

MEKANİK VENTİLYASYON KULLANIMINDA ADAPTİF VENTİLYASYON, ZAMAN SABİTİ VE I:E ORANI

Doç. Dr. Murat ERDOĞAN

Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Mekanik ventilasyon desteği, özellikle solunum yetmezliği olan hastalarda; yeterli oksijenizasyonu sağlamak, karbondioksidi uzaklaştırmak, kan pH değerini normal sınırlarda tutmak, alveoler açıklığı sürdürmek ve solunum işini azaltmak için yoğun bakım ünitelerinde sıklıkla kullanılan, hayat kurtarıcı bir prosedürdür. Ayrıca daha nadir durumlar (kafa içi basıncını azaltmak, anestezi sonrası) içinde kullanılabilir. Mekanik ventilasyon yani yapay solunum desteği "Mekanik Ventilator" cihazları ile sağlanır. Potansiyel olarak hayat kurtarabilecek bir teknoloji olmasına rağmen risksiz değildir ve doğru kullanılmadığı takdirde akciğer hasarını şiddetlendirebilir veya klinik sonuçları kötüleştirebilir. Hayat kurtarıcı hedeflere ulaşmak için; potansiyel olarak komplikasyonları azaltabilecek, mekanik ventilasyon süresini kısaltabilecek ve böylece klinik sonuçları iyileştirebilecek çeşitli ventilasyon modları geliştirilmiştir [1]. Modlar, mekanik ventilasyonun uygulanma yöntemleri olarak tanımlanabilir. Modları belirleyen temel özellikler solunumun nasıl başladığı, sürdürüldüğü, sonlandırıldığı ve uygulanan modun spontan solunuma izin verip vermediğidir. Bunlar dışında ventilatörün özelliğine göre bu modlar farklı özellikler eklenmiş olarak bulunabilir. Temel modlar (geleneksel modlar) günümüzde tüm modern ventilatörlerde standart olarak bulunmaktadır fakat farklı cihazlarda farklı isimlendirilmiş olabilir.

Temel ventilasyon modları birçok sınırlamaya tabidir. Yaygın olarak kullanılmalarına ve iyi anlaşılmasına rağmen, genellikle hasta temelli gereksinimleri karşılamazlar. Yıllar içinde, hasta sonuçlarını, hasta ventilatör senkronizasyonunu iyileştirmek ve hasta güvenliğini artırmak için dünya çapındaki çeşitli yoğun bakım üniteleri, yeni mod arayışı içinde olmuşlardır.

Ventilasyonun mekanik yönlerine ilişkin temel anlayış, ilgili akış ve basıncın fiziğini öğrenmekten gelir. Daha yeni mekanik ventilatör modlarının gerekçesini detaylandırmadan önce, ventilasyondaki temel kavramları anlamak çok önemlidir. Mekanik ventilatörün yardımcı/yapay bir nefesi başlatma, sürdürme ve sonlandırma yeteneği "solunum sistemindeki hareket denkleminde" gelir [2,3]. Hareket denklemi, bir nefes vermek için gerekli olan basıncın iki bileşeni olduğunu varsayar; akciğerlerin ve göğüs duvarının elastik geri tepmesinin üstesinden gelmek için basınç (P-elastance) ve hava yollarında akışa neden olmak için gereken basınç (P-resistive).

$P\text{-toplam} = P\text{-elastance} + P\text{-resistive}$

Matematiksel olarak;

$P\text{-resistive} = \text{Akış (A)} \times \text{Hava yolu direnci (R)}$

$P\text{-elastance} = \text{Hacim (V)} \times \text{Akciğer elastansı (E)}$

Böylece, denklem " $P = AxR + VxE$ " olur.

Mekanik ventilatörler de yukarıdaki formülasyonda belirtilenler den hariç, hedeflenen yada kontrol edilmeye çalışılan başka değişkenlerde mevcuttur.

