

Yoğun Bakımda Solunum Monitörizasyonu; Yeni Kavramlar, Öne Çıkanlar

Respiratory Monitoring in Intensive Care Unit; New Concepts and Highlights

Dr. Eylem ACARTÜRK TUNÇAY, Dr. Gökay GÜNGÖR

SBÜ Süreyyapaşa Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Sağlık Uygulamaları Araştırma Merkezi, Solunumsal Yoğun Bakım Ünitesi, İstanbul

ÖZET

Monitörizasyon kelimesi latince ikaz etmek, uyarmak anlamına gelen “monere” kelimesinden gelmektedir. Geçmişte monitörizasyon hastanın vital bulgularının hemşire yardımıyla elle ölçülmesine dayanmaktayken günümüzde elektronik ve bilgisayar teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde aralıklı yapılan ölçüm ve endekslerle anında otomatik olarak yapılabilmektedir. Monitörizasyonun temel hedefi; değişkenleri sürekli ölçerek altta yatan hastalığın nedenini anlamayı hızlandırmak ve tedaviye rehberlik edebilmektir. Ayrıca, klinisyen, monitörizasyon sonucu elde edilen verileri kolaylıkla yorumlayabilmeli, gereksiz veriyi eleyerek tanı ve tedaviye yönelik kararlar vermelidir. Kullanılan teknik, monitörizasyon ile takip edilen ölçümlerdeki küçük değişiklikleri saptayabilecek hassasiyette olmalıdır. Ölçülen indeksler tekrarlanabilir olmalı ve değişkenlikleri sınırlı kalmalıdır. Bunun yanı sıra monitörizasyon yöntemi güvenli olup hastanın hayatını riske atmamalıdır.

Yoğun bakımda mekanik ventilasyon uygulaması, hastanın sağkalımı için gerekli olmasına karşın çeşitli riskler taşımakta olup hasta için komplikasyonlara da neden olabilmektedir. Günümüzde ventilatör ilişkili akciğer hastarını azaltmak için farklı ventilasyon stratejileri geliştirilmektedir⁽¹⁾. Mekanik ventilasyon sırasında monitörizasyon ise solunum mekanikleri, gaz değişimi ve akciğer volümleri ile ilgili değişik birçok parametreyi ölçmemize olanak sağlar. Bu ölçümlerin doğru hesaplanıp yorumlanması ile solunum sisteminin işleyişini oluşturan farklı bileşenler hakkında detaylı bilgiye sahip olunup mekanik ventilatör ayarlarının yapılmasında kolaylık sağlanmaktadır.

Bu bölümde, yoğun bakımda solunum monitörizasyonu için kullanılan yeni ve güncel metodları inceleyerek kullanım alanları, avantaj ve sınırlamalarını değerlendirmeyi hedefledik.

Anahtar Kelimeler: Monitörizasyon, mekanik ventilasyon, kapnografi, toraks ultrasonografi, elektrik impedans tomografi.

Yazışma Adresi / Address for Correspondence

Uzm. Dr. Eylem ACARTÜRK
SBÜ Süreyyapaşa Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Sağlık Uygulamaları Araştırma Merkezi, Solunumsal Yoğun Bakım Ünitesi, İstanbul
e-posta: acarturkeylem@yahoo.com
DOI: 10.5152/gghs.2018.004

SUMMARY

The term “monitoring” is derived from the Latin word *monere*, which means “to warn.” In the past monitoring was based on measuring the patients’ vital findings manually by nurses, nowadays related with the developments in electronic and computer technologies. The measurements are made automatically and simultaneously with periodic index and measurements. The major goal of the monitoring is to continuously measure the main indices so that to understand the underlying pathophysiology of the disease and guide to the treatment. Moreover the clinicians should easily interpret the data received after monitoring and should make decision for diagnosis and treatment by eliminating the useless data. The technique that is executed should be sensitive to measure the changes in the measurements in the monitoring process. The measured indices should be repeatable and the dependents should stay limited. Moreover patient’s monitoring method should be safe and should not risk patient. Although mechanic ventilation in intensive care is necessary to keep patient alive, it can also have some risks to harm the patient. Nowadays ventilation strategies are being developed to reduce the injury related with ventilators⁽¹⁾. Respiratory monitoring during the mechanical ventilation enables to measure several parameters such as respiratory mechanics, gas changes and lung volumes. By calculating and interpreting the measurements correctly, we can have more detailed information regarding the different components of the respiratory system so that it can allow us to make mechanic ventilator adjustments more easily. In this section we aim to analyze the new and current methods used in respiratory monitoring in intensive care unit and to evaluate its utility, advantages and limitations.

Keywords: Monitorization, mechanical ventilation, capnography, thorax ultrasonography, electrical impedance tomography.

SOLUNUM MONİTÖRİZASYONUN HEDEFLERİ

1. GAZ DEĞİŞİMİ

Pulse Oksimetre

Pulse oksimetre, klinik pratikte uzun süredir periferik kapiller oksijen saturasyonunu (SpO₂) ve kalp hızını ölçmede kullanılmaktadır. Konvansiyonel pulse oksimetrede prob elin distal falanksına takılarak, vasküler yatağa iki farklı dalga boyu (kırmızı ve kızıl ötesi) ışık gönderilerek SpO₂ hesaplanır. Günümüz teknolojisinde artık iki dalga boyu yerini yediden fazla dalga boyu kullanabilen pulse oksimetre cihazları almıştır ve bu cihazlarla SpO₂ ölçümünün ötesinde, karboksihemoglobin (SpCO), methemoglobin (SpMet) ve total hemoglobin (SpHb) ölçümleri yapılabilmektedir⁽²⁾. Buna karşılık klinik karar vermede SpCO ölçümlerinde çok fazla hata olduğu ve güvenilirliğinin yeterli olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur⁽³⁻⁵⁾. SpMet ile kanda ölçülen methemoglobin (HbMet) arasında ise hata %0, kesinlik 0.45 saptanmıştır⁽⁶⁾.

Yoğun bakım, cerrahi ve travma hastalarında hemoglobin (Hb) seviyelerinin bilinmesi çok önemlidir. Pulse oksimetride sağlanan gelişmeler ile sürekli ve non-invazif Hb ölçümü (SpHb) yapılabil-

mektedir. Kim ve arkadaşlarının yaptığı derlemede non-invazif Hb ölçümü, klasik laboratuvar ölçümü (kan örneği alınarak absorpsiyon fotometri ile Hb değerinin saptanması) ile karşılaştırılmıştır⁽⁷⁾. Çalışmanın sonucunda iki metod arasında hata oranı düşük saptansa da (0.10 g/dL) Bland-Altman analizi sonucunda kabul edilebilirlik limitlerinin geniş olduğu saptanmıştır, (-2.59 ile 2.80 g/dL arası)^(8,9). Sonuç olarak hata oranı düşük olsa da klinik pratikte non-invazif Hb ölçümü ile tranfüzyon kararı verirken dikkatli olmak gerekmektedir.

Pulse oksimetrenin günümüzde ayrıca sıvı cevabı, pulsus paradoksus ve solunum frekansını değerlendirmek için de kullanımı gündemdedir.

Yapay solunum, toraksa uygulanan siklik pozitif basınç nedeniyle kalp boşlukları ve mediastende yer alan büyük damarların transmural basınçlarında siklik değişikliklere yol açar. Sol ventriküler atım hacminin siklik olarak inspiryumda artması ve ekspiryumda azalması klinik parametrelere de aynı şekilde yansımaktadır. Bu da sistolik kan basıncı, nabız basıncı, atım hacmi, aortik kan akımı gibi yatak başı ölçülen değerlerin tümünde ekspiryumda azalma ve inspiryumda artma olarak gözlenir. Solunumsal değişikliklerle gözlenen nabız

basınç değişimi (Pulse pressure variation, PPV) ve sistolik basınç değişimi gibi dinamik parametrelerin yatak başında değerlendirilmesiyle sıvı yantının monitörizasyonunu yapabilmek mümkün olmuştur. Solunum döngüsünde bu basınç farkı değişimi aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır.

$$\Delta PP (\%) (\text{Pulse Pressure Variation}) = \{ [PP_{\max} - PP_{\min}] / [(PP_{\max} + PP_{\min}) / 2] \} \times 100$$

Geleneksel olarak invazif arter monitörizasyonundan elde edilen nabız basınç değişiminin pulse oksimetre pletismografisi kullanılarak noninvaziv olarak ölçülmesi de mümkündür. Pletismogramda kalp atımı ile senkronize hızlı dalga formu ve solunum frekansı ile senkronize yavaş dalga formu mevcuttur⁽²⁾. Pulse oksimetri pletismografik dalga formu amplitüdü (POP) özel bir pulse oksimetre sensörü kullanılarak ölçülür. Pletismografik değişkenlik indeksi (PVI) ise yeni geliştirilen pulse oksimetre cihazları ile daha kolay ölçülen bir parametredir (Şekil 1)⁽¹⁰⁾. Canneson ve arkadaşları pulse oksimetre pletismogram amplitüdü (ΔPOP) ve ΔPP 'yi karşılaştırmışlar ve aralarında iyi bir uyum olduğunu göstermişlerdir (hata 0.8, kesinlik $\% \pm 3.5$)⁽¹¹⁾. ΔPP için kullanılan formülün benzeri kullanılarak ΔPOP hesaplanmıştır.

$$\Delta PP = \Delta POP: [(POP_{\max} - POP_{\min}) / (POP_{\max} + POP_{\min}) / 2] \times 100$$

Aynı çalışmada $\Delta POP > \%15$ olarak hesaplandığında $\Delta PP > \%13$ olarak ölçülmüştür (pozitif prediktif değer $\%100$).

Bir veya daha fazla solunum siklusu içeren zaman aralığında, perfüzyon indekste ortaya çıkan değişiklikler ise pletismogram indeksi ile ölçülür. Canneson ve arkadaşları, pletismogram indeksi eşik

değeri $\%11.5$, sensitivite ve spesifitesini ise sırasıyla $\%93$, $\%97$ olarak bulmuştur.

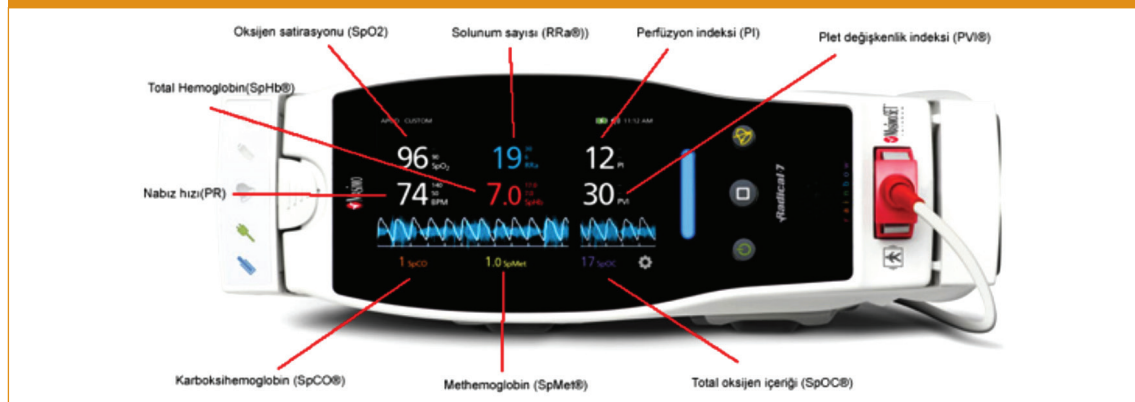
Sandorini ve arkadaşları, ΔPOP 'nin kalp yetmezliği ve aritmisi olmayan hastalarda, sinüs ritminde ve yüksek sıvı yüklemesi yapıldığında (7-8 mL/kg) sıvı cevabını daha doğru gösterdiğini saptamışlardır⁽¹²⁾. Sıvı cevabını değerlendirmede pulse oksimetre pletismogram kullanmak çok faydalı görünse de pozitif basınçlı ventilasyon ihtiyacı gerektiği için ventilatör desteği dışındaki hastalarda kullanımı sınırlıdır.

Kapnografi

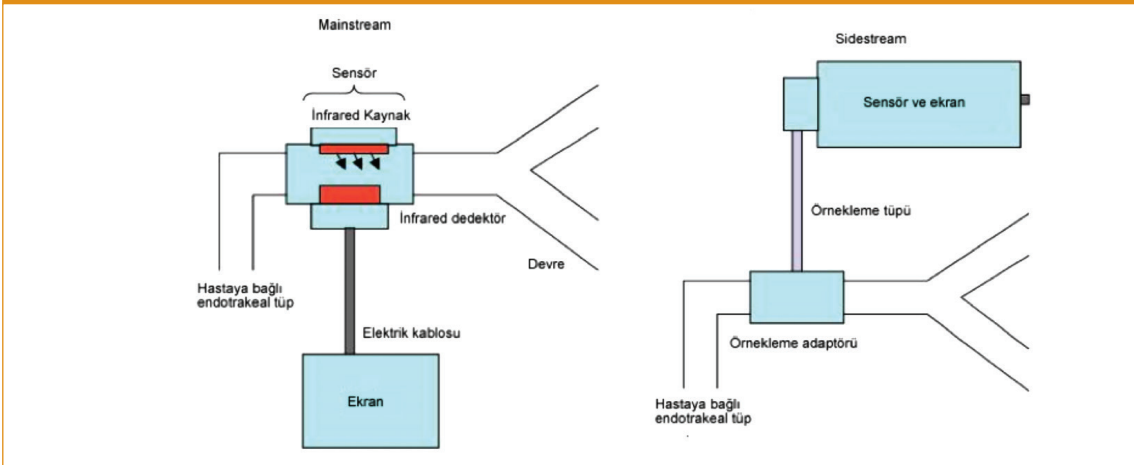
Karbondiyoksit (CO_2) kısmi basıncının solunum sırasında hava yolundan ölçülmesine kapnografi denir. Ekspiryum sonunda elde edilen maksimum değere ise end tidal CO_2 ($ETCO_2$) adı verilir. CO_2 değerinin sayısal olarak bildiren cihazlara kapnometre, zaman veya hacme karşı grafik olarak gösterenlere kapnograf denir. Kapnografiler ile mainstream ve sidestream olmak üzere iki farklı şekilde ölçüm yapılır. Mainstream ölçüm yönteminde, sensör hastanın hava yoluna yerleştirilir ve ölçümler direkt yapılır, daha çok entübe hastalarda kullanılır. Sidestream ölçüm yöntemi ise, katater yardımı ile solunum havasından örnek alınır ve indirekt olarak ölçüm yapılır (Şekil 2)⁽¹³⁾.

