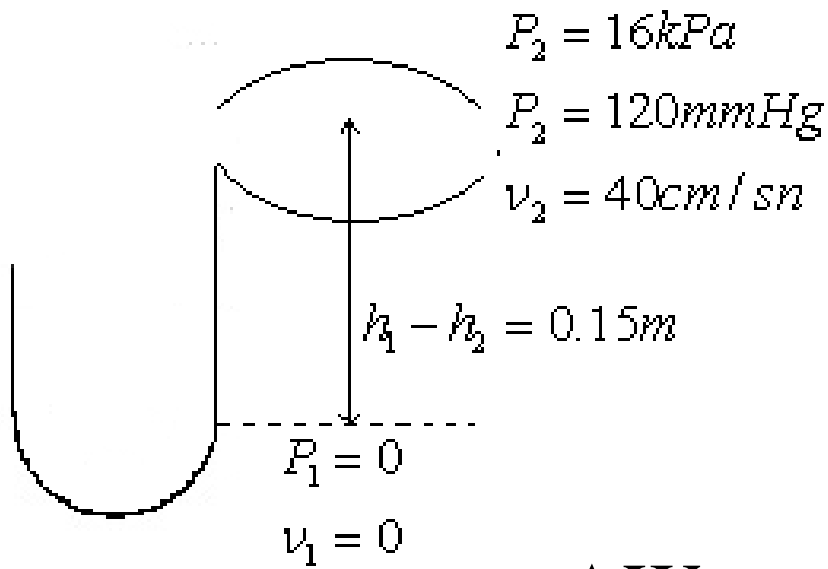
$$\text{Toplam iş} = \text{K.E} + \text{B.E} + \text{P.E}$$



Birim hacim başına kazandırılan enerjiyi bulmak için

Bernouille denklemini kullanılabilir

$$W = V(P_1 - P_2) + \frac{1}{2}m(v_2^2 - v_1^2) + mg(h_2 - h_1)$$



$$g = 10 \text{ m/s}^2$$

$$d = 1000 \text{ kg/m}^3$$

$$\frac{\Delta W}{\Delta V} = \Delta E_{\text{basınç}} + \Delta E_{\text{pot}} + \Delta E_{\text{kinetik}}$$

$$\frac{\Delta W}{\Delta V} = (P_2 - P_1) + dg(h_2 - h_1) + \frac{1}{2}d(v_2^2 - v_1^2)$$

$$\frac{\Delta W}{\Delta V} = (16000 - 0) + 1000 \cdot 10 \cdot 0.15 + \frac{1}{2} \cdot 1000 \cdot (40 \cdot 10^{-2})^2$$

$$\frac{\Delta W}{\Delta V} = 16000 + 1500 + 80 = 17580 \text{ J/m}^3$$

Birim hacim
için yapılan iş



Kalbin yaptığı işin büyük bölümünü basınç işi oluşturur.

Bir atımda yaklaşık 60 cm^3 kan arta gönderilirse bir atımda kalbin yaptığı iş



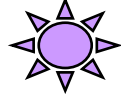
$$W = 17580.60.10^7 = 1.06 \text{ j / atm}$$

Nabız sayısı 70 atım/dak ise
bir atım süresi $60/70$ sn olur

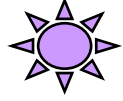
$$\text{ort.güç} = \frac{\Delta W}{\Delta t} = 1.06 \times 7 / 6 = 1.3 \text{ watt}$$

Sol ventrikülün gücüne sağ ventrikülün yaklaşık 6 kez küçük olan 0.2 watt'lık gücünde eklendiğinde toplam mekanik gücü 1,5 watt bulunur.