Temel Ventilasyon Modları ile İlgili Sorunlar

Yoğun bakımda mekanik ventilatöre bağlı hastalarda, klinisyen tıbbi endikasyonlar doğrultusunda cihazı ayarlar. Kullanılması gereken moda göre; hedef hacim veya basınç değerini, PEEP (expiriyum sonu basınç değeri) değerini, oksijen yüzdesini, inspiriyum süresini, soluk sayısını ve limit değerlerini klinisyen belirler. Bu değerler ile hasta solutulur. Ancak hastanın tedavi sürecinde bu ayarlanan değerlerden daha farklı değerlerde hastanın ihtiyacı olabilir. Ayrıca hareketin eşitliği denkleminde ki değişkenlerde soluktan soluğa bile değişebilir. Klinisyen hastanın bu değişen ihtiyaçlarına göre cihazın ayarlarını değiştirir. Ancak klinisyen hastanın ihtiyaçlarına göre cihazı anlık olarak değiştiremez. Günde yapılan değişim sayısı ihtiyacın çok altında kalmaktadır [4,5].

Sensör teknolojisinin gelişmesi, mekanik ventilatörler de elektronik sistemlerinin kullanımının artması ile, soluktan soluğa hasta ile ilgili değişkenleri algılayan ve buna uygun cihaz ayarında değişiklik yapan kapalı devre (closed-loop) mekanik ventilasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Kapalı devre mekanik ventilasyon, çok basitten nispeten karmaşık olana kadar çok sayıda tekniği kapsar. En basit haliyle, kapalı döngü ventilasyon, bir giriş değişkeninin ölçümüne dayalı olarak mekanik ventilatörün bir çıkış değişkeninin kontrolüdür. Bir örnek, inspirasyon boyunca basıncı (giriş) sabit tutmak için akışın (çıkış) sürekli değiştiği basınç destekli ventilasyon olabilir. Kapalı döngü ventilasyonun daha karmaşık biçimleri, birden fazla çıktığı (örneğin, ventilatör frekansı, hava yolu basıncı, tidal hacim) kontrol etmek için birden çok girdinin (örneğin, kompliyans, oksijen saturasyonu, solunum hızı) ölçülmesini içerir. İkinci tip kontrol, insan fizyolojisinin solunum kontrolünü ve tepkisini daha yakından taklit eder [6].

Adaptif Destek Ventilasyonu

Otis 1950 yılında minimum solunum işini hedefleyerek, optimal soluk sayısını tanımlamıştır. Bu tanımlamayı formülasyon ile ortaya koymuştur. Laubscher ve arkadaşları klinik olarak ilk defa "Adaptif Destek Ventilasyonu" tanımlamıştır. Adaptif Destek Ventilasyonu 1998 yılında Avrupada, 2007 yılında ABD'de ticari olarak kullanıma başlandı. Adaptif ventilasyon kapalı döngü ile kontrol edilen moddur. Klinisyen maximum plato basıncını ve ideal kiloya göre hedeflediği dakika ventilasyonu belirler. Hastadan gelen verilere göre otomatik olarak modu ve ayarları mekanik ventilatör belirler. Bunu yaparken

WOB (solunum işi)'u azaltmayı, volutravma-barotravma – hava hapsini engellemeyi hedefler.

Adaptif Destek Ventilasyonu, hastanın solunum eforuna ve mekaniklerine (rezistans ve kompiyans), göre değişiklik gösteren moddur. Bu modda hastanın dakika ventilasyonu garanti edilir. Dakika ventilasyonu; ideal vücut ağırlığına (IBW) göre dakikada 0.1 L olacak şekilde hesaplanır [7]. Hasta için gereken dakika ventilasyon miktarı belirlendikten sonra adaptif modun hedefi; hastanın solunum iş yükünü minimuma indirmektir. Hastanın solunum iş yükünün minimuma indirmek için Otis denklemi kullanılır.

Otis Denklemi: $f = \sqrt{[1 + 2xaxRCe(Ve - fxVd)/Vd - 1]}/a \times RCe$
f: soluk sayısı, RCe: ekspiratuar zaman sabiti (havayolu direnci X akciğer kompiyansı), Ve: hedef dakika ventilasyonu, Vd: ölü boşluk ventilasyonu, a: flow paternine dayanan faktör sinüzoidal akımlar için $2\pi/60$ [8].