Kapnografilerle elde edilen grafikler ise kapnogram olarak adlandırılır. Kapnogram ekspiryumla başlayan ve biten bir tidal solunuma karşılık gelir ve elde edilen grafik dikdörtgen şeklindedir (Şekil 3). Bu dalga formu dört değişik şekilde elde edilir, kızıl ötesi spektrografi, raman spektrografi, kütle spektrografi ve akustik spektrografi. Çoğunlukla kızıl ötesi spektrografi metodu kullanılır⁽¹⁴⁾. Kapnogram grafiği üç fazda incelenir.

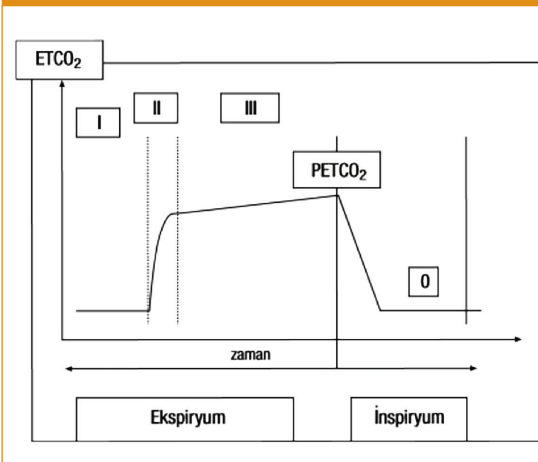
Şekil 1. Pulse pletismografisi içeren yeni tip pulse oksimetre örneği (Masimo Rainbow® SET TM Pulse CO-Oximeter, Masimo Corp, Irvine, CA, USA).



Şekil 2. Mainstream ile sidestream kapnografinin karşılaştırılması.



Şekil 3. Kapnogram grafiği ve fazları. (Dr. Ezgi Özyılmaz'ın izniyle).



Faz I: Ekspiryum başında, hava yolunu dolduran CO₂'den fakir atmosfer havası ölçülür.

Faz II: Anatomik boşluktaki atmosfer havası temizlendikten sonra, alveolar hava ile karışık atmosfer havası ölçülür ve CO₂ hızlı yükselir.

Faz III: Ekspiryumda atılan CO₂ miktarı sabit hale gelir ve plato oluşturur, alveolar havayı gösterir.

PETCO₂, Faz 3 platosu yükselme eğilimindedir ve ekspiryum sonunda CO₂'nin en yüksek olduğu nokta end tidal CO₂ parsiyel basıncıdır (PetCO₂).

Kapnograf ile faz 2'de ölü boşluk ventilasyonu hesaplanır. Fizyolojik ölü boşluğun (Vd), tidal volüm (Vt) oranı ile belirlenir. Formülü ise,

$$Vd/Vt = (PaCO_2 - Pet CO_2) / PaCO_2$$

ETCO₂ ölçümü; yüzde birimiyle konsantrasyon olarak (%ETCO₂), veya mmHg cinsinden parsiyel PCO₂ basıncı (PetCO₂) olarak iki şekilde tanımlanabilir. Yüzdelik konsantrasyon değerinin normal sınırları %4-6'dır. Normal PetCO₂ ise 38 ± 4 mmHg düzeyindedir. Aslında bu düzey PaCO₂ düzeyi ile korelasyon gösterir ve ondan yaklaşık 3-4 mmHg daha küçük bir değerdir^(15,16).

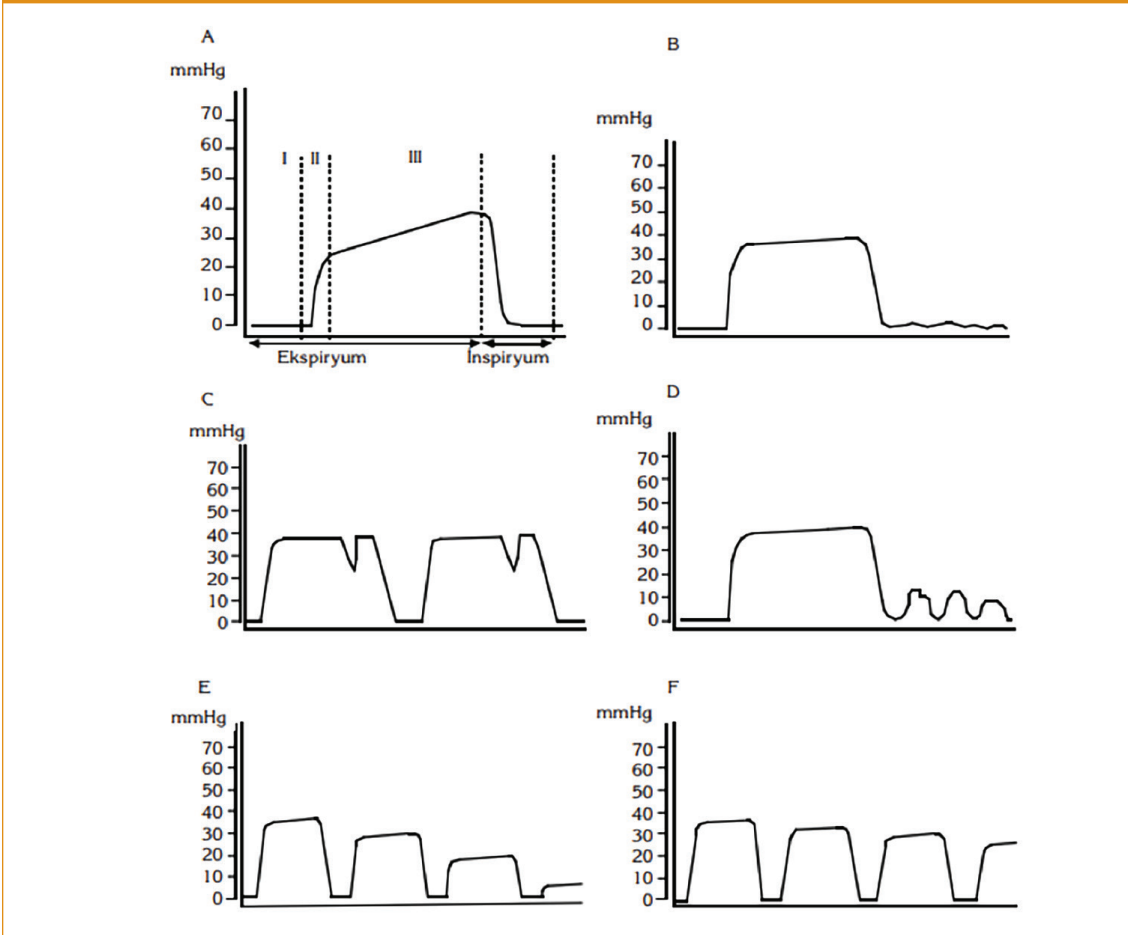
ETCO₂ değerinin yükseldiği durumlar; yetersiz mekanik ventilasyon, ateş, hipertermi, turnikelelerin gevşetilmesi, aort klemplerinin kaldırılması, intravenöz sodyum bikarbonat uygulanması, laparotomi sırasında peritoneal CO₂ verilmesi, mekanik ventilasyon esnasında oluşan akut problemlerdir.

ETCO₂ değerlerinde düşme ise, hiperventilasyonda ve mekanik ventilatörde solunum devresinde kopukluk olduğunda görülür. Bunun yanında akciğer kanlanmasında bozulma sonucu ekspiryum havasında CO₂ (ölü boşluk ventilasyonu) azalmasına bağlı da ETCO₂ değerlerinde azalma saptanır. Pulmoner embolide de aynı mekanizma nedeniyle ETCO₂ azalır. Kardiyak arrest durumunda ise ETCO₂ sıfıra düşer. Kardiopulmoner resüsitasyonda kapnografinin resüsitasyon başarısını artırdığı ve spontan dolaşımın geri döndüğü anı işaret ettiği gösterilmiştir⁽¹⁷⁾. Anestezi uygulanmış hastada kapnogramında çentiklenme görülmesi hastanın spontan solunumunun geri dönmeye başladığını haber vermektedir. Aynı şekilde resüsitasyon başarısı ve endotrakeal entübasyonun doğrulanmasında da kullanılır.

Çeşitli durumlarda kapnogramda oluşan değişiklikler Şekil 4'te gösterilmiştir⁽¹⁸⁾.

Şekil 4. Çeşitli durumlarda kapnogramda meydana gelen değişiklikler (kaynak 17).

- Faz 3 eğiminde belirgin artma sözkonusu. Bu durum sıklıkla obstrüktif akciğer hastalıklarında ölü boşluk solunumunda artma ve alveollerin zaman sabitlerindeki farklılıklar nedeniyle ortaya çıkar.*
- PETCO₂'de ani düşme. Endotrakeal tüpün pozisyonunun uygun olmaması veya ventilatörden ayrılmaya bağlı olabilir.*
- Faz 3'te derin içe çökmeler. Bu durum ekspiryum sırasında inspiryum eforuna işaret eder.*
- PETCO₂'de sıfıra düşmemekle beraber belirgin düşme var. Faz 3 lineer değil ve PETCO₂ düzensiz. Cihazın ekspiryumunu tam olarak algılayamadığını gösteriyor. Bu düşük basınçlı kaf nedeniyle kaçığa veya devredeki bir kaçığa bağlı olabilir.*
- Akciğer perfüzyonunda ani azalma. PETCO₂'de logaritmik olarak düşme görülüyor. Kapnogram normal şeklini sürdürmekle beraber giderek boyutları küçülüyor.*
- Hipotermi gibi metabolik hızda azalma. PETCO₂'de giderek artan bir şekilde azalma görülüyor. Kapnogram normal şeklini korumakla beraber PETCO₂ giderek azalıyor.*



a. Faz 3 eğiminde belirgin artma sözkonusu. Bu durum sıklıkla obstrüktif akciğer hastalıklarında ölü boşluk solunumunda artma ve alveollerin zaman sabitlerindeki farklılıklar nedeniyle ortaya çıkar.

b. PETCO₂'de ani düşme. Endotrakeal tüpün pozisyonunun uygun olmaması veya ventilatörden ayrılmaya bağlı olabilir.

c. Faz 3'te derin içe çökmeler. Bu durum ekspiryum sırasında inspiryum eforuna işaret eder.

d. PETCO₂'de sıfıra düşmemekle beraber belirgin düşme var. Faz 3 lineer değil ve PETCO₂ düzensiz. Cihazın ekspiryumunu tam olarak algılayamadığını gösteriyor. Bu düşük basınçlı kaf nedeniyle kaçığa veya devredeki bir kaçığa bağlı olabilir.

e. Akciğer perfüzyonunda ani azalma. $PETCO_2$ 'de logaritmik olarak düşme görülüyor. Kapnogram normal şeklini sürdürmekle beraber giderek boyutları küçülüyor.

f. Hipotermi gibi metabolik hızda azalma. $PETCO_2$ 'de giderek artan bir şekilde azalma görülüyor. Kapnogram normal şeklini korumakla beraber $PETCO_2$ giderek azalıyor.

Yoğun bakımda mekanik ventilasyon uygulanan hastalarda arteriyel karbondiyoksit basıncı ($PaCO_2$) değeri çok önemlidir. İnvasif girişime gereksinim olması ve sürekli monitörize edilememesi nedeniyle klinisyenler arter kan gazı yerine, kapnograf, venöz kan gazı, transkutanöz PCO_2 monitörizasyonunu tercih edebilmektedirler. Santral venöz CO_2 , kardiyak output normal olduğu sürece, $PaCO_2$ 'nin 4 mmHg fazlasıdır. Periferik venlerden bu ölçüm yapılması uygun değildir. Kapnografi ve Pet CO_2 'nin her nefeste, sürekli ölçüm yapma olanağı mevcuttur. Ancak $PaCO_2$ ile korelasyonu ventilasyon-perfüzyon uyumsuzluğundan ve ekspiryum süresinden etkilenir. Bu yüzden kritik hastalık varlığında kapnografin etkinliği azalsa da kardiyak arrest sonrası resüsitasyon etkinliğini değerlendirmede ve endotrakeal entübasyon esnasında oldukça faydalıdır.

Transkutanöz Karbondiyoksit Ölçümü

Transkutanöz gaz değişim monitörleri, arteriyel karbondiyoksit ve oksijen basıncını tahmin etmek için cilt yüzeyindeki PO_2 ve PCO_2 'yi ölçer (Şekil 5). Bu monitörler ciltte lokal ısınma sağlayarak hiperperfüzyon oluştururlar, oksijen ve karbondiyoksitin parsiyel basıncını elektrokimyasal olarak hesaplarlar⁽¹⁹⁾. Transkutanöz karbondiyoksit sensörü dermal kapillerlerden cildin yüzeyine difüze olan

oksijen ve karbon dioksiti ölçen bir Clark elektrodudur. Stratum korneumdan gaz difüzyonunu kolaylaştırabilmek için sensör 43-45°C'ye kadar ısıtılmalıdır. Elektrot içindeki ısıtıcı telin epidermis permeabilitesini artırarak kapillerden gaz difüzyonunu artırması prensibiyle çalışır (Şekil 6). Erişkinlerden çok yenidoğanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Erişkinlerde derinin daha kalın olması nedeniyle ölçüm sonuçları güvenilir bulunmamaktadır. Bu yöntemin kullanımında birçok teknik problem vardır; elektrot cilde her uygulandıktan önce kalibre edilmelidir. Elektrod periyodik olarak değiştirilmelidir.

Sensörden gelen ısı kapillerleri genişletmekte ve lokal kan akımını artırmaktadır. Isı ile dilate olan kapillerlerden CO_2/O_2 'nin ciltten sensöre difüzyonunu da artırmaktadır. Transkutanöz CO_2 basıncı ve oksijen satürasyonu, sensör tarafından elektrokimyasal olarak ölçülmektedir (Copyright © 2012 Radiometer Medical ApS, Denmark).

Cilt bütünlüğü bozulmuş, allerjisi olan hastalarda bu monitörizasyon yöntemi göreceli olarak kontrendikedir. Ölçüm bölgesinde eritem, yanıklar ve cilt yırtılmaları meydana gelebilir.

