

BÖLÜM 13**TIBBİ LABORATUVAR ÖLÇÜM CİHAZLARI****13.1 Vücuttaki Kanın Amacı ve Bileşenleri**

Kan, kalp ve damarlarda dolaşarak besin, elektrolit, hormon, vitamin, antikor, ısı ve oksijeni dokulara götüren ve artık maddelerle karbon dioksiti alan bir sıvıdır.

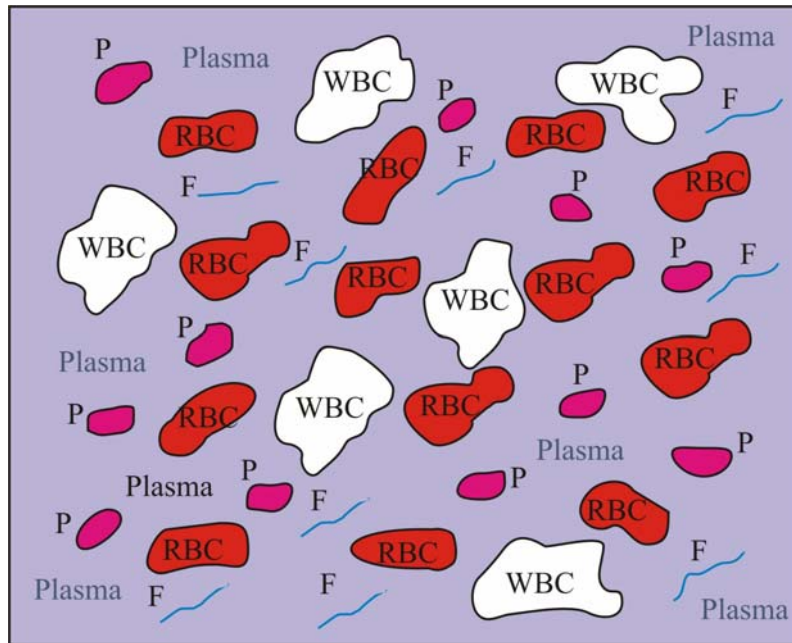
☞ **Kandaki hücreler;**

1. **Kırmızı kan hücreleri** (RBC- alyuvarlar) veya eritrositler: Kemik iliği tarafından yenilenmeden evvel 120 gün yaşayabilen konkav disk şekilli (8μ uzunlukta, 3μ genişlikte) hücrelerdir. Sayıları $4,5 - 5,5 \times 10^6$ hücre/ mm^3 'dür. Oksijeni dokulara taşır ve karbondioksiti alarak karboaminohemoglobin haline gelirler.
2. **Beyaz kan hücreleri** (WBC- akyuvarlar) veya lökositler: Bunlar çekirdekli, 13 ila 20 gün yaşayabilen 10μ çapında hücrelerdir. Sayıları $6 - 10 \times 10^3$ hücre/ mm^3 arasında değişir. İstilacıların üretmiş olduğu zararlı antijen (toksin-zehir) maddesini etkisiz hale getirmek antikor üretirler.
3. **Plateller:** Bunlar 3μ çapındaki çekirdeksiz hücre parçalarıdır. Sayıları $200 - 800 \times 10^3$ hücre/ mm^3 arasında değişir. Bunlar kanın pıhtılaşmasını sağlayan bir tamir maddesi salgırlarlar.

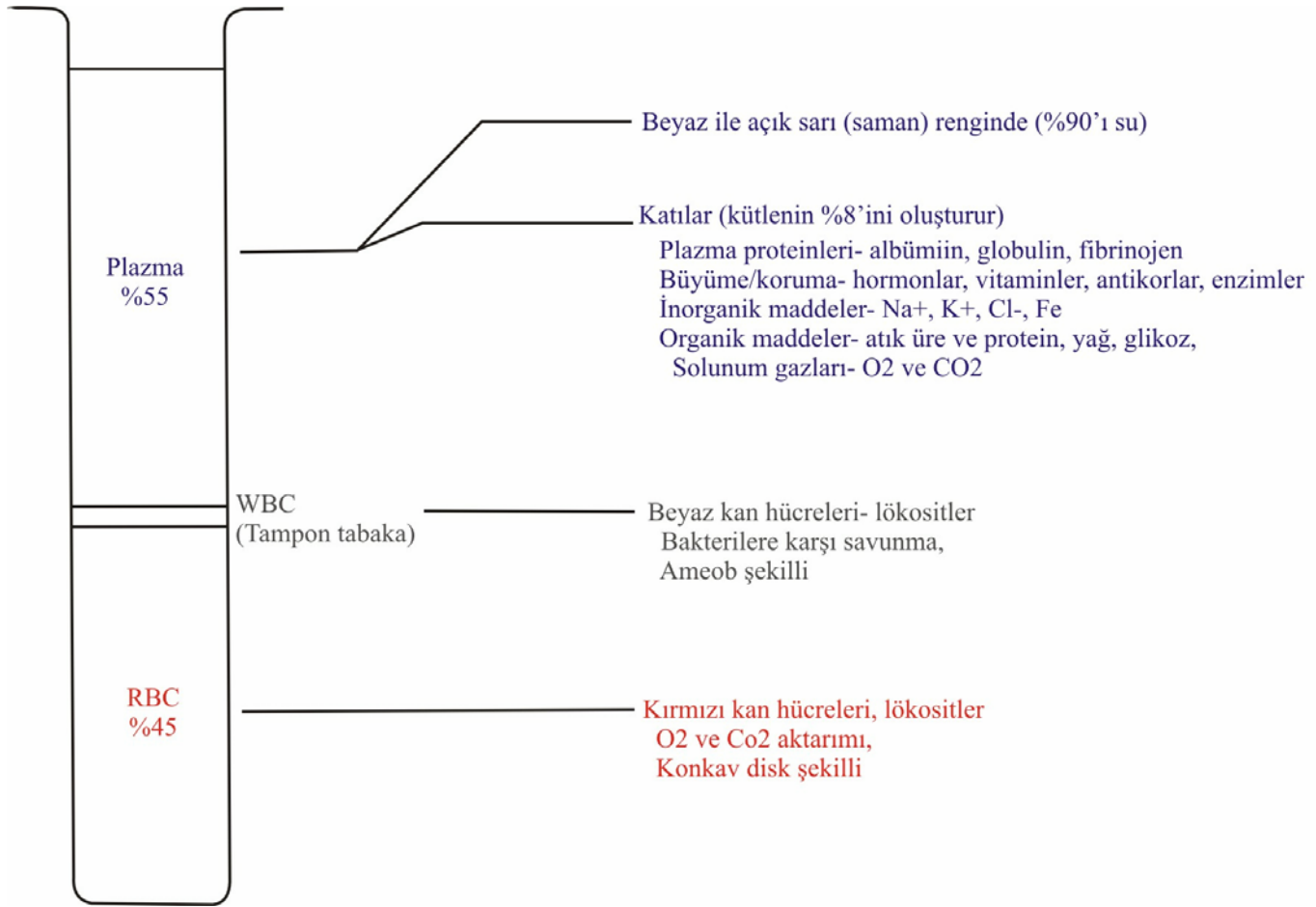
😊 **Kan plazmasının bileşenleri;**

1. **Plazma proteinleri** - organik tamir maddeleri: Bunlar, plazma/doku hücresinin osmotik basıncını düzenlemeye yardım eden albüminlerdir (karaciğerde sentezlenir).

2. **Plazma besin maddeleri** - enerji içeren maddeler: Bunlar, glikoz (kan şekeri), lipidler (yağlar) ve amino asitlerdir (doku büyümesini sağlayan proteinlerin yapımında kullanılırlar).
3. **Düzenleyici ve koruyucu maddeler**: Bunlar, enzimler (sindirim işlemi ve hücre metabolizmasında katalizör görevi görürler), hormonlar (hedef organlarda uyarıcı/durdurucu etki gösterirler) ve antikorlardır (enfeksiyonlara karşı bağışıklık sağlar).
4. **Plazma elektrolitleri** - asit-baz ve sinir darbelerini iletici maddeler: Bunlar, inorganik tuzlar (metal-ametal kombinasyonları) ve saf kimyasal maddeler (Na^+ , K^+ , Cl^-)'dir.
5. **Metabolik atık maddeler**: Bunlar içinde böbreklerden gelen üre ve ürik asit atıkları ile hücresel metabolizmadan kaynaklanan karbondioksit vardır.



Şekil 13.1 Kanı oluşturan hücre ve sıvılar. Eritrosit (RBC), Lökosit (WBC), Platel hücresi (P), Fibrinojen proteini (F). Plazma (sıvı bölümü, H_2O içerisinde çözülmüş vaziyette organik ve inorganik maddeler) Tüm kan=RBC+WBC+P+F+plazma, Plazma=tüm kan-(RBC+WBC+P), Serum=plazma-fibrinojen



Şekil 13.2 Bir santrifüjde döndürülmüş kan.

- ➔ **Metabolizma**, vücuttaki tüm kimyasal ve biyolojik işlemlerin genel adıdır.
- ➔ Metabolizma,
 - i. **katabolizma** (kompleks protein/şeker maddelerinin daha basit yapılara indirgenmesi)
 - ii. **anabolizma** (vücut kullanımı için daha karmaşık yapıların üretilmesi)'nden oluşur.