Adaptif mod, akciğerin direnç ve kompiyans değerlerini hesap etmek için ilk üç solukta sabit değerleri ile hastayı solutur. İlk üç test soluğundan sonra direnç ve kompiyans değerlerini ölçer. Direnç ve kompiyans değerlerinin çarpımı ile zaman sabiti elde edilir. Daha sonra Otis formülü ile bir dakika için ideal soluk sayısını hesaplar ve bir dakika içerisinde bu hesaplanan soluk sayısına ulaşmaya çalışır. Adaptif modda Otis denklemi ile elde edilen sonuç soluktan soluğa tekrar hesaplanır. Hedef dakika ventilasyon değeri, soluk sayısına bölünerek hastanın her bir soluk için tidal hacmi (Vt) belirlenir (Vt=dakika ventilasyon/soluk sayısı). Bu şekilde hastanın solunum iş yükü minimumda tutulmaya çalışılır. Dakika soluk sayısı belirlendikten sonra soluk sıklısları (inpirasyon için gereken zaman ile expirasyon için gereken zamanın toplamı) belirlenir. İnspiryum; hasta eforu varsa, solunum tetikleme aktif ve tabiki de hastanın eforu tetiklemeye yetecek kadar ise hasta tarafından başlatılacaktır. Eğer hasta inspiryum başlatamıyor ise inspiryum mekanik ventilatör tarafından başlatılacaktır. Hasta hedeflenen soluk sayısına ulaşamıyor

ise adaptif mod SIMV (synchronize intermittent mandatory ventilation) gibi çalışacak. Daha açık bir ifade ile; inspiryum mekanik ventilatörün başlattığı, volüm hedefli, basınç kontrollü, zaman döngülü solunum desteği hastaya sağlanacak. Eğer hasta kendi eforu ile inspiryum tetikleyebiliyorsa o zaman; inspiryum hastanın başlattığı, volüm hedefli, basınç kontrollü, akım döngülü solunum desteği hastaya sağlanmış olur. Yukarıdaki ifadelerden de anlaşılacağı üzere adaptif modda tüm soluklar volüm hedefli, basınç kontrollüdür.

Spontan soluk sayısı < hedef solunum hızı ise; SIMV soluk sayısı artırılır

Spontan soluk sayısı > hedef solunum hızı ise; SIMV soluk sayısı azaltılır

Spontan soluk sayısı = hedef solunum hızı ise; SIMV soluk sayısı değiştirilmez

Adaptif modda hedeflenen tidal hacim; dakika ventilasyon/hedeflenen soluk sayısı (Otis formülü ile elde edilen ideal soluk sayısı) formülü ile hesap edilir. Hedeflenen tidal volüm hastaya basınç kontrolü ile verilmeye çalışılır.

Mevcut Vt < hedeflenen Vt ise; inspiratuar basınç artırılır

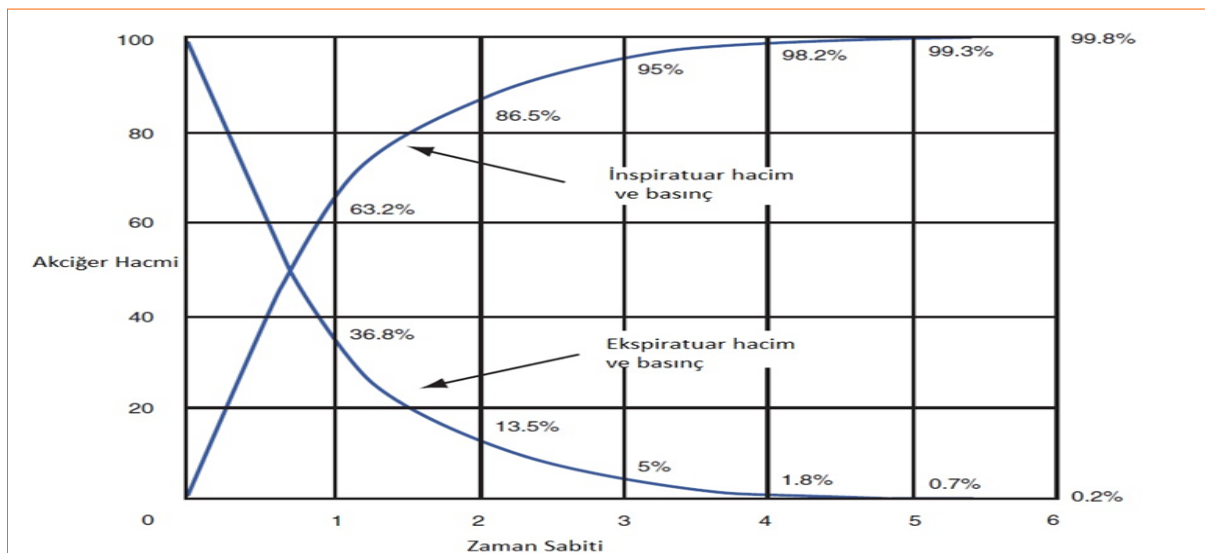
Mevcut Vt > hedeflenen Vt ise; inspiratuar basınç azaltılır