Transkutanöz PCO_2 (P_tCO_2), hemodinamik instabilite varlığında, vazopressörler cilt dolaşımını ciddi anlamda etkilemediği müddetçe güvenilir bir ölçüm yöntemidir. Non-invasif mekanik ventilasyon ve yüksek hızlı ventilasyon gibi kapnografin kullanılmadığı durumlarda transkutanöz PCO_2 ölçümü daha faydalıdır⁽²⁰⁾.

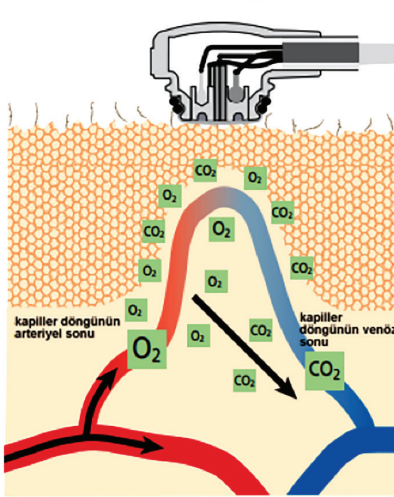
Kronik solunum yetmezliği nedeniyle noninvasif mekanik ventilasyon tedavisi uygulanan hastalarda P_tCO_2 'nin kullanımı ile ilgili yapılan çalışmada P_aCO_2 ile P_tCO_2 arasındaki korelasyon istatistiksel

Şekil 5. Transkutanöz karbondioksit ölçüm cihazı (SenTec V-Sign™ System. www.sentec.com/int/products/sentec-v-signtm-system).



Şekil 6. Transkutanöz pCO₂ /O₂ monitörizasyonu. Sensörden gelen ısı kapillerleri genişletmekte ve lokal kan akımını artırmaktadır. Isı ile dilate olan kapillerlerden CO₂/O₂'nin ciltten sensöre difüzyonunu da artırmaktadır. Transkutanöz CO₂ basıncı ve oksijen saturasyonu, sensör tarafından elektrokimyasal olarak ölçülmektedir (Copyright® 2012 Radiometer Medical ApS, Denmark).

Cilt Üstünde Sensörün Bağlanması



olarak anlamlı derecede yüksek saptanmıştır ($r^2 = 0.9$, $p < 0.0001$). Altmışyedi hastada yapılan ölçümlerde, $P_a\text{CO}_2$ ile $P_t\text{CO}_2$ ölçümleri arasındaki fark hiçbir zaman 7.5 mmHg'ı geçmemiştir⁽²¹⁾.

Ventilatuar ölü boşluk fraksiyonu (V_d/V_t), perfüze olan akciğer ünitelerine ulaşamadığı için gaz alışverişine katkıda bulunmayan tidal volüm miktarıdır. Klinik olarak V_d/V_t volümetrik kapnografi kullanılarak Bohr denkleminin, Enghoff modifikasyonu ile hesaplanır,

$$V_d/V_t : P_a\text{CO}_2 - P_e\text{CO}_2$$

$$P_a\text{CO}_2$$

$P_a\text{CO}_2$: Arter kan gazındaki parsiyel karbondiyoksit basıncı

$P_e\text{CO}_2$: Solunan havadaki karbondiyoksit basıncı

V_d/V_t ölçümü için arter kan gazı almak gerekmektedir. Transkutanöz kapnografi kullanarak non invazif olarak parsiyel karbondiyoksit basıncı ($P_t\text{CO}_2$) tahmin edilebilir ve böylece ventilatuar ölü boşluk fraksiyonu hesaplanabilir. Lakshminarayana ve arkadaşları ventilatuar ölü boşluk hesaplarırken $P_a\text{CO}_2$ yerine $P_t\text{CO}_2$ kullanarak bu iki

ölçüm arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Sonuç olarak da iki ölçüm arasında kuvvetli korelasyon bulmuşlardır (pearson korelasyon: 0.87, $p < 0.05$). Ölü boşluk fraksiyonu hesaplarırken $P_a\text{CO}_2$ yerine $P_t\text{CO}_2$ kullanmanın uygun olduğu saptanmıştır⁽²²⁾.

Schwartz ve arkadaşlarının trakeostomi kanulünden mekanik ventilasyon uygulanan 60 hastayı (30'u KOAH, 30'u KOAH dışı hastalıklar) kapsayan çalışmalarında end tidal parsiyel CO₂ basıncı (P_{etCO_2}), transkutanöz CO₂ basıncı ($P_t\text{CO}_2$) ve arteriyel CO₂ basıncı ($P_a\text{CO}_2$) karşılaştırılmıştır. Çalışmada $P_a\text{CO}_2$, P_{etCO_2} , $P_t\text{CO}_2$ değerleri sırasıyla, 42.4 ± 8.7 mmHg, 36.5 ± 7.5 mmHg, 41.7 ± 8.7 mmHg saptanmıştır. Sonuç olarak invazif mekanik ventilasyon uygulanan hastalarda P_{etCO_2} 'nin monitörizasyonunda $P_t\text{CO}_2$ 'nin daha uygun olduğu gösterilmiştir. Özellikle KOAH'lı olan hasta grubunda P_{etCO_2} ile elde edilen karbondiyoksit ölçümlerinin $P_a\text{CO}_2$ 'ye göre daha düşük olduğu gösterilmiştir⁽²³⁾.

Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (Near infrared Spectroscopy), NIRS

Standart monitörizasyon sırasında kullanılan kalp hızı, ortalama arter basıncı ve arteriyel oksijen saturasyonu gibi parametreler doku oksijenasyonunu göstermede her zaman yeterli değildir. Doku oksijenasyonunun monitörizasyonu doku perfüzyonunun azaldığı sepsis ve diğer şok tiplerinde önemlidir. Doku oksijenasyonunun değerlendirilmesi amacıyla Yakın Kızılötesi Spektroskopisi yöntemi gündeme gelmiştir.

Bu cihaz biyolojik dokuların yakın kızılötesi ışınlarına rölatif olarak geçirgenliğini artırır. Cihaz dokuya yakın kızılötesi ışın yayar, yansıyan ışınları toplar, ışığın kaydettiği mesafe ve ortaya çıkan dalga boyu kombinasyonlarını (650-950 nm dalga boylarında) kullanarak oksijene ve deoksijene hemoglobinin rölatif konsantrasyonlarını tahmin eder. Dokunun sabit olması durumunda, saçılma değişmeyen bir frekansta olur. Dokuda hareketli maddeler olması halinde (kan hücreleri gibi) saçılmanın yanısıra Doppler kayması ortaya çıkar. Çoğu biyolojik dokular 650 ile 950 nm arasındaki kızıl ötesi frekans aralığındaki ışığa nispeten geçirgendir. Bu dalga boylarındaki ışık dokuya uygulandığında fotonlarda ihmal edilebilir bir saçılma meydana gelir. Bununla birlikte 650 nm ve 950 nm arasındaki bu optik pencerede oksihemoglobin ve deoksi hemoglobin bu dalga boyundaki ışığı yansıtır. Bu özellikleri sayesinde

mevcut dokunun aktivitesini gösteren bir işaretçi gibi davranırlar. Sonuç olarak cihaz bu optik pencere içinde çoğu dokudan kolayca geçen, fakat oksihemoglobin ve deoksihemoglobinde yansıyan belirli dalga boyundaki ışığı kullanır. Fotonlar nispeten önceden tahmin edilebilir şekilde saçılır ve deri yüzeyindeki fotodedektör ile ölçülür. Emilim rölatif oranları ile oksihemoglobin ve deoksihemoglobin geri saçılma miktarları mevcut dokunun aktivitesi ile ilgili bilgi verir. Cihazda, Beer-Lambert kanunu modifiye edilerek yakın kızılötesi ışık absorpsiyonu ve dokudaki kromofor konsantrasyonu arasındaki ilişki kullanılarak ortaya çıkan denklem kullanılır (Şekil 7).

YKÖS, dokudaki (beyin gibi) oksijen ihtiyacı ve tüketimi arasındaki dengeyi kan akımı kullanarak non-invazif olarak hesaplayan cihazdır⁽²⁴⁾.

En sık beyinin bölgesel oksijen satürasyonunu ölçmede çocuklarda kullanılır. Hastanın alın bölgesine YKÖS probu yerleştirilir. Beynin bölgesel oksijen satürasyonu azaldıkça iskemik hasar riski de artar. Ortalama beyin oksijen satürasyonu %65'in altına düştüğünde hiperlaktatemi ile ilişkilidir ve bu da düşük kardiyak out-put'un göstergesidir⁽²⁵⁾. Daha küçük infantlarda, yetişkin ve daha büyük çocuklara göre cilt daha ince olduğundan hata payı yüksek olmasına rağmen diğer organlara da prob takılabilir⁽²⁶⁾.

Kardio-pulmoner by-pass, epidural anestezi altında sezaryen operasyonu, karotis endarterektomisi gibi major cerrahilerde hipotansiyon veya hipoperfüzyona bağlı beyin hasarını önlemede serebral oksijenasyonun monitörizasyonu önemlidir^(27,28).

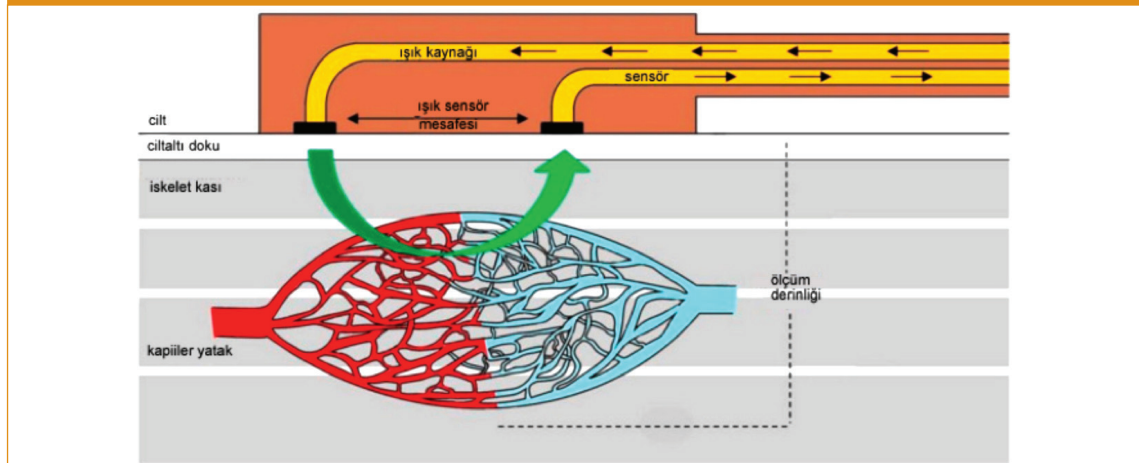
Şok ve solunum yetmezliğinde ise tenar kasta oklüz-yon tekniği kullanılarak doku oksijenasyonun (S_tO_2) monitörizasyonu mümkündür (Şekil 8). Oklüz-yon testi geçici iskemi oluşturarak yapılır. Ön kola tan-siyon manşonu bağlanır, ac dakika boyunca sistolik kan basıncının 50 mmHg üstünde şişirilir ve sonra manşon indirilerek reperfüzyon sağlanır. Oklüz-yon testi neticesinde, oklüz-yon sonrası inen eğim lokal oksijen tüketimini, çıkan eğim ise perfüzyon basın-cını ve endotel bütünlüğünü gösterir⁽²⁹⁾.

Septik şokta, S_tO_2 'nin çıkan eğiminde azalmanın sürekli olması kötü prognozu gösterir⁽³⁰⁾. S_tO_2 'nin çıkan eğiminin azalması ARDS'de de kötü prognoz göstergesidir ve ARDS tanısı konduktan 24 saat içerisinde çıkan eğimdeki bu azalma gözlenebilir⁽³¹⁾. Spontan solunum denemesini geçemeyen hastalarda da S_tO_2 'de azalma görülmektedir ve elde edilen değerler So_2 ile koreledir⁽³²⁾.

Henüz konu ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerekse de YKÖS ile oksijen satürasyonu ölçümle-rinin, kan transfüzyonuna yanıtta, apne ve bradi-kardinin ciddiyetini değerlendirmede, ciddi duk-tus arteriosus olan vakaların erken teşhisinde ve sıkıntılı solunumu olan yeni doğanların serebral otheregulasyon bozukluklarının tespitinde kulla-nılması da mümkündür⁽³³⁻³⁵⁾.

Proben yetersiz veya yanlış yerleştirilmesine bağlı olarak doğru olmayan ölçümler elde edilebilir. Proben hematoma, kemik veya yağ dokusuna gelmesi ölçüm için uygun değildir. Ayrıca, farklı hasta ko-hortlarında (preterm, infant ve çocuklarda) oksi-jen satürasyon değerlerini gösteren yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Şekil 7. Yakın kızıl ötesi spektrum ölçümü kullanarak doku yatağında StO_2 ölçümü (Kaynak 36) (© 2009 Beilman and Blondet; licensee BioMed Central Ltd).



Şekil 8. Hastanın tenar bölgesine yerleştirilmiş StO₂ probu. Cihaz her dört saniyede bir sürekli StO₂ değerlerini ölçmektedir. (Kaynak 36). (© 2009 Beilman and Blondet; licensee BioMed Central Ltd).



StO₂'nin ölçümlerinin hassasiyeti, çevresel koşullardan, sıcaklıktan, yaştan, obeziteden, doku ödeminde, vazoaktif ilaç kullanımından, vasküler tonustan, etkilenir⁽³⁶⁾. Bunun yanında, septik şok tablosunda görülen heterojenite nedeniyle, tek bir bölgeden lokal StO₂ ölçümü yaparak, tüm mikrosirkülasyon fonksiyonu hakkında doğru bilgi almak mümkün olmayacaktır.