- Sindirim işlemi sonucunda ortaya çıkan katı atıklar kalın bağırsaklarda halledilir.
- Metabolik işlemler sonucunda ortaya çıkan toksik maddeler kandan böbrekte ayrılır ve üre içerisinde atılır.

⇒ Tıbbi laboratuvarlarda kullanılan ölçü aletlerindeki amaç kan ve üre içerisindeki gerekli maddelerin ve metabolik atıkların oranlarının belirlenmesidir.

13.2 Kan Testleri (Hücre ve Kimyasallar)

⇒ Kan hücresi testleri:

1. **RBC sayısı**: Elle (kan örneğinin 100:1 oranında seyreltilmesi ile ve mikroskop altında her bir mm^3 'e karşı kaç hücrenin bulunduğunun sayılarak anlaşılması) veya otomatik (kan hücresi analizörleri ile) belirlenebilir.
2. **WBC sayısı**: Elle (10:1 seyreltme) veya otomatik olarak yapılır.
3. **Platel sayısı**: Kan hücresi analizörü ile otomatik olarak yapılır.
4. **Hematokrit (Ht)**: Kanın katı olan kısmının toplam hacmi (WBC hacmi ihmal edilir). Bu değer kan örneğini bir tüp içerisinde sallayarak ve optik olarak yoğunlaşmış RBC'lerin yüzdesi belirlenerek ölçülür. Normal değeri %45 ile 55 arasında değişir.

5. **Ortalama hücre (korposcular) hacim** (MCV): Tek bir RBC'nin, RBC sayısı göz önüne alınarak hesaplanan ortalama hacmidir. Bu hacim femto litre (10^{-15}) cinsinden ölçülür.

$$MCV = \frac{Ht}{RBC} \quad (13.1)$$

6. **Ortalama hücre hemoglobin miktarı** (MCH): Orantılı RBC/100 kütlelerinin toplam RBC sayısına oranı;

$$MCH = \frac{Hemoglobin(gr)/100}{RBC} \quad (13.2)$$

Bu değer pikogram (10^{-12} gr) cinsinden ifade edilir.

7. **Ortalama hücre hemoglobin konsantrasyonu** (MCHC): Hemoglobini açığa çıkartacak şekilde RBC'lerin zarlarının soyulması ile hemoglobin renk konsantrasyonunun ölçülmesidir. Hemoglobinin kimyasal reaksiyonu sonucunda asit hematin veya siyanmetahemoglobin üretilebilir. Sonuç değeri bir kolorimetrede ölçülür ve normalde %32 ile 36 arasında bir renk indeksi elde edilmelidir.

$$MCHC = \frac{Hemoglobin(gr)/100}{Ht} \quad (13.3)$$

➤ **Kimyasal kan testlerinde;**

- ➡ asitlik oranına (pH normal değeri 7,36 ile 7,44 arasında - kan normalde hafifçe alkali (baz) özellik gösterir),
- ➡ glikoz (laktik asit, laktoz şekeri), protein olmayan nitrojen maddeleri (amino asitler, peptidler, atık üre ve ürik asit),
- ➡ lipidler (kolesterolün yağ asitleri ve trigliseridler),
- ➡ proteinler (plazma albümini, globulin ve fibrinojen)
- ➡ enzimler ile steroidlere bakılır.

↺ Serolojik kan testlerinde, hücrelerin kan serumuna bir antijen (bakteriyolojik toksinler) gönderilmesiyle pıhtılaşma meydana getirmesine bakılır. Bu durum WBC'lerin yabancı maddeye özgü bir antikor yaymasıyla meydana gelir.

↺ Bakteriyolojik kan testlerinde, kan örneklerindeki bakterilerin uygun besin maddeleri içeren bir petri tabağında yetiştirilmesi söz konusudur.

↺ Historikal testlerde küçük ince doku örneklerinin mikroskopta araştırılması söz konusudur. Örnekler, mikrotom adı verilen özel bir aletle kıyılarak elde edilmektedir.

13.3 Tıbbi Laboratuvar Bölümü

- Tıbbi laboratuvar bölümü;
 - o odalar,
 - o personel
 - o cihaz içeren bölümdür.

➤ Laboratuvar binası, mikrop lu kan/üre örneklerinin ve cihazların sterilizasyonunun gerçekleştirilebileceği bir bölüme sahip güvenli ve temiz bir yer olmalıdır.

➤ Tıbbi laboratuvar cihaz operatörleri (tıp teknisyenleri), uzmanlar ve doktorlardan oluşur. Bu ünitelerin yöneticisi genellikle bir doktordur.

- ↪ Laboratuvardaki cihazlar;
 - o cam kaplar,
 - o santrifüjler,
 - o emme cihazları ve kolorimetreler,
 - o spektrofotometreler,
 - o kan hücre ve gaz analizörleri,
 - o kromatograflar,
 - o otoanalizörler
 - o bilgisayar tabanlı kayıt ve işletme sistemleri gibi karmaşık ölçüm cihazlarından oluşur.

-  Kayıt tutma bilgileri doktorlar tarafından bir hastalığı teşhiste ve dengesiz fizyolojik durumların tespitinde yardımcı olduğundan çok önemlidir.
-  RBC/WBC sayısı, Ht, MCV, MCHC ve kan kimyasını gösteren standart kartlar çoğu klinik ölçüm cihazı tarafından otomatik olarak hazırlanmaktadır.

13.4 Klinik Ölçüm Cihazları

-  Kan analizini yapmakta kullanılan cihazlar;
1. Kolorimetre veya filtreli fotometre: Çözeltideki maddelerin renk konsantrasyonu ölçen elektro-optik bir cihazdır. Sonuçlar, yüzde optik renk geçirgenliği veya emilimi ölçülerek örneğin hemoglobin konsantrasyonu şeklinde elde edilir.
 2. Densitometre, kolorimetreye benzer şekilde çalışan ve sıvı içerisinde asılı duran partiküllerin optik geçirgenliğini (yoğunluk) ölçen bir cihazdır.
 3. Alev fotometresi: Alev içerisine püskürtülerek yakılan maddelerin (Na^+ , K^+ gibi) çıkardığı renkli ışığın yoğunluğunu ölçen bir elektro-optik cihazdır.
 4. Spektrofotometre: Bir sıvı örneği tarafından çeşitli dalgaboylarında yayılan ışık emilimini ölçen bir elektro-optik cihazdır. Bu bir çeşit karmaşık yapıli kolorimetredir.
 5. Kan hücresi analizörü: Kırmızı ve beyaz kan hücrelerini birim hacim ölçeceğine göre sayan bir cihazdır. Aralık empedans metodu ve akış sitometrisi metodu olmak üzere iki metot kullanılır.

6. pH/kan gazı analizörü: Kanın asit-baz dengesini (pH), oksijenin kısmi basıncını (P_{O_2}), karbondioksitin kısmi basıncını (P_{CO_2}) ölçen bir cihazdır. Bu ölçüm cam elektrotlu dönüştürücülerle gerçekleştirilir.
7. Kromatograf: Bir sıvı ortamındaki maddeleri tanımlamak, ayırt etmek ve konsantrasyonunu ölçmek için kullanılan elektromekanik bir alettir. Sonuçlar bir sıvı sütunu üzerindeki renkli bantlar halinde veya kağıt üzerine basılı renkli şeritler halinde elde edilir.
8. Otoanalizör: Kan kimyasının analizini yapan bir elektromekanik-elektronik bir cihazdır. Bu işlem arka arkaya bağlı bir sistem mantığı içerisinde yerleştirilmiş karıştırma tüpleri ve kolorimetreler kullanılarak gerçekleştirilir.

13.5 Kolorimetre

- ⇒ Kolorimetre bir çözelti içindeki maddelerin renk konsantrasyonunu ölçen bir filtreli fotometredir.
- ⇒ Bu işlem orijinal maddeyi ve bir reaksiyon ajanı içeren örnek içerisinden geçen renkli ışığın yoğunluğunu elektronik bir dedektörle ölçerek gerçekleştirir.
- ⇒ Örneğin bir sarı idrar örneği sarı ışığı geçirir, mavi ve yeşil ışığı emer.
- ⇒ Bu nedenle ölçümde saflık elde edebilmek için fotodedektörlere düşen ışığın optik filtrelerle bandgenişliğinin iyice daraltılması gerekmektedir. Lazer LED'ler dalgaboyu uygun olduğu müddetçe daha fazla tercih edilmektedir çünkü yayılan ışık doğal olarak monokromatiktir (tek renkli).