Mevcut Vt = hedeflenen Vt ise; inspiratuar basınç değiştirilmez.

Her solukta hesaplamalar yapılarak hedeflenen soluk sayısı, hedeflenen soluk hacmi ve gerekli inspiratuar basınç (Pinspiryum) yeniden belirlenir [5].

İnspiratuar ve Ekspiratuar Zaman Sabiti (RCi ve RCe)

Akciğerlerin dolma ve boşalma hızını belirler. Zaman sabiti akciğerlerin rezistans ve kompiyans (kompiyans=1/elastisite) değerlerinin çarpımı ile elde edilir. Çarpım sonucu çıkan sonuca '1 zaman sabiti' denir. Figür-1'de akciğerler hacminin zaman sabiti ile dolma ve boşalma oranları verilmiştir [9]. Akciğerlerin %95'nin dolması için inspiryumun 3 RCi kadar



Figür 1. Zaman sabitine göre akciğerlerin dolma ve boşalma oranları [9]

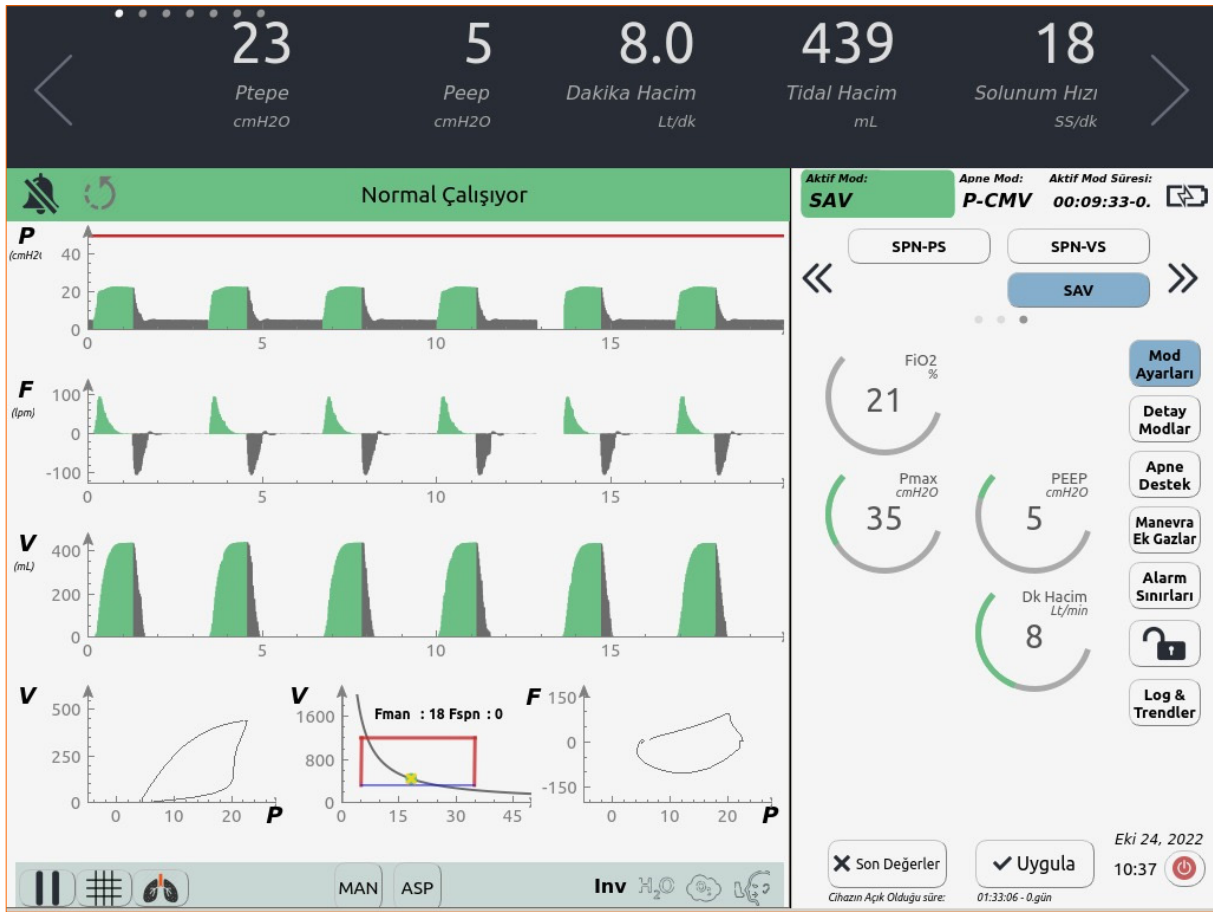


Figure 2. Biyovent Marka Solunum Cihazının Örnek SAV (adaptif mod) ayarlama ekranı

sürmesi gerekir. Ayrıca akciğerlerin %95'nin boşalması için de 3 R_{CE}, %98'nin boşalması için 4 R_{CE}, %99'nun boşalması için 5 R_{CE} kadar sürenin geçmesi gerekir. Hastalarda oto-PEEP gelişmemesi için R_{CE} göz önüne alınarak ekspiryum sürelerinin kullanıcı tarafından belirlenmesi gerekir [9]. Anlatılan bu zaman sabiti, inspiryum ve expiryum sürelerinin belirlenmesi tüm mekanik ventilatör modları için geçerlidir, herhangi bir modda ayarlamalar yapılırken göz önünde mutlaka bulundurulmalıdır.