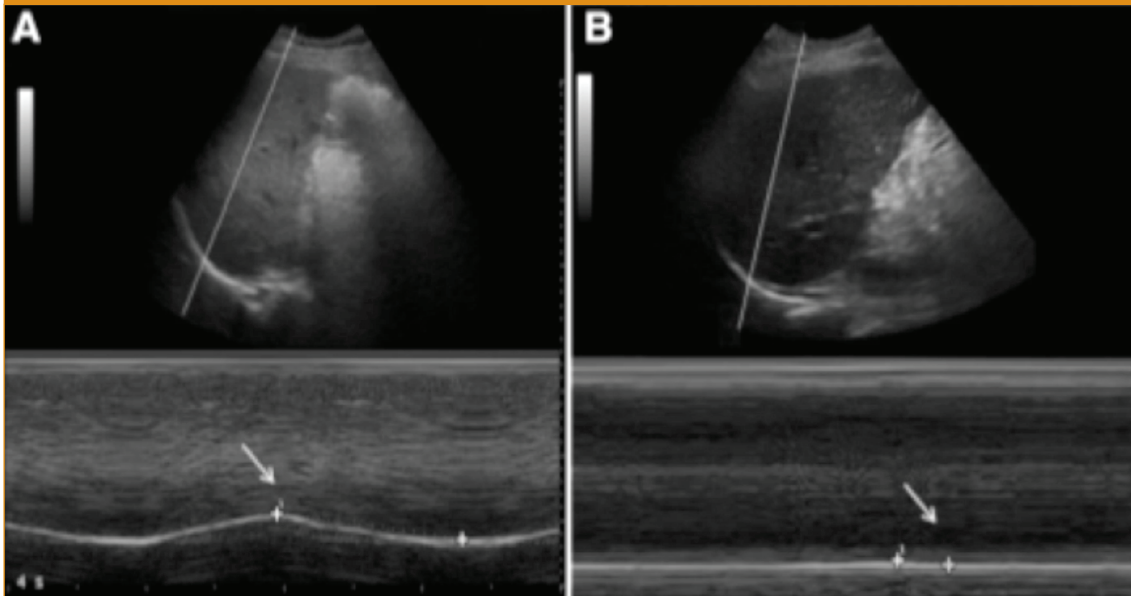
2. AKCİĞER VOLÜMLERİ

Göğüs Ultrasonografisi

Ultrasonografinin yoğun bakım pratiğinde kullanımı ve popülaritesi giderek artmaktadır. Toraks USG ana solunum kası olan diyafragmanın hareketlerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır⁽³⁷⁾. Yansıyan ultrason sinyalleri amplitüd modunda (A-mode) veya parlaklık modunda (B-mode) görüntülenebilir. B-mod görüntülerinin zamana karşı yazdırılması halinde hareket görüntülenmiş olacaktır. "M-mode" terimi zamana karşı görüntülenen hareketi ifade etmektedir. M, motion (hareket) anlamındadır, zaman içinde yapıların hareketlerini gösterir. Kim ve arkadaşları çalışmalarında weaning denemesi yapılan hastalarda diyafragmatik ekskürsionunu (belli bir ritim içinde aynı hareketin tekrarını) ölçmüştür. Diyafragma hareketleri en iyi iki boyutlu modda görüntülenmektedir. Diyafragmatik ekskürsionu, M modunda diyafragmayı > 70° açıyla geçen çizgiyle oluşturduğu amplitüd ile hesaplamışlardır (Şekil 9). Çalışmacılar weaning başarısızlığı olan grupta diyafragmatik ekskürsionda ciddi anlamda azalma saptamışlardır⁽³⁸⁾.

Diyafragma disfonksiyonu olan hastalarda, diyafragma ekskürsionu negatif veya < 10 mm olarak saptanmıştır ve bu hastalarda weaning başarısızlığı, mekanik ventilasyon süresi daha yüksek bulunmuştur.

Şekil 9 A. Normal sağ diyafragmatik ekskürsionu olan hasta, inspiryumda bazal çizginin üstünde oluşan tepe noktası (ok) B. Sağ hemidiyafragma disfonksiyonu olan hasta bazal çizginin altında negatif inspiratuar tepe noktası görülüyor, diyafragmanın paradoks hareketi görülmekte (Kaynak 38).

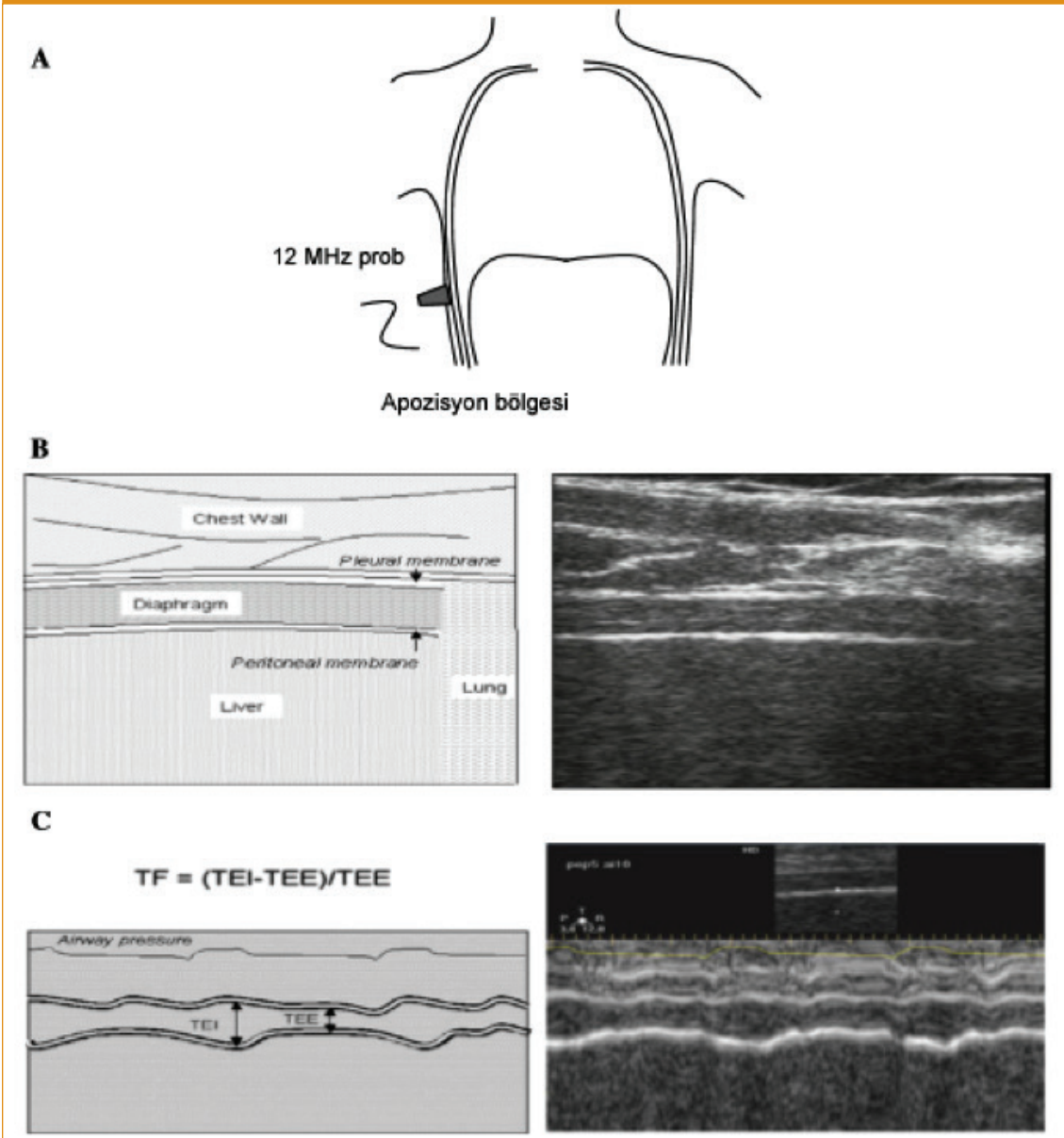


Başka bir yaklaşım ise kantitatif olarak solunum eforunu hesaplamaktır. Bunun için ise, TM (time motion) modunda göğüs duvarı ile diyafragma arasındaki apozisyon bölgesinde, diyafragma kalınlığı birbirine paralel iki parlak çizgi arasındaki mesafe ile ölçülür. Bu çizgiler plevral ve peritoneal membranlardır. Bu ölçümlerin tidal varyasyonları kaydedilir. Diyafragma kalınlığındaki bu varyasyonlar transpulmoner basınçla korelasyon gösterir⁽³⁹⁾. Diyafragma, sağ 10. kaburganın üstündeki

interkostal aralığın orta veya ön aksiller çizgi ile kesiştiği noktada ultrason dalgalarının diyafragmaya dik gönderilmesiyle bulunur (Şekil 10). Apozisyon noktası ise kostofrenik sinüsün 0.5-2 cm altında yer almaktadır.

Entübe hastada kontrollü solunum esnasında, subkostal pencerede diyafragmanın kaudal hareketinde azalma olması diyafram güçsüzlüğünü, paradoks hareket olması ise diyafragma paralizisini gösterir⁽³⁸⁻⁴⁰⁾. Bu çalışmalar ışığında, solunum efo-

Şekil 10. A. Apozisyon bölgesinde diyafragmayı değerlendirmek için probun yerleştirilmesi, B. Diafragmanın apozisyon bölgesinde ultrasonografik görüntüsü ve TM modunda, inspiryum ve ekspiryum sonu diafragma kalınlık ölçümünün illüstrasyonu, C. Ekspiryum sonu diafragma kalınlığı (TEE), İspiryum sonu diafragma kalınlığı (TEI) (Kaynak 39).



runu göstermede ultrasonografi oldukça faydalı bulunmuştur, ancak daha fazla geçerlilik çalışmaları yapılması gerekmektedir.

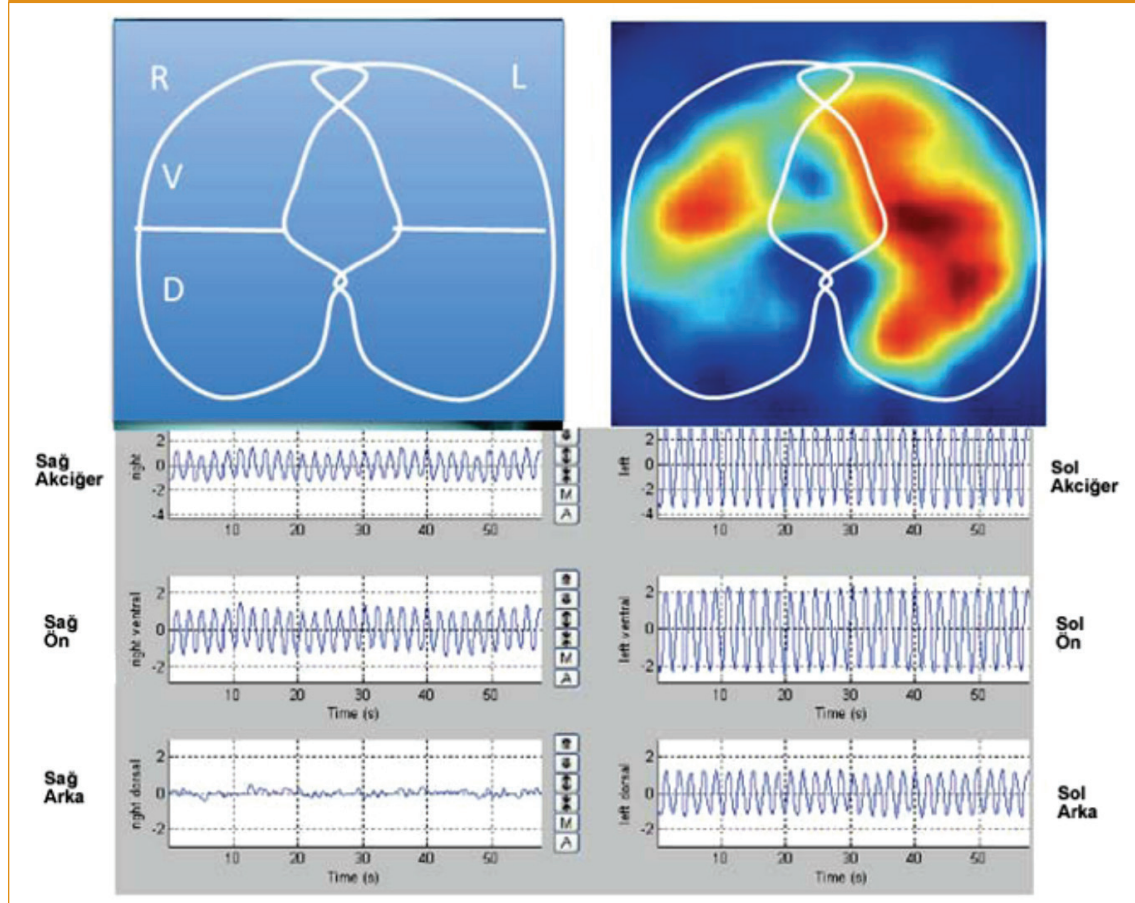
Elektriksel Bioimpedans Tomografi

Elektriksel bioimpedans tomografi (EBT), akciğerlerdeki iletkenliğin dağılımını ölçerek akciğer ventilasyonun bölgesel dağılımı hakkında bilgi veren bir görüntüleme yöntemidir⁽⁴¹⁾. Toraks çevresine yerleştirilmiş 16 elektrod vasıtasıyla küçük elektrik akımlar verilir ve bu elektrodlar arasındaki potansiyel farklar ölçülerek oluşturulur. Dirençlilikteki bu farklar toplanarak matematiksel bir algoritma sayesinde iki boyutlu görüntüye çevrilir. Bu görüntüler dahilinde, elektriksel rezistansa oluşan değişiklikler akciğer havalanmasındaki değişiklikleri yansıtır ve nümerik veya termal ölçek kullanılarak grafik şeklinde sunulur. Havalanmadaki değişiklikler, ekspiryum sonu akciğer hacmindeki veya ventilasyondaki tidal değişiklikleri

yansıtır. EBT, her iki akciğerin havalanmasındaki global değişiklikleri ve tek akciğerdeki bölgesel değişiklikleri temsil eden görüntülerin oluşturulmasına olanak tanır. Yani EBT, sağ ve sol akciğerin ayrı olarak ventilasyon değişikliklerini ve ventral-dorsal akciğer alanlarındaki değişiklikleri gösterir (Şekil 11)⁽⁴²⁾. EBT, non-invasif, yatak başı uygulanabilen radyasyon içermeyen, hızlı yanıt alınabilen bir tekniktir.