➤ Temel kolorimetre analizi ışık yoğunluğunun hassas bir ölçümünü gerektirir. Transmittans (geçirgenlik) aşağıdaki formülle ifade edilir:

$$T = \frac{I_1}{I_0} \times 100\% \quad (13.4)$$

aynı zamanda,

$$I_2 = T \cdot I_1 \quad (13.5)$$

Bu duruma göre,

$$I_2 = T^2 I_0 \quad (13.6)$$

Burada,

I_0 : başlangıçtaki ışık yoğunluğu,

I_1 : ilk defa zayıflatılmış ışık yoğunluğu,

I_2 : ikinci defa zayıflatılmış ışık yoğunluğu,

T : yüzde cinsinden geçirgenlik

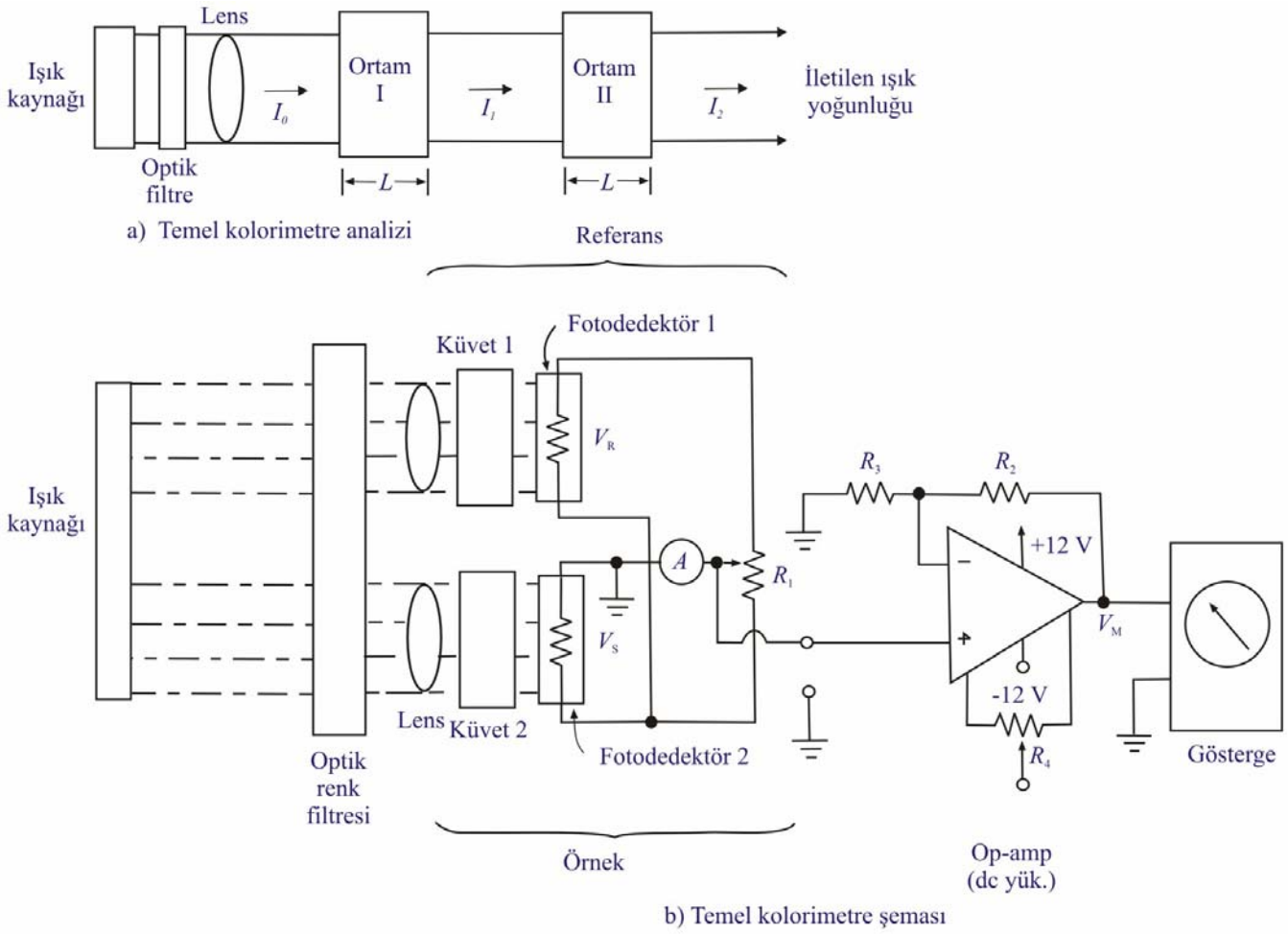
➤ Emilim (absorbans) aşağıdaki gibi ifade edilir;

$$A = \log \frac{I_0}{I_1} = \log \frac{1}{T} \quad (13.7)$$

Burada,

A : Emilim,

I_1 ve I_0 daha önce ifade edildiği gibidir.



Şekil 13.3 Kolorimetre-filtre fotometre a) Temel kolorimetre analizi b) Temel kolorimetre şeması

- Eğer yol uzunluğu veya konsantrasyon artarsa, geçirgenlik azalır ve emilim artar. Temelde bu olay Beer kanunu ile açıklanabilir:

$$A = aCL \quad (13.8)$$

Burada;

A: Emilim,

L: Küvet yol uzunluğu,

C: Emici maddenin konsantrasyonu,

a: optik dalgaboyu ve emici maddenin doğası ile ilgili emicilik faktörü

- Böylece, bilinmeyen bir çözeltinin konsantrasyonu aşağıdaki eşitlikten bulunabilir:

$$C_{\mu} = C_s \frac{A_{\mu}}{A_s} \quad (13.9)$$

Burada,

C_{μ} : bilinmeyen konsantrasyon,

C_s : standart konsantrasyon (kalibrasyon konsatrasyonu)

A_{μ} : bilinmeyen emilim,

A_s : standart emilim.

1. Yükselteç girişini (V_1) topraklayın ve potansiyometreyi (R_4) yükselteç çıkışındaki gerilim $0V \pm 5 \text{ mV}$ olacak şekilde ayarlayın.
2. Toprağa olan kısadevreyi kaldırın, küvet 1 ve 2'ye referans konsantrasyonlu (boş küvetler veya tamamen boşlukta kullanılabilir) örnekleri yerleştirin.
3. R_1 potansiyometresini yükselteç çıkışındaki gerilim $0V \pm 10 \text{ mV}$ olacak şekilde ayarlayın.
4. Referans örneğini küvet 1'de bırakın ve örneği küvet 2'ye yerleştirin.
5. Dengesizlik gerilimini ölçü aletinden yüzde geçirgenlik veya emilim olarak okuyun.

Örnek 13.1:

Referans kuvvetleri yerinde iken (kalibrasyon işleminde 3.basamak) $V_1=1 \text{ mV}$ olduğuna göre ve referans kuvveti ve örnek kuvveti yerinde iken (kalibrasyon işleminde 5.basamak) $V_1=25\text{mV}$ ise ve $R_2=2\text{k}\Omega$, $R_3=1\text{k}\Omega$ ise her iki durum için ölçü aletinde okunacak gerilimleri hesaplayınız.

Çözüm:

$$A_v = 1 + (R_2/R_3)$$

$$A_v = 3 = 1 + (2\text{k}/1\text{k}) = 3$$

1.Durum: $V_1=1\text{mV}$

$$A_v = (V_m/V_1)$$

$$V_m = A_v \cdot V_1 = 3 (1\text{mV}) = 3 \text{ mV}$$

2.Durum: $V_1= 25\text{mV} = A_v \cdot V_1$

$$V_m = 3 (25\text{mV}) = 75 \text{ mV}$$

☞ Bu örnekte dengesizlik geriliminin referans geriliminden (denge gerilimi) 25 kat daha yüksek bir değer olduğuna dikkat ediniz. Bu durum, hata miktarının az olması bakımından istenen bir durumdur.

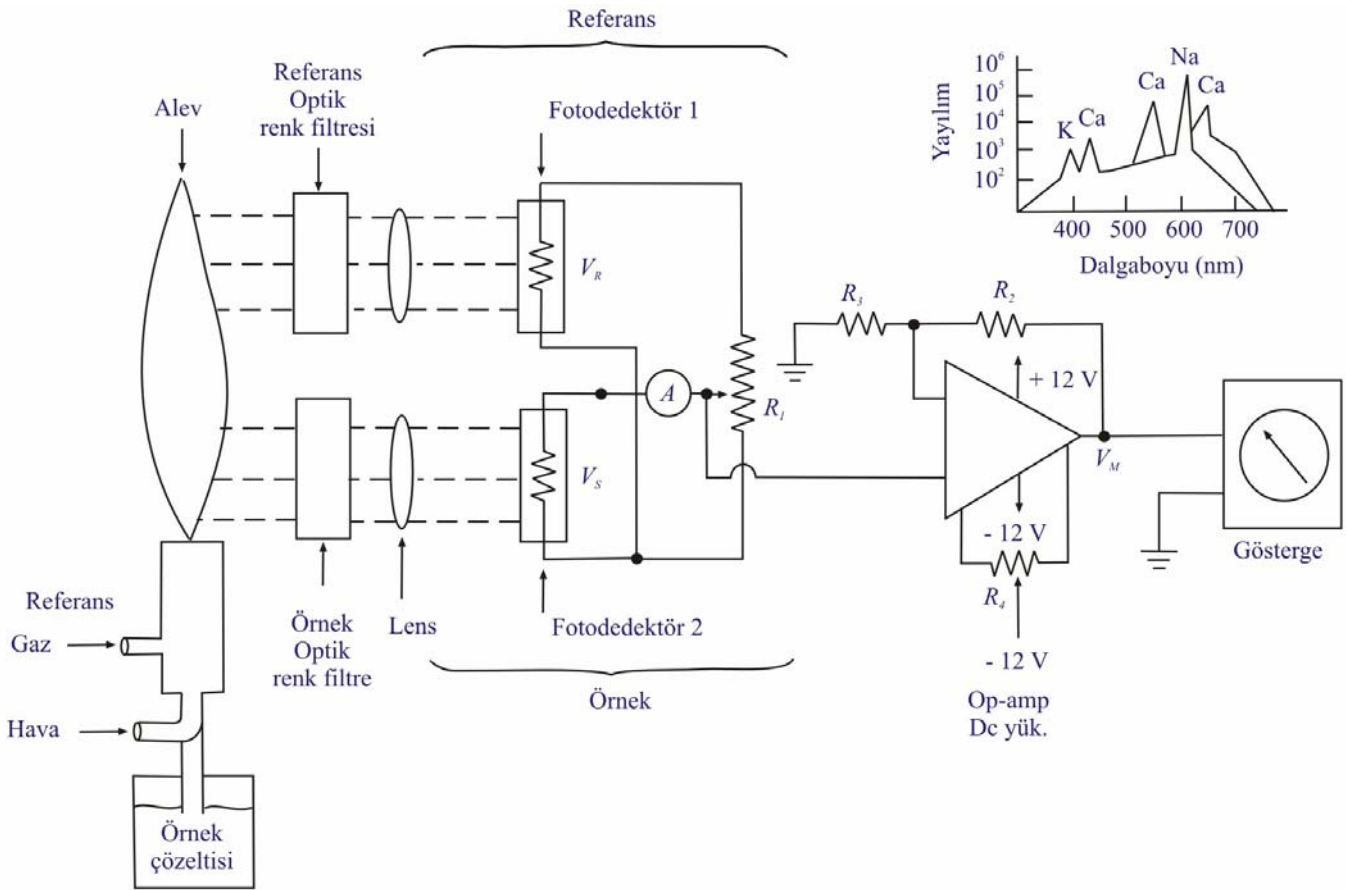
Çizelge13.1 Genel kimyasal kan testleri ve normal değer aralıkları