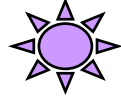
KAN AKIŞ ÖLÇÜMLERİ



Elektromagnetik Akış Ölçerler

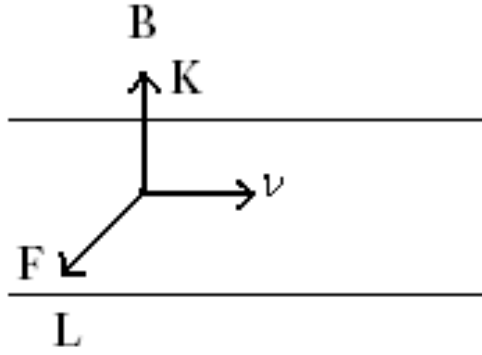


Ultrasonik Akış Ölçerler



Ultrases Doppler Akış Ölçerler

Elektromagnetik Akış Ölçerler



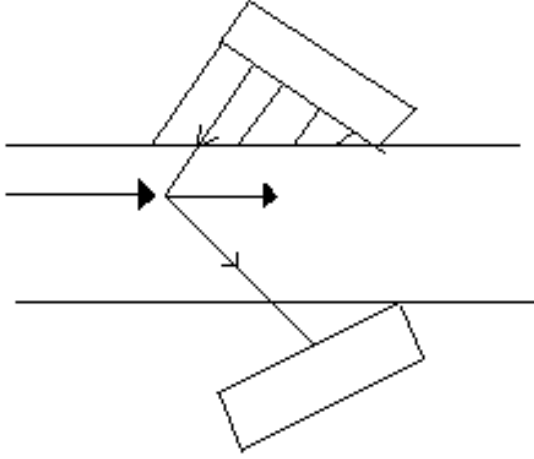
$$F = q.v.B$$



İçerisindeki yüklerin bir yönde aktığı bir iletken, yüklerin hareket doğrultusuna dik bir magnetik alan içinde kalırsa, iletkende enine bir **potansiyel gradienti** oluşur. Bu olaya **HALL OLAYI** denir.

Bu kuvvetin yönü (+) yükler için L'ye doğru, (-) yükler için K'ya doğrudur.
Bu olayda oluşan potansiyel farkı kanın hızı ile orantılıdır.

Ultrases Doppler Akış Ölçerler



Damarın iki tarafına ultrases alıcı ve vericileri yerleştirilir. f frekansındaki ultrases akan kana doğru verilir. Sesin bir kısmı eritrositler tarafından yansıtılır.

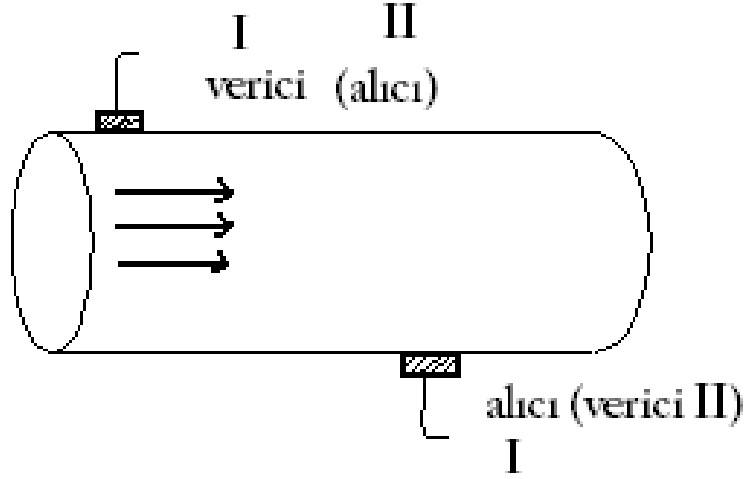


Yansıyan ses dalgalarının frekansı akış yönüne bağlı olarak $F+F_D$ veya $F-F_D$ olacaktır.

Bu olaya
DOPPLER OLAYI denir.

F_D : Doppler bileşeni. Verilen dalga ile yansıyan dalgaların frekansları arasındaki farktır. F_D akış hızı ile orantılıdır.

Ultrasonik Akış Ölçerler



☀ Damarın iki yüzüne ultrases alıcı ve vericileri yerleştirilir. Vericiden çıkan ultrases demetinin alıcıya geçiş süresi (t_I) tespit edilir.

☀ Verici ve alıcı ters çevirilerek ultrasesin geçiş süresi tespit edilir (t_{II}).

$$t_{II} > t_I$$

$$\Delta t = t_{II} - t_I$$

Akış hızı ile orantılıdır.

İki süre arasındaki fark