EBT, rekrutman manevrasının başarılı olup olmadığını, hastaya verilen pozisyonun etkinliğini ve PEEP uygulamasının başarısını dökümente etmekte kullanılmıştır^(43,44). Diyafragmanın üstündeki kaudal torasik seviye mekanik ventilasyona bağlı atelektazinin sık görüldüğü bir bölge olduğu için önemlidir. Costa ve arkadaşları EBT kullanarak bu seviyede kollabe olan alveollerin rekrute edilip edilemeyeceğini belirleyen bir algoritma geliştirmişlerdir⁽⁴⁵⁾. Bikker ve arkadaşları, dependan

Şekil 11. Elektrik İmpedans Tomografisi: Toraksın enine kesitinde bölgesel ayırım (yukarı sol) R= Sağ; L= Sol V= Ventral bölge; D= Dorsal bölge. EIT görüntüsü sağ alt bölgede yetersiz ventilasyonu göstermekte (Üst sağ) Alt panelde tidal ventilasyon esnasında impedanstaki değişiklikler gösterilmiştir (Kaynak 42).



ve nondependan alanlarda ventilasyon artışını veya kaybını EBT kullanarak göstermişlerdir⁽⁴⁶⁾. Mekanik ventilasyon uygulanan hastalarda EBT kullanıldığında ventilasyon dağılımı dorsalden ventrale doğru kayar; ayrıca azalan PEEP denemesi uygulanan hastalarda ventilasyon kaudalden kraniale doğru kayar.

Normal solunum sırasında, hava yolu basıncında artış olması, solunum havadaki gazların nondependan alanlardan dependan alanlara geçmesini sağlar. Böylece inspiryumun başlangıç fazında inspiratuar gazların çoğu nondependan bölgelere giderken, inspiryumun son zamanlarında ise dependan alanlar inspiratuar akımın çoğunu alır ve bu özellikle rekrutment manevrasına iyi yanıt veren hastalarda gözlenir. Bu teknik sayesinde rekrutmenta cevap veren ve vermeyen hastaların ayırımının yapılarak yanıt veremeyecek olan hastalara gereksiz yüksek PEEP uygulanmasından kaçınılması sağlanabilir⁽⁴⁵⁾.

Yoğun bakımda ventilasyon dağılımını gösteren kalitatif bir cihaz olarak veya hastaya uygulanan müdahalelerin etkisini değerlendiren kantitatif teknik olarak kullanılabilmesi için EBT ile ilgili ileri klinik çalışmalara gerek duyulmaktadır.

Ekspiyum Sonu Akciğer Volümlerinin Ölçümü

Fonksiyonel rezidüel kapasite (FRK) veya ekspiryum sonu akciğer volümlerinin (EELV) PEEP uygulandığında ölçülmesi, bize ventilasyona uygun havalanabilen akciğer hacimlerini hesaplamaya ve ventilasyon stratejilerinin etkilerini daha iyi monitörize etmeye yardımcı olur. Nitrojen washout, mekanik ventilasyondaki bir hastada FRK veya EELV'nin ölçümü için en basit teknik olup mekanik ventilatörden ayrılmadan ölçüm yapabilmeyi sağlar⁽⁴⁷⁾. Buna karşılık nitrojen washout metodu, inspire ve ekspire edilen havadaki oksijen ve karbondiyoksit miktarının, metabolik monitörizasyon modülü vasıtasıyla doğru ölçümüne ihtiyaç duyar. Bu metod ile EELV'yi ölçmek için inspire edilen gazdaki oksijen fraksiyonunun oluştuğu değişiklikten hemen sonra alveolar nitrojen fraksiyonundaki değişiklik ölçülür. Bu prensip akciğerlerdeki gaz volümünün alveolar azot fraksiyonu ve EELV tarafından belirlenen seviyede nitrojen gazı içermesi esasına dayanmaktadır.

Fonksiyonel rezidüel kapasite (FRK), monitörizasyonu ile pulmoner fonksiyonlar hakkında bilgi edinmek mümkündür. Olegard ve arkadaşları mekanik ventilatöre bağlı hastalarda FiO₂'de aniden

0.1 gibi minimal bir değişiklik yapıp standart gaz monitörizasyon cihazı kullanarak FRK'ü hesaplamışlardır. Bu metod ağır hipoksemik hastalarda da güvenle kullanılabilir⁽⁴⁸⁾.

FRK, cinsiyet, boy, ve yaştan bağımsızdır. Oturur pozisyonundan supin pozisyona geçişte sağlıklı gönüllülerde FRK %25 azalmaktadır. Mekanik ventilatöre bağlı değişik derecelerde PEEP uygulanan yoğun bakım hastalarında ekspiryum sonu akciğer volümleri önem kazanmaktadır. PEEP uygulaması, ekspiryum sonu akciğer hacimlerinde artışa neden olur. Bunun nedeni zaten havalanan alveollerdeki aşırı distansiyon veya rekrutmenttir. Rekrutment ve aşırı distansiyonu ayırmak adına ekspiryum sonu akciğer volümleri, kompliyans değerleri ile birlikte değerlendirilmelidir. Kompliyans formülünü kullanarak, PEEP'teki değişime bağlı olarak ekspiryum sonu akciğer volümlerindeki beklenen değişikliği saptayabiliriz. Eğer PEEP uygulaması, ekspiryum sonu akciğer volümünde artışa sebep oluyor ise bu teknik yatak başı rekrutment denemesinde kullanılabilir. Yine de bu metod ile ilgili özellikle ARDS hastalarında yeterli deneyim bulunmamaktadır⁽⁴⁷⁾.

3. AKCİĞER MEKANİKLERİ

Özofajiyal Basınç (Pes)

Transpulmoner basınç (P_t) akciğeri gerçekten genişleten, alveolar rekrutment ve akciğer inflasyonundan sorumlu basınçtır. Buna dayanarak akciğer koruyucu ventilatör stratejilerinin transpulmoner basıncı baz alması gerekmektedir. Transpulmoner basınç (P_t), ağız içi basınç ve plevral basınç arasındaki farktır. Plevral basınç (P_{pl}) direkt olarak kolaylıkla ölçülemez. Özofagus gövdesi yutma işlevi haricinde pasif bir yapı olarak davrandığından, özofagusun 1/3 alt bölümündeki basıncın (özofajiyal basınç, Pes) hasta dik pozisyondayken ortalama plevral basıncı (P_{pl}) yansıttığı kabul edilmektedir. P_{pl} ölçmenin geleneksel yolu özofagusa balonlu katater yerleştirip özofajiyal basıncı ölçmektir. Katater ile yapılan bu ölçüm sayesinde P_{pl} değeri hakkında gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilir. Pes ölçümleri sayesinde de transpulmoner basıncın (P_t), hesaplanması mümkün olmaktadır⁽⁴⁹⁾.

Pes ölçümü için oral veya nazal yoldan takılabilen katater hava yolu açıklığının 35-40 cm distaline ilerletilir. Distal 5-7 cm'de multipl küçük delikleri bulunan kataterin 10 cm uzunluğundaki balonu yine distal uçta yer alıp deliklerin özofagus dokusu ve sekresyonlar tarafından tıkanmasına

engel olur⁽⁵⁰⁾. Balon 0.5 mL hava ile şişirilir. Kataterin proksimal ucu basınç transdüserına bağlanır (Şekil 12).

Doğru ölçüm yapabilmek için kataterin doğru yerleştirilmesi çok önemlidir. Balon şişirildikten sonra ve basınç ölçüldükten sonra Pes dalga formu, hava yolu basıncı dalga formu ile karşılaştırılmaktadır. Basınç ve şekil olarak birbirine benzedikleri takdirde kataterin trakeaya yerleştirildiği düşünülüp hemen çıkarılmalıdır. Eğer katater özofagusta ise kardiyak ossilasyonlar Pes dalga formunda görülmelidir bu da kataterin özofagus alt 1/3 bölümünde kalbin arkasında olduğunu gösterir.

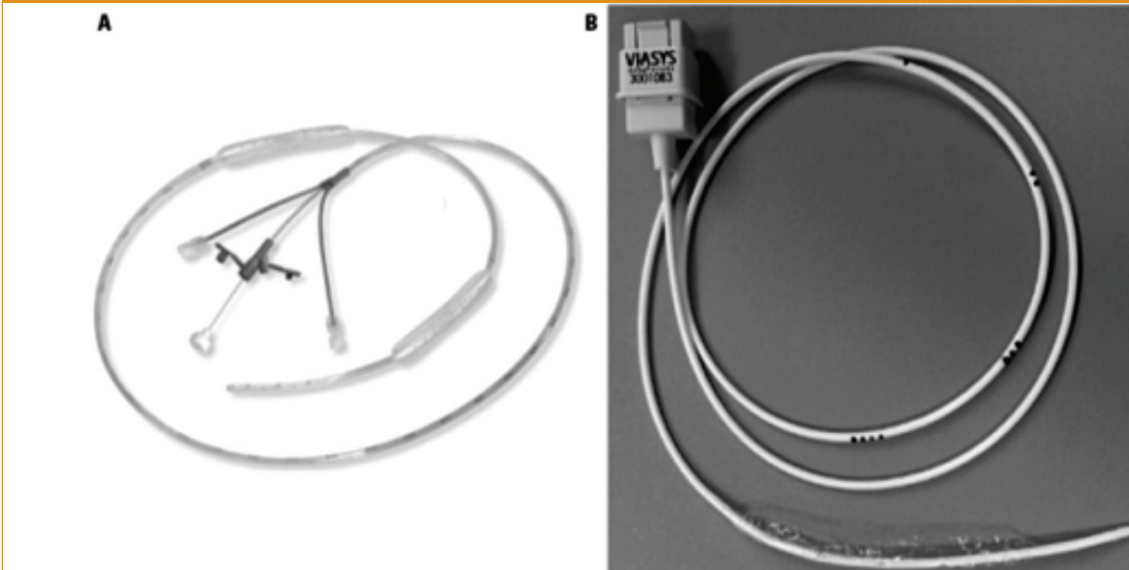
Balonun yerini kontrol etmek için kullanılan klasik yöntem statik Valsalva ve Müller manevralarının glottis açık iken yapılmasıdır. Koopere olamayan hastalar için hava yolu kapalı iken karına yapılan hafif baskı ile hava yolu ve Pes basınçları değerlendirilir. Manevra ile birlikte Pes ve hava yolu basınçlarındaki değişim birbirine eşit ise Pes'in Ppl'ı yansıttığı söylenebilir. Ayrıca, akciğer grafisi çekilerek de kataterin pozisyonu değerlendirilebilir (Şekil 13).

ARDS hastalarında göğüs duvarı kompliyansında azalma, ödem veya abdominal distansiyona bağlı olarak Pes sıklıkla artar ve buna bağlı olarak hesaplanan transpulmoner basınç ekspiryumun sonunda negatif olur. Eğer plevral basınç alveolar basın-

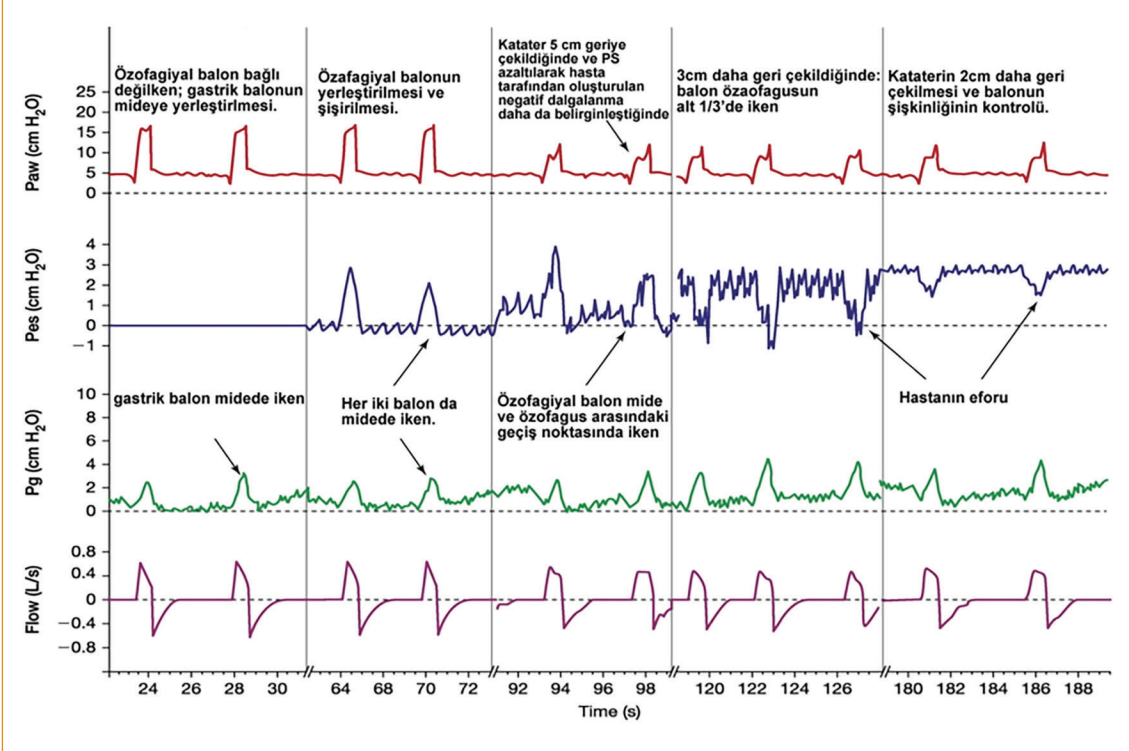
ca göre rölatif olarak yüksek ise (örneğin; PEEP) alveolar derekrutment için potansiyel mevcuttur. Bu durumda PEEP değerini transpulmoner basınç ekspiryum sonunda pozitif olana kadar artırmak hava yolunu açacaktır. Bu hipotez ışığında yapılan EPVent (Özofajiyal Basınca Yönelik Ventilasyon) çalışmasında ARDS tedavisinde Pes kullanmanın faydaları araştırılmıştır. Tek merkezli randomize kontrollü çalışmada EPVent araştırmacıları, Pes kullanılarak yapılan mekanik ventilasyon ile ARDS Network protokolünü karşılaştırmışlardır. Pes kullanılan grupta PEEP seviyeleri, ekspiryum sonunda transpulmoner basınç 0-10 cmH₂O olacak şekilde inspiryum sonunda ise transpulmoner basınç 25 cmH₂O olacak şekilde ayarlanmıştır. Pes stratejisinin diğer gruba göre çok daha etkili olması nedeniyle çalışma erken sonlandırılmıştır⁽⁵²⁾. Buna dayanarak akciğer koruyucu ventilatör stratejilerinin transpulmoner basıncı baz alması gerektiği öne sürülmüştür. ARDS network grubunun düşük PEEP tablosunu kullanması ve birincil sonlanım noktasının mortalite yerine oksijenasyon olması bu çalışmanın en çok eleştirilen yönleri olmuştur

Genel anestezi veya peritoneal hava verilmesi gibi bazı cerrahi işlemler ya da ameliyat sırasında verilen pozisyon göğüs duvarı mekaniklerini etkiler. Obez veya abdominal basıncı artmış hastalarda, skolyozda, spondilitte, fibrotoraksta veya plevral effüzyon varlığı da göğüs duvarı mekaniklerini et-

Şekil 12. Özofajiyal katater örnekleri. A. Nutrivent (Sidam, Italy). Özofajiyal balon nazogastrik sonda ile birleştirildiğinden aynı zamanda beslenme için de kullanılmaktadır. Ayrıca, kataterde iki balon bulunduğundan hem özofajiyal basınç hem de karın içi basınç eş zamanlı ölçülmektedir. B. Standart özofajiyal balon katateri (Smart Cath Viasys, USA) (Kaynak 51).