Test	Normal değerler	Birimleri
Sodyum	135-145	mEq/l*
Potasyum	3.5-5	“
Klorid	95-105	“
Toplam CO2	24-32	“
Kan üresi nitrojen oranı	8-16	mgN/100ml
Glikoz	70-90	mg/100ml
İnorganik fosfat	3-4.5	“
Kalsiyum	9-11.5	“
Kreatin	0.6-1.1	“
Ürik asit	3-6	“
Toplam protein	6-8	g/100ml
Albümin	4-6	“
Kolesterol	160-200	mg/100ml
Bilirubin	0.2-1	“
SGOT	20-50	mU/ml

* 1 mili eşdeğer / litre = (1mEq/l) = ((konsantrasyon (mg/l))/(moleküler ağırlık))

13.6 Alev Fotometresi

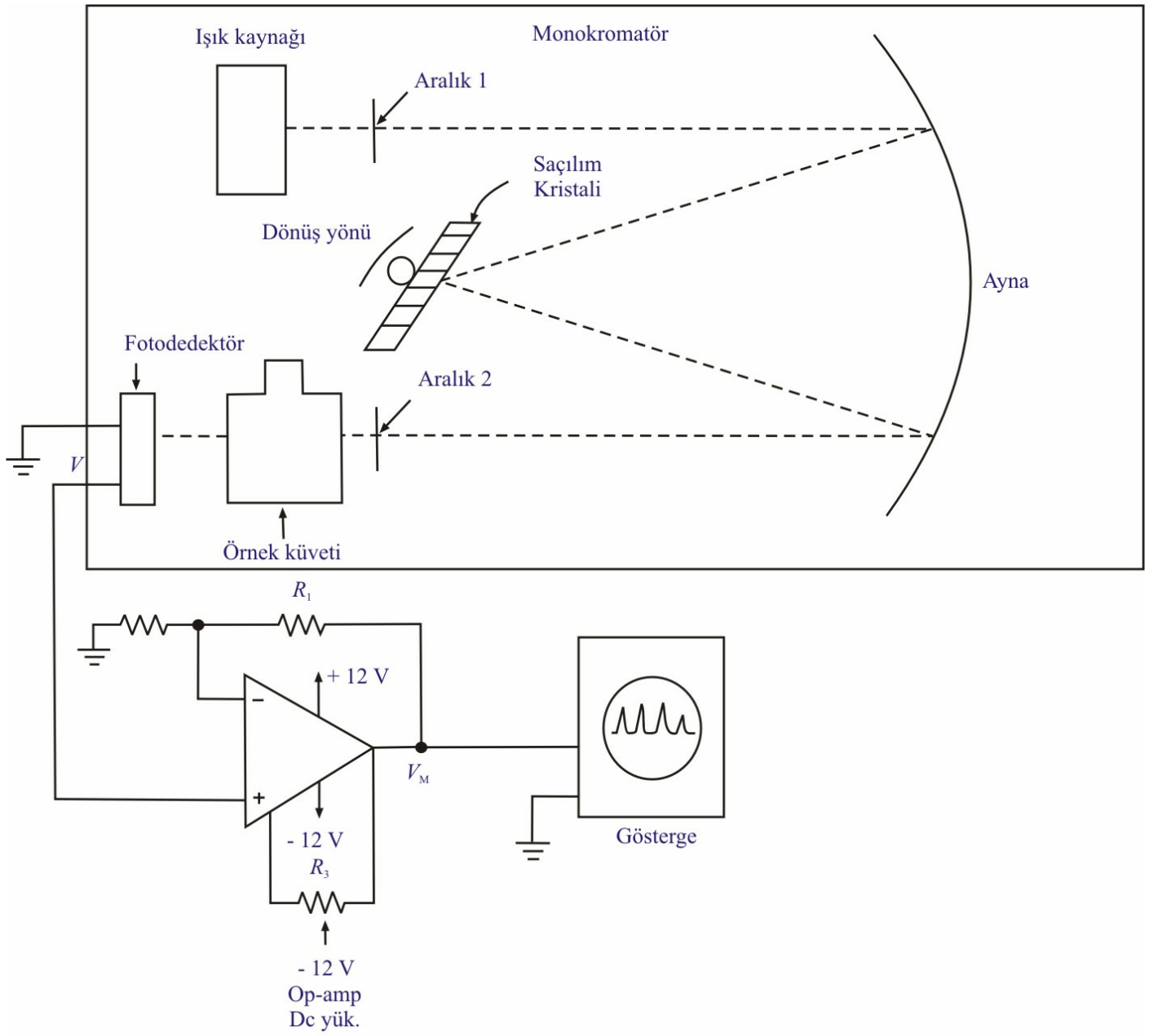
- ➡ Alev fotometresi, oksijen ve belirli bir madde ile beslenen alevin renk yoğunluğunu ölçer.
- ➡ Örnek olarak Na⁺ veya K⁺’un yanmasıyla ortaya çıkan sarı veya menekşe renkli ışık örnek fotometresi üzerine düşmektedir.
- Temelde, alev fotometresi kolorimetreye benzer şekilde kalibre edilmektedir.



Şekil 13.4 Alev fotometresi basitleştirilmiş şeması

13.7 Spektrofotometre

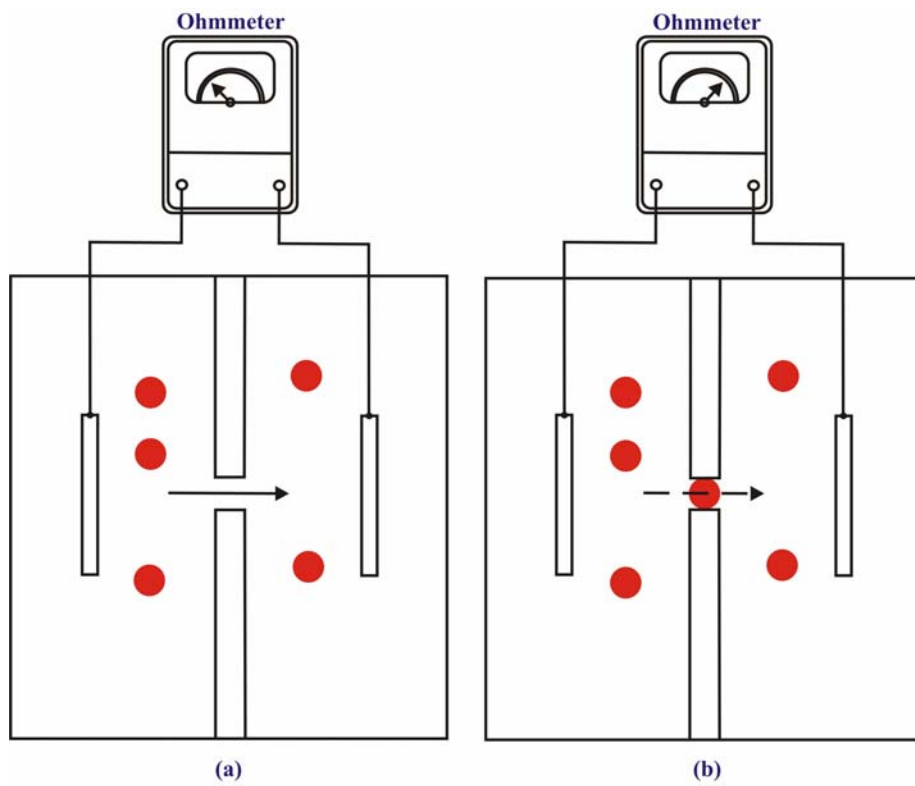
- Spektrofotometre, sıvı bir madde tarafından farklı dalgaboyundaki ışınların emilimini ölçer.
- Buna bakarak, bilinmeyen bir maddenin elemanları belirlenebilir veya bir dizi bilinen maddenin konsantrasyonu ölçülebilir.
- Bir lambadan gelen ışığı tayflara bölmek için bir prizma veya kırılma aralığından faydalanır.
- Çift ışınlı spektrofotometre bu işlemi ışığı mekanik bir kapak veya hareketli bir ayna ile örnek ve referans küvetleri arasında anahtarlayarak otomatik bir biçimde gerçekleştirir.