Şekil 13. Özofajiyal katater yerleştirilirken görülen basınç dalga formları. Paw= Hava yolu basıncı, Pes= Özofajiyal basınç; Pg= Gastrik basınç; PS= Basınç desteği (Kaynak 50).



kilenir. Böyle durumlarda kanıtlanmamış olsa da Pes monitörizasyonu ventilatör ayarlarını yapmak için önerilmektedir⁽⁵³⁾. Ventilatör, ekshalasyon sırasında negatif transpulmoner basıncı ve inspiryum sonunda artmış transpulmoner basıncı engelleyecek şekilde ayarlanmalıdır.

Spontan solunum sırasında Pes solunum kas gücünü ve hasta tarafından oluşturulan solunum işini (WOB) değerlendirmeye yarayabilir. Ayrıca, Pes monitörizasyonu hasta ventilatör etkileşimini de monitörize etmemizi sağlar⁽⁵⁴⁾.

Ventilatörde derin sedatize edilen hastalarda, hasta solunumu tetikleyemediği için, solunum kas tetiklemesi ventilatör tarafından yapılır. Buna ters tetikleme denir, çünkü solunum kas kasılmasını havanın içeri girmesi tetiklemiştir⁽⁵⁵⁾. Sedatize hastanın ventilatör tarafında oluşturulan nöral solunum eforları, Pes ölçümü ile monitörize edilerek saptanabilir⁽⁵⁶⁾.

Plevral basıncı tahmin etmede Pes kullanmak potansiyel hatalara da neden olabilir. Pes, plevral basıncı mid-torakstan ölçerek tahmin eder. Ppl non-dependan toraksta daha negatif iken, dependan bölgelerde daha pozitiftir. Kalbin ağırlığı Pes'in

en fazla 5 cmH₂O hatalı ölçüm yapılmasına neden olabilir. Guerin ve Richard gerçek Pes değerleri için solunum sisteminin relaksasyon volümlerinde ölçüm almışlar ve 5 cmH₂O gibi sabit bir değere göre daha fizyolojik ve bireysel değerler elde edilebileceğini savunmuşlardır⁽⁵⁷⁾.

Transdiyafragmatik Basınç (Pdi)

Transdiyafragmatik basınç (Pdi) diyafragma boyunca oluşan basıncı gösterir ve abdominal basınç ile plevral basınç arasındaki fark ile hesaplanır.

$$Pdi = Pab - Ppl = Pga - Pes$$

Pdi ölçümü için biri mideye diğeri özofagus olmak üzere iki balon katater yerleştirmek gerekir. Sharshar ve arkadaşlarının çalışmasında Pdi odaklı ventilasyon uygulanan normo ve hiperkapnik hastaların solunum eforunun daha fazla azaldığı, hasta eforu ile ventilatör senkronizasyonun daha iyi olduğu saptanmıştır⁽⁵⁸⁾.

Abdominal paradoks diyafragma paralizisinin bulgusudur. Bu durumda hem özofajiyal hem de gastrik basınçlarda inspiryum sırasında negatif defleksiyon görülür.

Gerilim zaman indeksi (Tension time index)

Gerilim zaman indeksi (TTI) diyafragmatik yorgunluğu gösterir. Formülü ise;

$$TTI = (P_{di}/P_{dimax}) \times (T_i/T_{tot})$$

P_{dimax} , maksimum inhalasyondaki transdiyafragmatik (P_{di}) basıncıdır.

P_{di}/P_{dimax} diyafragmanın kontraktıl gücüdür, T_i/T_{tot} ise kontraksiyon süresidir.

$TTI > 0.15$ solunum kas yorgunluğunu gösterir. P_{di} ölçümü için özafajiyal ve gastrik basınç ölçümleri gerekmektedir ve bu ölçümler mekanik ventilatöre bağlı hastalarda sıklıkla yapılmaz. Bunun yerine TTI'nın daha basitleştirilmiş şekli basınç zaman indeksi (PTI) kullanılır. PTI yoğun bakım ünitelerindeki ekipmanlarla kolaylıkla hesaplanır.

$$PTI = (P_{breath}/P_{imax}) \times (T_i/T_{tot})$$

P_{breath} : Spontan solunum oluşturan basınç.

P_{imax} : Tıkalı hava yoluna karşı oluşturulan maksimum basınç.

P_{breath} , kısa süreli spontan solunum sırasında özafajiyal balon ile ölçülebilmektedir.

Solunum Sistemi Kompliyansı

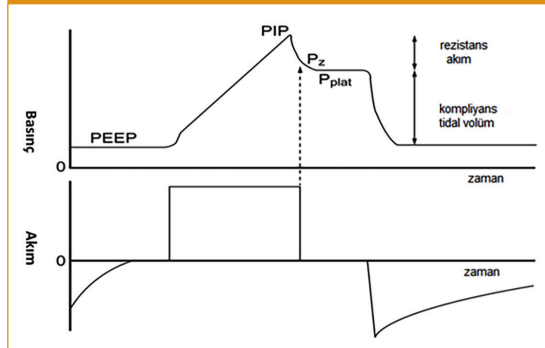
Solunum fizyolojisinde kompliyans, akciğerlerin basınç değişikliği karşısında genişleyebilme, bir diğer anlamda distansiyon haline geçebilme yeteneği olarak tanımlanır. Elastans ise kompliyansın tersi ($E=1/C$) olup, akciğerlerin gerildikten sonra orijinal şekline dönme eğilimidir. Kompliyansın doğru ölçülebilmesi için rezistansın elimine edilmesi dolayısıyla akımın durması gerekir. Akımın durduğu anda ölçülen kompliyansa statik kompliyans (C_{st}) denir ve normal olarak 50-100 cmH₂O'dur.

Mekanik ventilasyon uygulamasında inspiryum sonunda hızlı hava yolu oklüzyon manevrası ile akım durdurulur hava yolu basıncı (P_{aw}) ve transpulmoner basınçta (P_{tp}), tepe değerden (P_{peak}) başlangıçta hızlı bir düşme görülür ve üç-beş saniye sonunda düşme devam ederek plato basınca (P_{plat}) ulaşılır. P_{plat} tüm torasik sistemin (akciğer ve göğüs duvarı) statik inspiryum sonu elastik geri çekilme basıncını yansıtır (Şekil 14).

Solunum sisteminin statik kompliyansı (C_{st}): $V_T / (P_{plat} - PEEP)$

Dinamik kompliyans ise (C_{dyn}) ise inspiryum sonunda tepe basınca ulaşıldığında ölçülen torasik

Şekil 14. Sabit akımlı hacim kontrollü ventilasyonda, inspiryum sonu akımın oklüze edilmesinin hava yolu basıncı (P_{aw}) ve akım dalga formlarına etkileri gösterilmektedir. Akımın sıfır olduğu durumda, hava yolu basıncı (P_z : pressure at zero), plato basıncına (P_{plat}) eşitlenir. P_z ve P_{plat} arasındaki fark, zaman sabitine bağlı olarak akciğerin homojen olmamasına bağlıdır. Zirve inspiratuar basınç (PIP) ve P_{plat} arasındaki fark direnç ve akım tarafından belirlenir. P_{plat} ve PEEP arasındaki fark tidal volüm ve solunum sistemi kompliyansı tarafından belirlenir (Kaynak 59).



kompliyanstır. Gerçek toraks kompliyansını yansıtmaz bunun nedeni akımın tam durmaması ve P_{peak} 'in endotrakeal tüp ve solunum sisteminin rezistif ile elastik basınçlarını yansıtmasıdır. Normal değeri 50-80 cmH₂O'dur.

$$C_{dyn} = V_T / (P_{peak} - PEEP)$$

Statik kompliyans göğüs duvarı ve akciğer patolojilerinden etkilenirken dinamik kompliyans aynı zamanda bronkospazm, sekresyon, endotrakeal tüpün tıkanması ya da bükülmesi gibi hava yolu direncini etkileyen patolojilerden etkilenir ve bu durumlarda statik kompliyandan daha düşük saptanır.

Statik kompliyans, ARDS hastalarında optimal PEEP seviyesini belirlemek için kullanılır. En yüksek C_{st} değerinin görüldüğü PEEP en ideal PEEP değeridir. Optimal PEEP değeri, tidal volüm sabit kaldığında elde edilen en düşük driving pressure ($P_{plat} - PEEP$)'ı sağlayan PEEP değeri olarak tanımlanmıştır. Mercat ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, PEEP ayarının P_{plat} 28-30 cmH₂O'nun üstüne çıkmayacak şekilde olması gerektiğini bulmuşlardır⁽⁶⁰⁾. Bu yaklaşımı kullanarak, daha yüksek PEEP uygulayarak daha iyi kompliyans elde edebileceği öngörülebilir çünkü alveolar rekrutment ile kompliyansın arttığını bilinmektedir. Ancak çok

yüksek PEEP sonrası aşırı distansiyon ile kompliyans azalır ve $P_{plat} > 30 \text{ cmH}_2\text{O}$ olur. Bu yaklaşım ile PEEP düzeyini ayarlamak anlamlı olarak mortalliteyi düşürmemekle birlikte mekanik ventilasyon süresini ve organ yetmezliğini azaltmıştır.

Göğüs Duvarı Kompliyansı

Göğüs duvarı kompliyansını (C_{cw}) hesaplamak için pasif inflasyonda özafajiyal basınçtaki P_{es} (P_{pl}) değişimleri hesaplanır.

$$C_{cw} = \Delta V / \Delta P = V_T / \Delta P_{es}$$

Normal göğüs duvarı kompliyansı $200 \text{ mL} / \text{cmH}_2\text{O}$ 'dur ve morbid obezitede, abdominal kompartıman sendromunda, göğüs duvarı ödeminde, göğüs duvarı yanıklarında, göğüs deformitelerinde (örneğin; kifoskolyoz) azalır. Göğüs duvarı kompliyansı, artmış kas tonusu (örneğin; ventilatörde asenkroni gelişen hasta) ile azalır. Ayrıca, göğüs duvarı kompliyansı, yelken göğüs ve paralizide de artar.

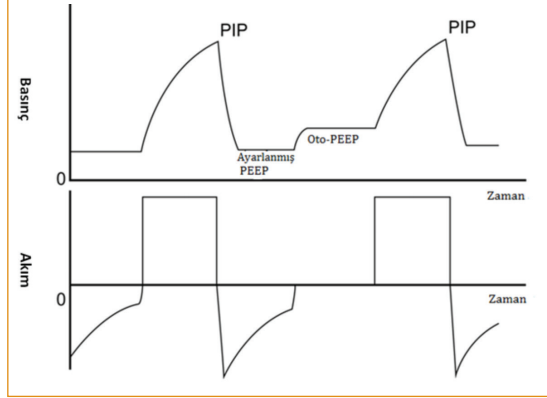
Oto-PEEP

Tidal volümde solunurken, ekspiryum sonunda akciğerdeki hava fonksiyonel rezidüel kapasiteye (FRK) ulaşıncaya dek boşalır ve hava yollarındaki basınç sıfıra ulaşır. Ekspiratuar faz erken sonlanır ise akciğerler yeterli boşalamaz. Boşalamayan, sıkışan bu gazın basıncı oto-PEEP, intrinsek PEEP, gizli (okült) PEEP olarak adlandırılır. Oto-PEEP end ekspiratuar akciğer volumlerini ve böylece dinamik hiperinflasyonu artırmaktadır^(61,62).

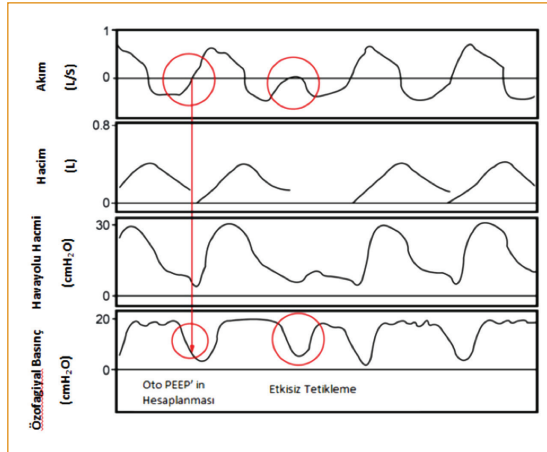
Oto-PEEP ekspirasyon sonunda ventilatörün ekspirasyon valvinin 0.5-2 saniye tıkanması ile ölçülür. Bu manevra sonunda hesaplanan değerde ventilatör ile hastaya verilen PEEP'in üstüne çıkan PEEP değeridir (Şekil 15). Doğru Oto-PEEP ölçümü için hasta gevşemiş olmalı ve ventilatör ile senkronize solumalıdır. Aktif nefes alma ölçümünün doğruluğunu bozmaktadır. Ağır astım gibi ekspiryum sırasında hava yollarının kapandığı durumlarda end-ekspiratuar pause metodu ile oto-PEEP daha düşük hesaplanabilir.