13.8 Kan Hücresi Sayım Cihazları

- Kan hücresi sayaçları, RBC'lerin veya WBC'lerin birim hacim kandaki sayısını iki farklı yöntem kullanarak ölçer:
 - ☞ aralık empedans değişimi olarak bilinen elektriksel bir yöntem
 - ☞ akış sitometrisi olarak bilinen optik bir yöntemdir.

13.8.1 Aralık Empedansı Değişim (ΔRA) Sayacı



Şekil 13.6 Kan sezme ünitesi

- Aralık empedans metodu, kanın uygun bir çözelti ile seyreltilmesi durumunda hücrelerin direncinin (ρ_c) etrafını çevreleyen sıvının direncinden (ρ_f) daha yüksek olması gerçeğinden faydalanarak sayım işlemini gerçekleştirirler.

Aralık üzerinde kan hücresi yokken görülen direnç:

$$R = \frac{\rho_f L}{A} \quad (13.10)$$

Burada;

R: Direnç (Ω)

ρ_f : Sıvının öz direnci ($\Omega \cdot \text{cm}$)

L: Yol uzunluğu (cm)

A: Aralığın kesiti (cm^2)

Aralıkta herhangi bir kan hücresinin bulunmaması durumunda görülen direnç düşüktür. Fakat aralık bir kan hücresi ile doldurulduğu anda, yol direnci anında yükselir. Dirençteki değişim;

$$\Delta R = Kv \left[1 + \frac{4X}{5} + \frac{843X^2}{1120} + \dots \right] \quad (13.11)$$

Burada;

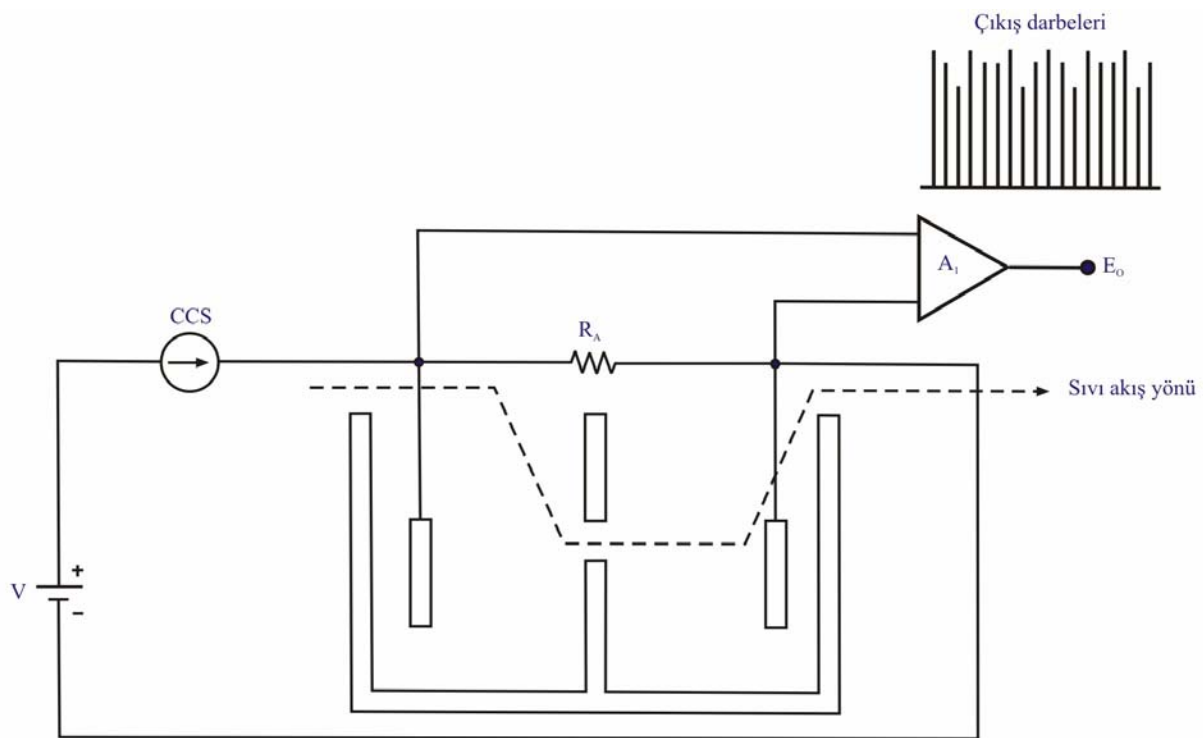
K: Aralık direncinin hacmine oranı

v: Ölçülen kan hücresinin hacmi

X: Kan hücresinin kesitinin aralık kesitine oranı

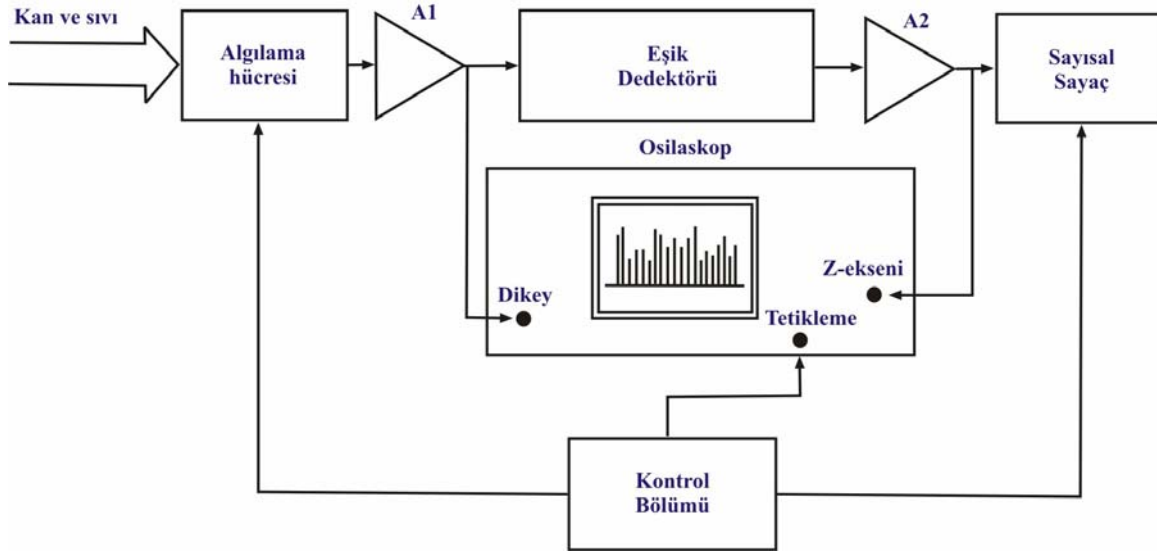
➡ Gerçek bir sayaçta bir sabit akım kaynağı ile gerilim yükseltici ohmmetrenin görevini görür. Akım kaynağının yüksek direnci sayesinde gerilimdeki değişimler akıma yansımaz.

- ➔ R_a direnci aralık elektrot direncidir ve aralıkta bir hücre bulunup bulunmamasına bağlı olarak düşük ya da yüksektir. I akımı sabit olduğundan aralık üzerindeki gerilim düşümü direncin bir fonksiyonu olacaktır.
- ➔ Sensör hücresi akım-darbe değişimleri göstermesine rağmen, R_a üzerindeki gerilim düşümünü ölçmekte kullanılan bir fark yükselteci (A_1) akım darbelerini gerilim darbelerine dönüştürür. Bu gerilim darbeleri, yükselteçten hemen sonra gelen bir devre tarafından daha ileri derecede işlenir.



Şekil 13.7 Coulter model kan hücre sayacı

➤ Bir aralık empedansı hücre sayacının blok şeması Şekil 13.8’de görülmektedir.

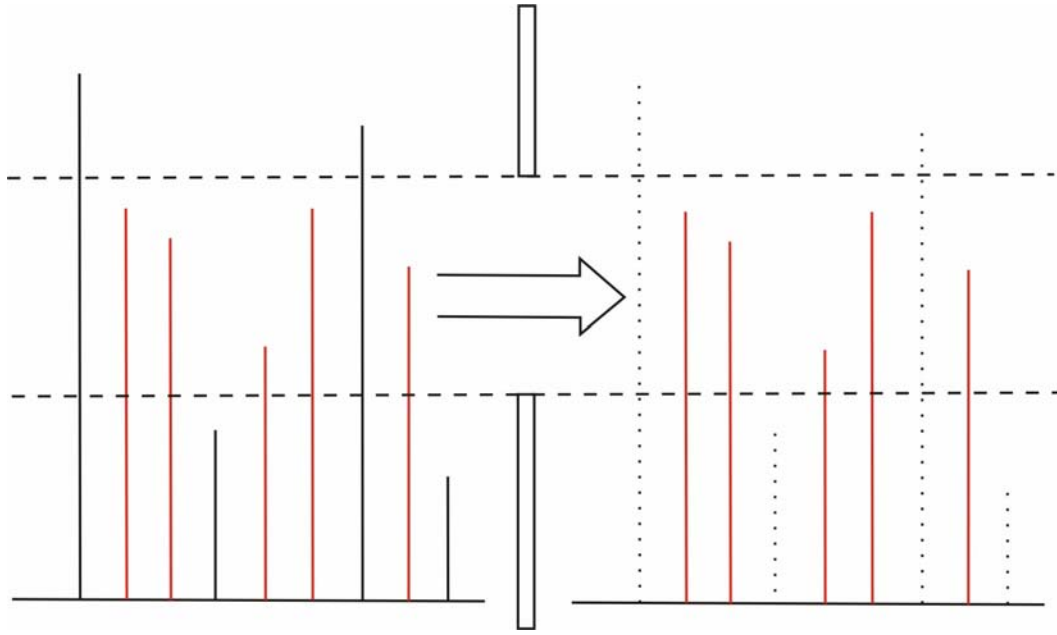


Şekil 13.8 Aralık empedansı hücre sayacı

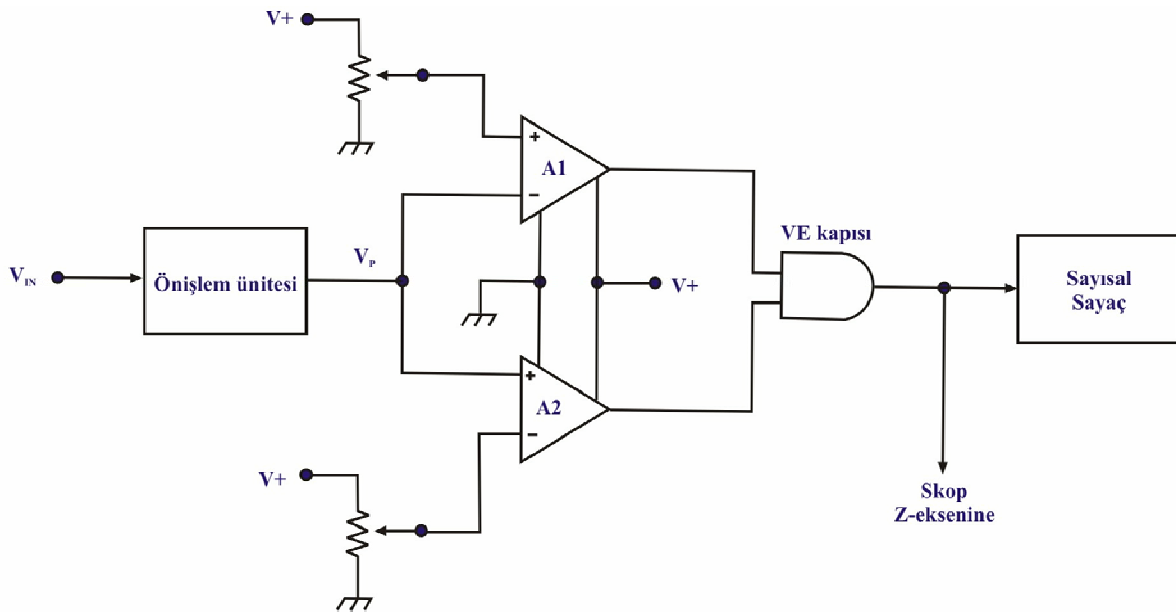
➡ A1’den iki çıkış yolu bulunmaktadır. Biri osiloskopun dikey girişine giderken, ötekisi bir eşik dedektörü devresine gitmektedir. Eşik dedektörü, çok düşük ve çok yüksek seviyeli darbeleri ayıran bir devredir. Sensörden gelen işaretler Johnson ($1/F$) gürültüsünden daha düşük seviyeli olduğundan böyle bir ayırma ihtiyaç duyulmaktadır. Eşik dedektörünün çıkışı sayısal bir sayıcıya ve osiloskopun z-kanalına (ışın aydınlık modülasyonu girişi) verilmektedir.

☞ Devredeki kontrol bölümü, sayıcı kapı işaretini, osiloskobun zaman bazı için tetikleme işaretini ve kan örneği akışını sağlayan pompaya sıvıyı hareket ettirme komutlarını gönderir.

- ➡ **Eşik dedektörü:** Eşik dedektörü, sadece belirli bir genlik penceresi içerisine giren darbelerin geçişine izin veren bir devredir (Şekil 13.9a). Bu devrenin çıkışın bir darbenin görülebilmesi için belirli bir minimum değerin üstünde ve belirli bir maksimum değerin altında bir genliğe sahip olması gerekir.
- Eşik dedektörünün elektronik devresi Şekil 13.9b’de görülmektedir. Bu devre iki bölümden oluşmaktadır:
- o pencere karşılaştırıcısı (A1 ve A2)
 - o çakışma dedektörü (VE kapısı).
- ➡ **Pencere karşılaştırıcısı,** işlemsel yükselteç gerilim karşılaştırıcılarına dayanan bir devredir. Pencere karşılaştırıcısında biri alt sınır öteki üst sınırı gözetleyen iki devre vardır. Bir karşılaştırıcı herhangi bir negatif geribesleme kullanmadan işlemsel yükseltecin bağlanmasıyla elde edilir. Böylece devrenin kazancı çok yüksek olan açıkdevre kazancına eşit olur. Yüksek kazanç, eviren (-) ve evirmeyen (+) girişleri arasındaki çok ufak bir fark geriliminin dahi çıkışın V_- ve V_+ besleme gerilimi seviyeleri arasında dolaşmasına yeterli olması demektir. Ancak her iki girişe uygulanan gerilimler de eşit olduğu takdirde işlemsel yükselteç çıkışı sıfır olacaktır. Bir giriş verilecek referans gerilim seviyesinin uygun seçilmesiyle birisi bir darbe geldiğinde çıkış olup olmayacağını belirleyebilir.



(a)

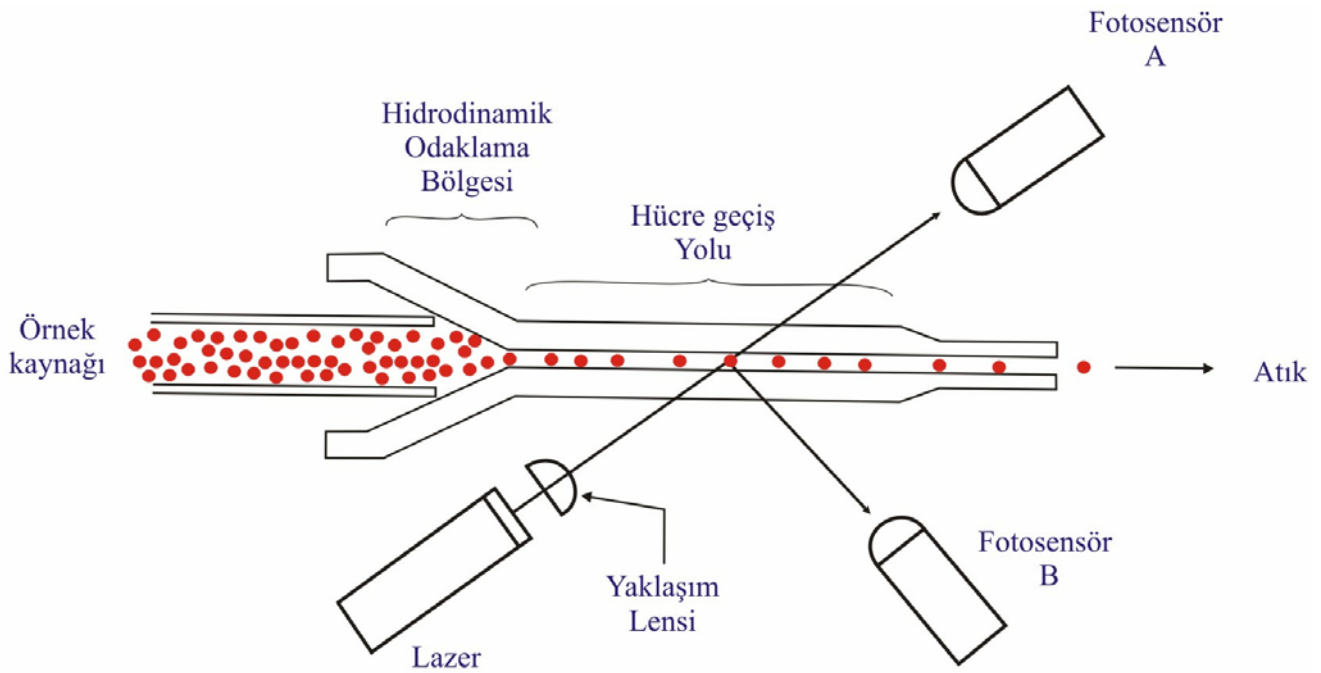


(b)

Şekil 13.9 Eşik dedektörü: (a) eşik penceresi, (b) elektronik devre

- **Bir çakışma dedektörü** VE kapısından başka bir şey değildir. Çıkışta yüksek bir gerilim görebilmek için dedektörün her iki girişinin de yüksek seviyede olması gerekir. Girişlerden herhangi biri veya her ikisi de düşük olursa çıkış da düşük olur.
- ⇒ **Aralık Empedansı Sayaçları:** Bazı ölçüm aletleri yukarıda bahsedildiği şekilde direnç ölçümü yapmak için dc akım kullanır. Radyo frekanslı işaretler kullanarak ölçüm yapan cihazlar da vardır.