Spontan soluyan hastalarda özafajiyal Basınç (P_{es}), oto-PEEP'i hesaplamada kullanılabilir (Şekil 16). İntrensek PEEP ($PEEP_i$) olan hastalarda, inspiratuar kaslar akciğer hacimlerini artırabilmek, volüm değişimini sağlayabilmek için total PEEP'in dinamik komponenti kadar ($PEEP_i$) basınç oluşturmaktadır. Oto-PEEP'i ölçmenin en doğru yolu, inspiratuar kasların kasılıp inspiratuar akıma ka-

Şekil 15. Ekspiryum sonu nefes tutma manevrası uygulayarak ekspiryum sonu alveolar basınç hesaplanabilir. Oto-PEEP, ekspiryum sonu alveolar basınç ile PEEP arasındaki farka eşittir (Kaynak 59).



Şekil 16. Oto-PEEP'i olan hastada hava yolu basıncı, akım, hacim ve özafajiyal basınç (P_{es}). Ventilatörü tetiklemek için akım başlayana kadar özafajiyal basınçta meydana gelen azalma, oto-PEEP miktarını göstermektedir. Ayrıca, ekshalasyon sonunda akım sıfır noktasına ulaşamamaktadır ve solunum eforu ventilatörü tetiklemek için yeterli olmamaktadır (Kaynak 59).



dar olan sürede, ekspiryum sonu özafajiyal basınçta oluşan düşmenin hesaplanmasıdır⁽⁶³⁾. Ekspirasyon genelde pasif bir hareket olsa da, PEEP'i varlığı ve aktif ekspirasyon KOAH'ta sık görülür⁽⁶⁴⁾.

Oto-PEEP; rezistans ve kompliyans, soluk sayısı, tidal volüm ve inspiryum zamanında artmayla birlikte artar. Klinik olarak oto-PEEP, dakika ventilasyonun azalmasıyla (V_T azalması), ekspiryum süresinin artmasıyla (solunum sayısının azaltarak veya inspiryum süresinin kısaltarak)

veya hava yolu direncinin (bronkodilatör verilmesi ile) azaltılması ile düşürülür.

Stress Index

Stress indeksi, sabit akımda volüm kontrollü ventilasyonda, basınç zaman eğrisinin şeklini değerlendirmek için kullanılır. Basınçta lineer artış (sabit kompliyans, stress index= 1), aşırı distansiyon olmadan uygun alveolar rekrutment olduğunu gösterir. Eğer akciğerler hava ile dolduğunda kompliyans kötüleşirse (yukarı doğru konkavite, stress indeks > 1) over distansiyon olduğunu gösterir burada yapılması gereken PEEP ve/veya V_T azaltmaktır. Eğer akciğerler hava ile dolduğunda kompliyans daha da artıyor ise (kompliyans progresif azalma, aşağı doğru konkavite, stress indeks < 1) burada yapılması gereken tidal rekrutment ve PEEP artırmaktır (Şekil 17).

Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, bilgisayarlı tomografi kullanılarak aşırı distansiyon değerlendirilmiş ve hasara yol açan ventilasyon için Pplat değeri >25cmH₂O ve stress indeks >1.05 olması riskli bulunmuştur⁽⁶⁵⁾.

Solunum İşi (Work of Breathing)

İş, uygulanan güç ile bir kütlenin yer değiştirmesidir. Solunum sisteminde güç=basınç ve yer değiştirme= hacim olarak ele alınır.

$$W = \text{Basınç} \times \text{Volüm} = \text{Transpulmoner basınç} \times V_T$$

Solunum aktivitesinde basınç büyüklük ve yön olarak sürekli değişim gösterdiğinden formül bu hale gelir;

$$W = \int P \cdot dV$$

Solunum fizyolojisinde solunum işi, ventilasyonu gerçekleştirmek için gerekli enerji olarak tanımla-

nır ve jul olarak ifade edilir. Bir jul, 10 cmH₂O basınç farkında 1 L gazı hareket ettirmek için gerekli enerji olarak tanımlanır.

Solunumun mekanik işi solunum kaslarının kasılması ile oluşan intratorasik basıncın ve gaz volümünde meydana gelen değişikliğin ölçülmesi ile hesaplanır. Hesaplanan iş her nefeste veya dakikada yapılan iş veya dakika ventilasyonu için yapılan iş (her litre için yapılan iş) olarak hesaplanabilir.

$$\text{Dakikada solunum işi} = \text{Solunum işi} \times \text{Dakikada solunum sayısı}$$

$$\text{Litrede solunum işi} = \text{Dakikada iş} / \text{dakika ventilasyon}$$

Bu eşitliğe göre basınç-volüm döngüsünün içinde kalan alan solunum işini verir. Solunum sisteminin hareket eşitliğinde hacmin yer değiştirebilmesi için, yönlendirici kuvvetin (hasta veya ventilatör) solunum sisteminin elastik ve rezistif elemanlarını yenmesi gerekir.

$$WOB = WOB_{\text{elastik}} + WOB_{\text{rezistif}}$$

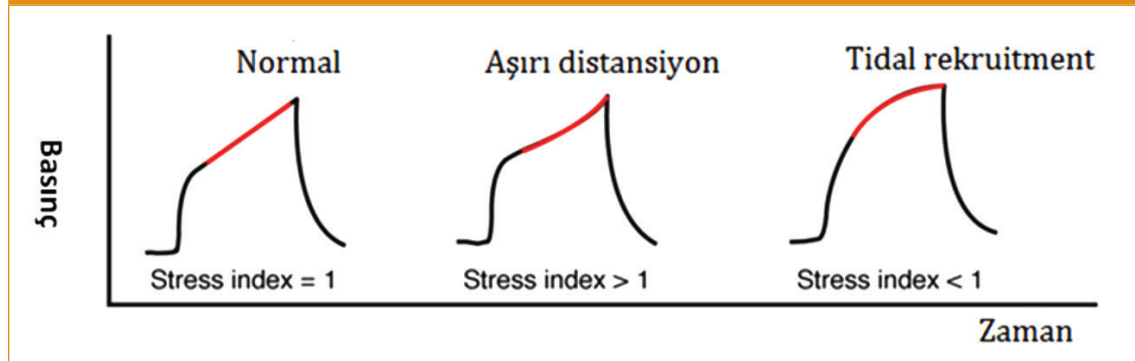
Ventilatör desteği altında iken, spontan solunum varsa;

$$WOB_{\text{total}} = WOB_{\text{hasta}} + WOB_{\text{ventilatör}}$$

WOB elastik, hasta ve ventilatör tarafından elastik kuvvetleri yenmek için yapılan iştir. Hacim-basınç döngüsünün eğimi ile değerlendirilir. Akciğer ve göğüs duvarının kompliyanslarının hesaplanması bunlar için de intraplevral basıncın özofajiyal basınçla değerlendirilmesini gerektirir. İntraabdominal basınç değişiklikleri göğüs duvarı kompliyansını etkileyerek elastik işi etkilediği için hasta tamamen gevşek olmalıdır.

WOB rezistif, solunum sisteminin rezistif (nonelastik) güçlerini yenmek için hasta ve ventilatör

Şekil 17. Normal stress indeksi, aşırı gerilimde stress indeksi ve tidal rekrutment durumunda stress indeksi. (Kaynak 59).



tarafından yapılan iştir. Hacim-basınç eğrisinin inspiratuar kolundaki kavis sabit akım tarafından oluşturulur. Bu alanların hesabı karışıktır ve planimetrik hesap gerektirir.

Normal solunum işi istirahat halinde iken 0.47 J/L veya 3.9 J/dakikadır. Ventilatörün elastik işi hasta tamamen pasif olduğunda kolayca bulunabilir

Campbell diyagramı, göğüs duvarı kompliyansı (C_{cw}), akciğer kompliyansı (C_L) ve hava yolu direncinin (R_{aw}) solunum işine (WOB) olan etkilerini göstermektedir (Şekil 18). Diyagramdan da görüldüğü üzere azalmış göğüs duvarı, akciğer kompliyansı ve artmış hava yolu direnci söz konusu olduğunda WOB artmaktadır. C_{cw} hasta pasif iken, C_L hasta spontan solurken ölçülür. Bu planimetrik hesap, döngünün kapladığı alan, tidal volüm ve peak basınca dayanır. Ölçülen alan formül ile işe çevrilir.

WOB'i tam olarak ölçebilmek için özafajiyal balon kataterine ihtiyaç vardır, bu yüzden sıklıkla ölçülmez. WOB ölçmenin hastanın prognoz ve klinik sonucuna etkisi tam olarak bilinmemektedir. WOB'nin normal değerleri 0.3-0.7J/L'dir.

Pressure Time Product (PTP)

Pressure time product (PTP), solunumun dinamik ve isometrik fazlarında harcanan enerji miktarını hesaplamak için geliştirilmiştir. WOB, volüm değişikliği olmadığından dolayı isometrik fazı hesaba katmaz. Örneğin; oto-PEEP'i yenmek için enerji harcamak gerekse de herhangi bir hacim akciğere girmediği için iş olarak kabul edilmez. Böylece, değişik hastalarda aynı WOB olabilir, fakat solunum

etkinliği (WOB/solunum kaslarının oksijen tüketimi) oldukça farklı olabilir. Pes ile göğüs duvarı recoil basıncının arasındaki farkın zaman integrali kullanılarak PTP hesaplanır. Geleneksel PTP ölçümünde, aktif ekspirasyonda gereken enerjiyi hesaplamada başarısız olabilir. Bu yüzden PTP'nin alt ve üst sınırları hesaplanarak enerji tüketimi tahmin edilebilir.

4. KAS GÜCÜ

Maksimum Hava Yolu Basınçları Ölçümü (MIP/MEP)

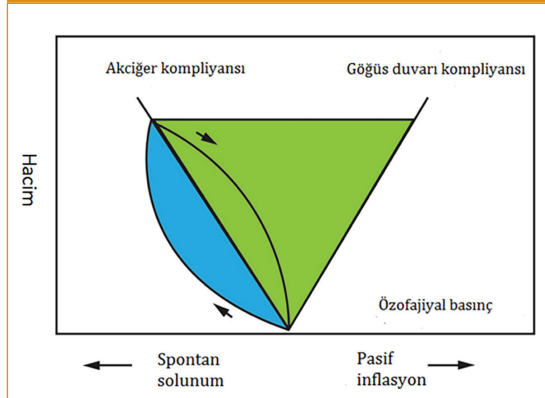
Maksimum hava yolu basınçları kas gücünü değerlendirmek için kullanılır. Bu basınçların ölçülmesinde, kapalı bir hava yoluna karşı yapılan maksimum inspirasyon ya da maksimum ekspirasyon kullanılır.

MIP, kapalı hava yoluna karşı inspirasyon yapılırken elde edilen en yüksek subatmosferik basınçtır. Diyafragma, interkostal, ve aksesuar solunum kaslarının fonksiyonunu gösteren maksimal inspiratuar basınç (MIP) genellikle "Bourdan Basınç Manometresi" ile ölçülür. MIP, rezidüel volüme kadar zorlu ekspirum yapıldıktan sonra zorlu inspirasyon manevrası sırasında ölçülen maksimum negatif basınçtır. Normal değeri -50 ile -100 cmH₂O arasındır. Entube hastalarda MIP değerinin -30 cmH₂O'dan daha negatif olması, inspiratuar kasların fonksiyonunun weaning açısından yeterli olduğunu düşündürür⁽⁶⁶⁾.

Maksimum ekspiratuar hava yolu basıncı (MEP) total akciğer kapasitesine ulaşıncaya kadar yapılan derin inspirasyondan sonra yapılan zorlu ekspirasyon sırasında oluşturulan basınçtır. İyi bir öksürük oluşturmak için +40 cmH₂O'luk maksimum ekspiratuar basınç gereklidir. +100 cmH₂O normal kabul edilir.

Koo ve arkadaşları nedeni açıklanamayan dispne veya diyafragma disfonksiyonu şüphesi ile refere edilen 76 hastada MIP, MEP ve oturur/yatar durumdaki vital kapasitelerini ölçmüşlerdir. yapılan çalışmanın sonucunda MEP'in MIP'e oranının Toraks US ve Pdi ölçümünden önce diyafragma disfonksiyonunda tarama testi olarak kullanılabileceği önerilmiştir. Yine bu çalışmanın sonucunda, MEP/MIP oranının, diyafragma disfonksiyonu tanısında standart test metodu olan yatar ve oturur durumdaki vital kapasiteler arasındaki farkla karşılaştırıldığında benzer sensitivite ve spesifiteye sahip olduğu saptanmıştır⁽⁶⁷⁾.

Şekil 18. Campbell diyagramı solunum işini (WOB) hesaplamada kullanılır. Yeşil alan elastik solunum işini ve mavi alan rezistif solunum işini göstermektedir. Bu iki alanın toplamı toplam solunum işini oluşturur (Kaynak 59).