13.8.2 Akış Sitometrisi Hücre Sayaçları



Şekil 13.10 Optik akış sitometrisi sensörü

- Hücre yolunun çok az bir kısmı (18-20 µm kadar bir bölüm) bir Helyum-Neon lazer (He-Ne lazer) kaynağı ile aydınlatılmaktadır. Bir hücre, aydınlatma bölgesine girdiğinde ışığı dağıtır. Saçılma verileri değerlendirilerek hücrenin hacmi, kırılma indeksi ve algılama bölgesinden geçiş süresi belirlenebilir.
- Saçılan ışığı belirlemek amacıyla iki fotosensör kullanılır. A fotosensörü ileri yönde saçılan ışığı ölçerken, B fotosensörü hücre yolunun çaprazına düşen ışık ışınlarını algılar.
- Örneğin akış hızı:

$$r = kXe^{KX} \quad (13.12)$$

Burada;

r: çıkış darbelerinin oranı

k: Akış hızı (m/s)

K: algılama bölgesinin hacmi

X: hücre konsantrasyonu

- KX terimi karşılaşma olasılığını, ve e^{KX} terimi ise $(1+KX+(KX)^2)$ 'ye karşılık gelmektedir. KX'in küçük değerleri için e^{KX} ifadesi $r \sim KX$ olmaktadır.

- Elde edilen sayı hatalı olabilir, çünkü gürültü darbeleri mevcuttur ve iki kan hücresinin algılama bölgesine aynı anda girmesi hatalı sayıma neden olur. Algılama bölgesinden hücrelerin geçiş hızı fotosensörlerden gelen darbenin genişliğini (τ) belirler. Karşılaşma ihtimali hücre geçiş hızı ile darbe genişliğinin çarpımına eşittir. Sayım aşağıdaki ifade kullanılarak düzeltilebilir:

$$r_c = \frac{r}{1 - \tau} \quad (13.13)$$

Burada;

r_c : düzeltilmiş değer

r : okunan değer

τ : darbe genişliği

- Her iki hücre sayma metodu da tek bir cihazda toplanabilir. Bazı cihazlar hem aralık empedans yöntemini hem de akış sitometrisi yöntemini bir arada kullanabilir.

13.9 pH/Kan Gazları Analiz Cihazları

- ☞ Kanın asit-baz dengesi vücut elektrolitleri tarafından sağlanır ve bir pH metre kullanılarak ölçülebilir. Solunum sistemi kan pH değerindeki

değişimlere çabucak müdahale ederken, renal sistem daha yavaş fakat geniş bir aralıkta denge ayarlaması yapar.

- ➔ Cam pH elektrodu pH metrenin kalbini oluşturur. Asitlik veya bazlık (alkalinite) çözeltideki hidronyum (H_3O^+) iyonlarının konsantrasyonuna bakılarak belirlenir. Bu hidrojen iyonlarının oluşmasını sağlar. pH değeri, bu iyon konsantrasyonun bir ifadesidir ve aşağıdaki formülle tanımlanır:

$$pH = \log_{10} \frac{1}{(H^+)} = -\log_{10}(H^+)$$

(16.14)

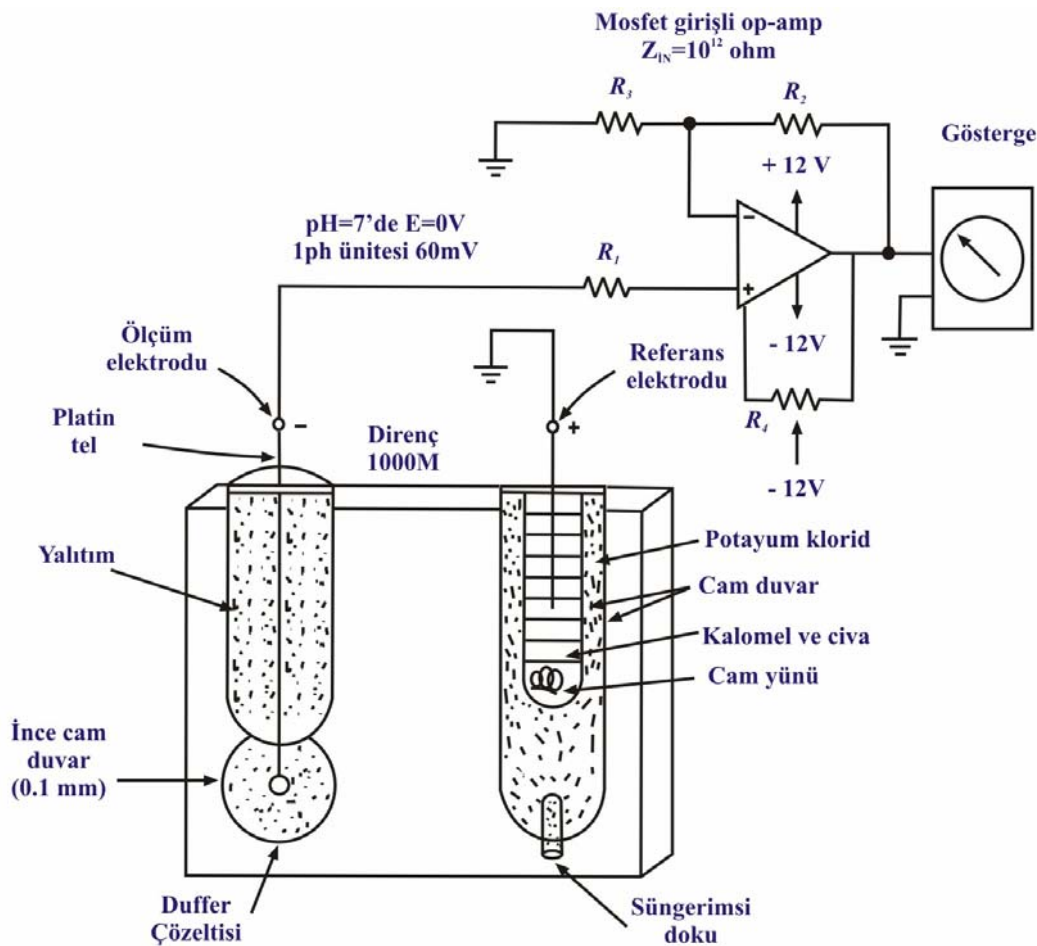
Burada;

pH: asitlik seviyesi

(H^+): hidrojen iyon konsantrasyonu

- Saf suyun pH değeri 7'dir (Nötr, $H^+ = 10^{-7}$). Mide asitinin pH değeri 1,5'dir (oldukça asidik $H^+ = 10^{-1,5}$). Kanın pH değeri 7,36 – 7,44 arasında değişmektedir (hafifçe alkalın, $H^+ = 10^{-7,4}$).
- Şekil 13.11'de görülen cam elektrot yüksek derecede asidik bir tampon çözelti içerisine yerleştirilmiş bir platin telden oluşmaktadır. Cam tübün duvar kalınlığı 0,1 mm'dir ve elektriksel direnci $1000M\Omega$ 'dur. Sadece

hidrojen iyonlarını geçirir ve böylece diğer iyonlar için bir zar görevi görür. Test çözeltisi içine aynı zamanda bir kalomel referans hücresi (civa-klorit) daldırılmıştır. Platin tel elektrodu kararlı referans kalomel yarı-hücre potansiyeliyle beraber hareket eden bir yarı-hücre gerilimi üretir. Test çözeltisi her iki yarı hücre için de aynıdır. Sonuçta elde edilen gerilim MOSFET girişli bir işlemsel yükselteç ile (yüksek fark giriş empedansına sahip, $10^{12} \Omega$) yükseltilir. İşlemsel yükseltecin dc gerilim kararlılığı önemlidir çünkü cam elektrot potansiyeli oldukça düşük seviyeli bir dc işaretidir (50mV dc). Bu yükselteçler genellikle kırıyıcı kararlı türdedir.