KAYNAKLAR

1. De Prost N, Dreyfuss D. How to prevent ventilator-induced lung injury? *Minerva Anesthesiol.* 2012; 78: 1054-66. Epub 2012 Jul 6. Review.
2. Hess DR. Pulse Oximetry: Beyond SpO₂. *Respir Care* 2016; 61: 1671-80.
3. Maisel WH, Lewis RJ. Noninvasive measurement of carboxy-hemoglobin: How accurate is accurate enough? *Ann Emerg Med* 2010; 56: 389-91.
4. Wilcox SR, Richards JB. Noninvasive carbon monoxide detection: Insufficient evidence for broad clinical use. *Respir Care* 2013; 58: 376-9.
5. Shamir MY, Avramovich A, Smaka T. The current status of continuous noninvasive measurement of total, carboxy, and methemoglobin concentration. *Anesth Analg* 2012; 114: 972-8.
6. Barker SJ, Curry J, Redford D, Morgan S. Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry: A human volunteer study. *Anesthesiology* 2006; 105: 892-7.
7. Kim SH, Lilot M, Murphy LS, Sidhu KS, Yu Z, Rinehart J, Cannesson M. Accuracy of continuous noninvasive hemoglobin monitoring: A systematic review and meta-analysis. *Anesth Analg* 2014; 119: 332-46.
8. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement *Lancet* 1986; 1: 307-10.
9. Hiscock R, Kumar D, Simmons SW. Systematic review and metaanalysis of method comparison studies of Masimo pulse co-oximeters (Radical-7 or Pronto-7) and HemoCue(R) absorption spectrometers (B-Hemoglobin or 201) with laboratory haemoglobin estimation. *Anaesth Intensive Care* 2015; 43: 341-50.
10. Hasanin A. Fluid responsiveness in acute circulatory failure. *J Intensive Care.* 2015 Nov 19; 3: 50.
11. Cannesson M, Besnard C, Durand PG, Bohé J, Jacques D. Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients. *Crit Care* 2005; 9: R562-8.
12. Sandroni C, Cavallaro F, Marano C, Falcone C, De Santis P, Antonelli M. Accuracy of plethysmographic indices as predictors of fluid responsiveness in mechanically ventilated adults: a systematic review and meta-analysis. *Intensive Care Med.* 2012; 38: 1429-37.
13. Güngör G, Adıgüzel N. Mekanik ventilasyon sırasında solunum monitörizasyonu. E. Kunter, F. Koşar, C. Kıraklı editörlüğünde, *Mekanik Ventilasyon, İstanbul, Probiz yayıncılık*; 2013: 203-24.
14. Eugene Y. Cheng, , Harvey Woehlck, Anthony J. Mazzeo. Capnography in Critical Care Medicine. *J Intensive Care Med* 1997; 12: 18-32.
15. Barton CW1, Wang ES. Correlation of end-tidal CO₂ measurements to arterial PaCO₂ in nonintubated patients. *Ann Emerg Med* 1994; 23: 560-3.
16. Kalenda Z. The capnogram as a guide to the efficacy of cardiac massage. *Resuscitation* 1978; 6: 259-63.
17. Nassar BS, Kerber R. Improving CPR performance. *Chest.* 2017 May 9. pii: S0012-3692(17)30883-8. doi: 10.1016/j.chest.2017.04.178.
18. Gürsel G. Mekanik Ventilasyon Sırasında. *Solunum Monitörizasyonu: I. Tüberküloz ve Toraks Dergisi* 2002; 50: 513-26.
19. Lübbers DW. History of transcutaneous PO₂ measurement. *Crit Care Med* 1981; 9: 693.
20. Nassar BS, Schmidt GA. Estimating Arterial Partial Pressure of Carbon Dioxide in Ventilated Patients: How Valid Are Surrogate Measures? *Ann Am Thorac Soc.* 2017 Jun;14(6):1005-1014. doi: 10.1513/AnnalsATS.201701-034FR.
21. Aarrestad S, Tollefsen E, Kleiven AL, Qvarfort M, Janssens JP, Skjønberg OH. Validity of transcutaneous PCO₂ in monitoring chronic hypoventilation treated with non-invasive ventilation. *Respir Med* 2016; 112: 112-8.
22. Can Transcutaneous CO₂ Tension Be Used to Calculate Ventilatory Dead Space? A Pilot Study. *Lakshminarayana PH, Geeti AA, Darr UM, Kaufman DA. Crit Care Res Pract* 2016; 2016: 9874150.
23. Schwarz SB, Windisch W, Magnet FS, Schmoor C, Karagianidis C, Callegari J, Huttman SE, Storre JH. Continuous non-invasive PCO₂ monitoring in weaning patients: Transcutaneous is advantageous over end-tidal PCO₂. *Respirology.* 2017 Jun 14.
24. Beilman GJ, Blonde JJ. Near-infrared spectroscopy-derived tissue oxygen saturation in battlefield injuries: A case series report. *World J Emerg Surg* 2009; 4: 25.
25. van Bel F, Lemmers P, Naulaers G. Monitoring neonatal regional cerebral oxygen saturation in clinical practice: Value and pitfalls. *Neonatology* 2008; 94: 237-44.
26. Chakravarti SB, Mitnacht AJ, Katz JC, Nguyen K, Joashi U, Srivastava S. Multisite near-infrared spectroscopy predicts elevated blood lactate level in children after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2009; 23: 663-7.
27. Vretzakis G, Georgopoulou S, Stamoulis K, Stamatou G, Tsakiridis K, Zarogoulidis P, et al. Cerebral oximetry in cardiac anesthesia. *J Thorac Dis* 2014; 6 (Suppl 1): 60-9.
28. Brady K, Joshi B, Zweifel C, et al. Real-time continuous monitoring of cerebral blood flow autoregulation using near-infrared spectroscopy in patients undergoing cardiopulmonary bypass. *Stroke* 2010; 41: 1951-6. Epub 2010/07/24. 20.
29. Sun S, Liu NH, Huang SQ. Role of cerebral oxygenation for prediction of hypotension after spinal anesthesia for caesarean section. *J Clin Monit Comput* 2016; 30: 417-21. Epub 2015/07/19.
30. Mesquida J, Gruartmoner G, Espinal C. Skeletal muscle oxygen saturation (StO₂) measured by near-infrared spectroscopy in the critically ill patients. *Biomed Res Int* 2013; 2013: 502194. Epub 2013/09/13.
31. Creteur J, Carollo T, Soldati G, et al. The prognostic value of muscle StO₂ in septic patients. *Intensive Care Med* 2007; 33: 1549-56. Epub 2007/06/19.
32. Orbegozo Cortes D, Rahmanian L, Irazabal M, et al. Microvascular reactivity is altered early in patients with acute respiratory distress syndrome. *Respir Res* 2016; 17: 59. Epub 2016/05/18.
33. Poriaz M, Kontogiorgi M, Angelopoulos E, et al. Changes in thenar muscle tissue oxygen saturation assessed by near-infrared spectroscopy during weaning from mechanical ventilation. *Minerva Anesthesiol* 2014; 80: 666-675. Epub 2013/11/15 45.

34. Seidel D, Blaßer A, Gebauer C, Pulzer F, Thome U, Knußper M. Changes in regional tissue oxygenation saturation and desaturations after red blood cell transfusion in preterm infants. *J Perinatol* 2013; 33: 282-7.
35. Pichler G, Urlsberger B, Müller W. Impact of bradycardia on cerebral oxygenation and cerebral blood volume during apnoea in preterm infants. *Physiol Meas* 2003; 24: 671-80.
36. Lemmers PM, Toet MC, van Bel F. Impact of patent ductus arteriosus and subsequent therapy with indomethacin on cerebral oxygenation in preterm infants. *Pediatrics* 2008; 121: 142-7.
37. Mesquida J, Gruartmoner G, Espinal C. Skeletal muscle oxygen saturation (StO₂) measured by near-infrared spectroscopy in the critically ill patients. *Biomed Res Int*. 2013; 2013: 502194. Epub 2013/09/13.
38. Tobin MJ, Laghi F. Monitoring of respiratory muscle function. In: Tobin MJ (ed). *Principles and Practice of Intensive Care Monitoring*. New York: MacGraw Hill; 1998.
39. Kim WY, Suh HJ, Hong SB, Koh Y, Lim CM. Diaphragm dysfunction assessed by ultrasonography: Influence on weaning from mechanical ventilation. *Crit Care Med* 2011; 39: 2627-30.
40. Vivier E, Mekontso Dessap A, Dimassi S, Vargas F, Lyazidi A, Thille AW, Brochard L. Diaphragm ultrasonography to estimate the work of breathing during non-invasive ventilation. *Intensive Care Med*. 2012; 38: 796-803. doi: 10.1007/s00134-012-2547-7. Epub 2012 Apr 5.
41. Matamis D, Soilemezi E, Tzagourias M, Akoumianaki E, Dimassi S, Boroli F, Richard JC, Brochard L. Sonographic evaluation of the diaphragm in critically ill patients. Technique and clinical applications. *Intensive Care Med* 2013; 39: 801-10. doi: 10.1007/s00134-013-2823-1. Epub 2013 Jan 24. Review
42. Moerer O, Hahn G, Quintel M. Lung impedance measurements to monitor alveolar ventilation. *Curr Opin Crit Care* 2011; 17(3):260-267
43. Respiratory assessment and monitoring, Skills and techniques, PACT, an ESICM multidisciplinary distance learning programme for intensive care training. Edit, Luigi Camporota, Francesca Rubulotta. Update 2012. European Society of Intensive Care Medicine.
44. Lindgren S, Odenstedt H, Olegård C, Söndergaard S, Lundin S, Stenqvist O. Regional lung derecruitment after endotracheal suction during volume- or pressure-controlled ventilation: A study using electric impedance tomography. *Intensive Care Med* 2007; 33: 172-80.
45. Fagerberg A, Stenqvist O, Aneman A. Electrical impedance tomography applied to assess matching of pulmonary ventilation and perfusion in a porcine experimental model. *Crit Care* 2009; 13: R34.
46. Costa EL, Borges JB, Melo A, Suarez-Sipmann F, Toufen C Jr, Böhm SH, Amato MB. Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 2009; 35: 1132-7.
47. Bikker IG, Leonhardt S, Reis Miranda D, Bakker J, Gommers D. Bedside measurement of changes in lung impedance to monitor alveolar ventilation in dependent and non-dependent parts by electrical impedance tomography during a positive end-expiratory pressure trial in mechanically ventilated intensive care unit patients. *Crit Care* 2010; 14: R100. doi: 10.1186/cc9036. Epub 2010 May 30.
48. Brochard L, Martin GS, Blanch L, Pelosi P, Belda FJ, Jubran A, Gattinoni L, Mancebo J, Ranieri VM, Richard JC, Gommers D, Vieillard-Baron A, Pesenti A, Jaber S, Stenqvist O, Vincent JL. Clinical review: Respiratory monitoring in the ICU - a consensus of 16. *Crit Care*. 2012 Dec 12;16(2):219
49. Olegård C, Söndergaard S, Houlitz E, Lundin S, Stenqvist O. Anesth Analg. Estimation of functional residual capacity at the bedside using standard monitoring equipment: A modified nitrogen washout/washin technique requiring a small change of the inspired oxygen fraction 2005; 101: 206-12.
50. Quintel M, Pelosi P, Caironi P, Meinhardt JP, Luecke T, Herrmann P, Taccone P, Rylander C, Valenza F, Carlesso E, Gattinoni L. An increase of abdominal pressure increases pulmonary edema in oleic acid-induced lung injury *Am J Respir Crit Care Med* 2004; 169: 534-41.
51. Akoumianaki E, Maggiore SM, Valenza F, et al; PLUG Working Group (Acute Respiratory Failure Section of the European Society of Intensive Care Medicine). The application of esophageal pressure measurement in patients with respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2014; 189: 520-31. doi: 10.1164/rccm.201312-2193CI
52. Mietto C, Malbrain ML, Chiumello D. Transpulmonary pressure monitoring during mechanical ventilation: A bench-to-bedside review. *Anaesthesiol Intensive Ther* 2015; 47 Spec No: 27-37.
53. Talmor D, Sarge T, Malhotra A, O'Donnell CR, Ritz R, Lisbon A, Novack V, Loring SH. Mechanical ventilation guided by esophageal pressure in acute lung injury. *N Engl J Med* 2008; 359: 2095-104.
54. Severgnini P, Selmo G, Lanza C, et al. Protective mechanical ventilation during general anesthesia for open abdominal surgery improves postoperative pulmonary function. *Anesthesiology* 2013; 118: 1307-21.
55. Blanch L, Bernabé F, Lucangelo U. Measurement of air trapping, intrinsic positive end-expiratory pressure, and dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients. *Respir Care* 2005; 50: 110-23; discussion 123-4. Review
56. Akoumianaki E, Lyazidi A, Rey N, Matamis D, Perez-Martinez N, Giraud R, Mancebo J, Brochard L, Marie Richard JC. Mechanical ventilation-induced reverse-triggered breaths: A frequently unrecognized form of neuromechanical coupling. *Chest* 2013; 143: 927-38.
57. Simon PM, Zurob AS, Wies WM, Leiter JC, Hubmayr RD. Entrainment of respiration in humans by periodic lung inflations: Effect of state and CO₂. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 160: 950-60.
58. Guérin C, Richard JC. Comparison of 2 correction methods for absolute values of esophageal pressure in subjects with acute hypoxemic respiratory failure, mechanically ventilated in the ICU. *Respir Care* 2012; 57: 2045-51. doi: 10.4187/respcare.01883
59. Sharshar T, Desmarais G, Louis B, Macadoug G, Porcher R, Harf A, Raphaël JC, Isabey D, Lofaso F. Transdiaphragmatic pressure control of airway pressure support in healthy subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 168: 760-9. Epub 2003 May 28.

60. Hess DR. *Respiratory mechanics in mechanically ventilated patients. Respir Care* 2014; 59: 1773-94. doi: 10.4187/respcare.03410. Epub 2014 Oct 21. Review.
61. Mercat A, Richard JC, Vielle B, Jaber S, Osman D, Diehl JL, Lefrant JY, Prat G, Richecoeur J, Nieszkowska A, Gervais C, Baudot J, Bouadma L, Brochard L; Expiratory Pressure (Express) Study Group Positive end-expiratory pressure setting in adults with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: A randomized controlled trial. *JAMA* 2008; 299: 646-55.
62. Marini JJ. Dynamic hyperinflation and auto-positive end-expiratory pressure: Lessons learned over 30 years. *Am J Respir Crit Care Med* 2011; 184: 756-62.
63. Blanch L, Bernabé F, Lucangelo U. Measurement of air trapping, intrinsic positive end-expiratory pressure, and dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients. *Respir Care* 2005; 50: 110-23; discussion 123-4. Review.
64. Brochard L. Intrinsic (or auto-) positive end-expiratory pressure during spontaneous or assisted ventilation. *Intensive Care Med* 2002; 28: 1552-4.
65. Lessard MR, Lofaso F, Brochard L. Expiratory muscle activity increases intrinsic positive end-expiratory pressure independently of dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151: 562-9.
66. de Wolf M, Gottschall R, Enk D. Monitoring during ventilation with Ventrai. *Anaesthesist* 2017; 66: 207-8.
67. Tobin MJ, Laghi F. Monitoring of respiratory muscle function. In: Tobin MJ (ed). *Principles and Practice of Intensive Care Monitoring*. New York: MacGraw Hill; 1998.
68. Koo P, Oyieng'o , Gartman , Sethi JM, Eaton , McCool . The Maximal Expiratory-to-Inspiratory Pressure Ratio and Supine Vital Capacity as Screening Tests for Diaphragm Dysfunction. *Lung* 2017; 195: 29-35. doi: 10.1007/s00408-016-9959-z. Epub 2016 Nov 1.