Şekil 13.11 Temel pH elektrot yapısı

- Kan gazı analizörleri çözeltideki P_{O_2} ve P_{CO_2} değerlerini ölçer. Bu solunum sistemi parametreleri hakkında bilgi verir. Karbondioksit elektrodu Severinghaus elektrodu olarak bilinir. pH elektrodunun cam ampülü üzerine ince CO_2 geçirgen bir teflon zar kaplama yapılmıştır. Sonuçlar çabucak elde edilir. pH değerleri ölçülür ve 60 ile 30 Torr (mmHg) kısmi basınca sahip standart kalibrasyon çözeltisinden alınan pH değerleriyle karşılaştırılır. Bu işlem bir nomograf üzerinde yapılır ve Astrup metodu olarak adlandırılır. Temelde, kısmi basınçlar belirli pH değerlerine karşılık gelir ve böylece P_{CO_2} elektrotları aslında değiştirilmiş pH elektrotlarından başka bir şey değildirler.
- Oksijen elektrodu ince platin bir telden ve bir gümüş-gümüş klorür (Ag-AgCl) referans elektrodundan meydana gelir. Elektrotlar üzerine bağlanan bir pilin meydana getirdiği akım, çözeltideki oksijenin kısmi basınçları ile orantılıdır. Modern ölçüm tekniklerinde Clark P_{O_2} elektrotları kullanılır. Bu bir platin tel ile bir cam kap içerisindeki doymuş potasyum klorür (KCl) çözeltisine batırılmış bir Ag-AgCl elektroddan meydana gelir. Oksijen moleküllerine yarı-geçirgen özellik gösteren bir politen zar dipteki açıklığı kapatmaktadır. Bir batarya tarafından sürülen akım P_{O_2} değerini gösterir.

Kan pH değerini ve gazları ölçebilen bir kombine elektrot yapmak da mümkündür. Bu mekanizma Clark-Severinghaus elektrodu olarak bilinir.

13.10 Kromatograf

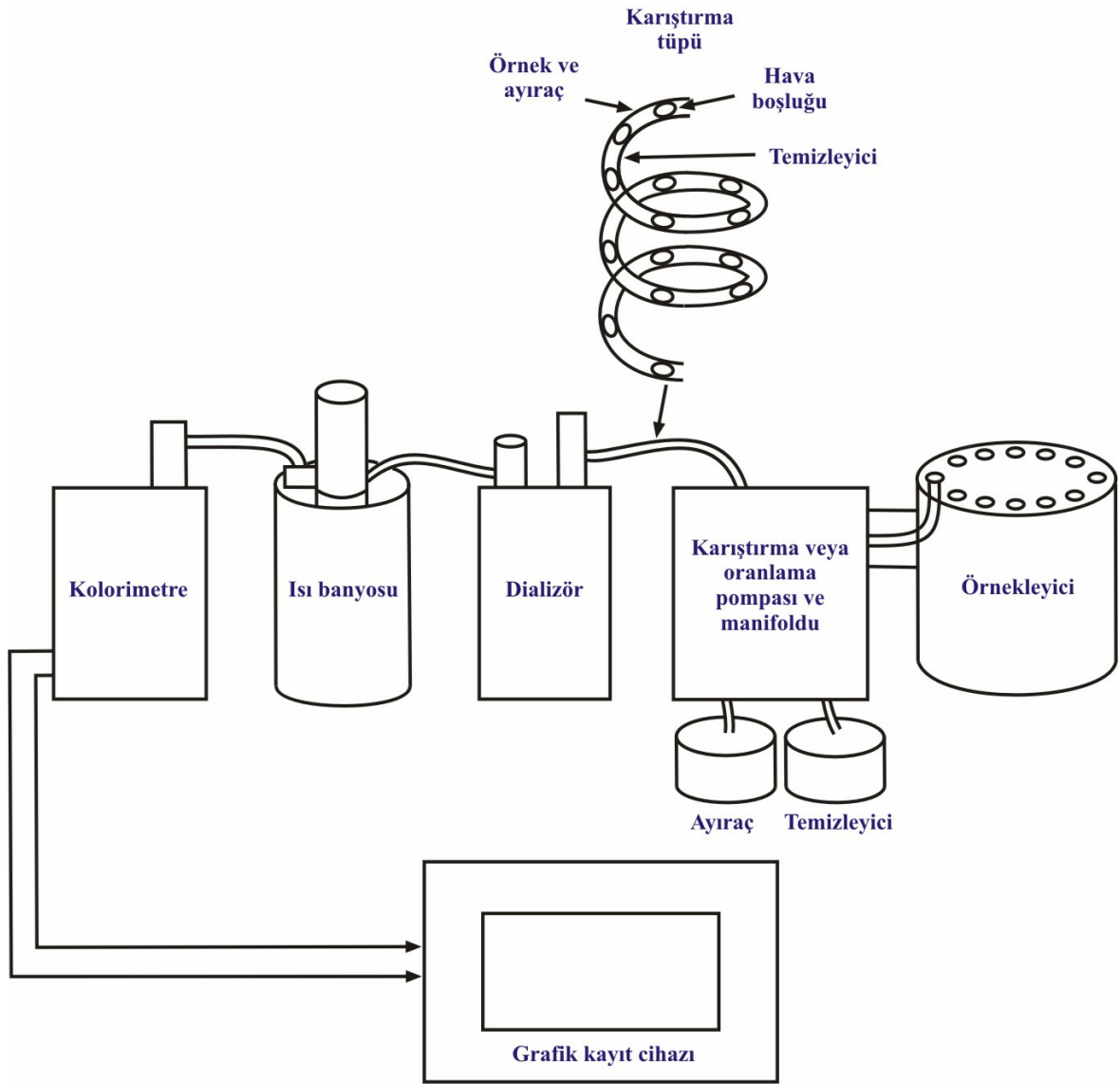
Kromatograf kompleks maddelerin ayrışım ve incelenmesini sağlayan bir cihazdır. Madde tanımı ve konsantrasyonu aşağıda belirtilen metotların herhangi birisi kullanılarak sağlanabilir:

1. Sıvı sütun kromatografisi: Sıvı bir tüp boyunca süzölmeye bırakılır ve oluşan halkalar (süzölme zamanı da dahil olmak üzere) içinde bulunan maddeler hakkında bilgi verir.
2. Kağıt bölümlü kromatografi: Katı ve sıvı durumdaki maddeler filtre kağıdı üzerindeki bantlar veya engel silindirleri üzerinde toplanır. Çözücü hareketi zamana bağlıdır.
3. Gaz kromatografisi: Örnekleri ayırt etmek için sıvı yerine gazların hareketinden faydalanılır. Bir katı içerisinden geçen gaz, katı gaz kromatografisi ve sıvı içerisinden geçen gaz, sıvı gaz kromatografisi olarak bilinir.

13.11 Otoanalizör

Otoanalizör sırasıyla kan kimyasını ölçer ve bunu bir grafik ekranda gösterir. Şekil 13.12’de görüldüğü üzere bu işlem sürekli bir akım halinde karıştırma, ayraç reaksiyonu, ve kolorimetrik ölçüm aşamalarından oluşur. Sistem aşağıdaki elemanlardan meydana gelir:

1. **Örnekleyici:** Örnekleri ve standart ve temizleme çözeltilerini emer.
2. **Oran pompası ve manifoldu:** Örnekleri, kolorimetre tarafından okunacak olan uygun kimyasal renk reaksiyonunu meydana getirecek ayıraçlarla karıştırır. Renk gelişimi reaksiyon zamanına ve sıcaklığa bağlı olduğundan bu pompa aynı zamanda sıvıların yüksek doğrulukta debilerde diğer modüllere pompalanması ile de uğraşır.
3. **Diyalizör:** Örnekten arabirim maddelerinin ayrılmasını, örneği yarı-geçirgen bir zardan geçirerek sağlar.
4. **Isıtma banyosu:** Sıvıları sürekli bir şekilde tam doğru sıcaklıkta ısıtır (vücut sıcaklığına eşdeğer olan 37°C inkübasyon sıcaklığı). Sıcaklık renk gelişimi açısından önemlidir.
5. **Kolorimetre:** Tüp şeklindeki bir borudan geçmekte olan sıvıların optik geçirgenliğindeki değişimi izler. Renk yoğunlukları (optik geçirgenlik) madde konsantrasyonları ile orantılıdır ve bunlar orantılı gerilim eşdeğerlerine dönüştürülürler.
6. **Kaydedici:** Optik geçirgenliği gösteren gerilimleri hareketli bir şerit üzerinde grafik gösterimlere dönüştürür.



Şekil 13.12 Otoanalizör sistemi

Otoanalizör sisteminin kalbi oran pompasıdır. Bu bir peristaltik (dönen merdaneli) pompadır. Karıştırma tübündeki hava boşluğu, örnek/ayıraç karışımını temizleme sıvısından ve diğer örneklerden ayrı tutar. Bu hava ile ayrılmış sıvılar karıştırma tübünün bobinlerinden geçerken karıştırma olayı etkili bir şekilde meydana gelir.

Otoanalizörlerle ilgili problemlerden birisi örneklerin ayırt edilmesidir. Eğer dikkatli olunmazsa bir hastanın verileri ötekilerle karışabilir.

Mikrop bulaşmış olan örneklerin, cam kapların ve cihaz parçalarının sterilizasyona ihtiyaçları vardır. Hepatit gibi çeşitli bulaşıcı hastalıklar cihaz operatörüne geçebilir.

Otoanalizörlerin bakımı cihazın sık kalibrasyonunu gerektirir. Çoğu problemler mekaniktir (tüpler, hareketli pompa parçaları, mekanik anahtarlar ve motorlar). Elektronik arızalar çok azdır. Karmaşık otoanalizör sistem bakımı ve onarımı biyomedikal teknisyeninin ilgili üreticinin okulunda eğitim almasını gerektirir. İşletme ve servis el kitaplarına sık sık müracaat edilmelidir. Bir hastanın yaşamı, klinik ölçüm cihazlarından elde edilen doğru ölçümlere bağlı olabilir.