İnspiryum, ekspiryum oranı; zaman sabiti kullanılarak ideal inspiryum-ekspiryum süreleri tespit edildikten sonra, soluk siklus süresinde göz önünde bulundurularak belirlenmelidir. Ölçüm ve/veya hesaplamalar yapılmadan, 1:2 veya 1:3 gibi inspiryum-ekspiryum oranının ezberle ayarlanması çoğu zaman doğru değerler olmayacaktır.

Kaynaklar

1. Fernández J, Miguelena D, Mulett H, Godoy J, Martín-Torres F. Adaptive support ventilation: State of the art review. *Indian J Crit Care Med* 2013;17:16-22.
2. Lucangelo U, Bernabè F, Blanch L. Lung mechanics at the bedside: Make it simple. *Curr Opin Crit Care*. 2007; 13 :64-72.
3. Lucangelo U, Bernabè F, Blanch L. Respiratory mechanics derived from signals in the ventilator circuit. *Respir Care*. 2005; 50 :55-65.
4. Mireles-Cabodevila E, Hatipoglu U, Chatburn RL. A rational framework for selecting modes of ventilation. *Respir Care*.2013; 58 :348-66.
5. Erdoğan M. 2021. Mekanik Ventilatör Modlarının Temelleri (1. baskı), Ankara, Akademisyen Yayınevi, ISBN:978-625-7354-16-5.
6. Branson RD, Johannigman JA, Campbell RS, Davis K Jr. Closed-loop mechanical ventilation. *Respiratory Care*. 2002 Apr;47(4):427-51.
7. J.M. Cairo. 2012. Initial Ventilator Settings. *PILBEAM'S Mechanical Ventilation Physiological and Clinical Applications*. 5 th edition. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc: 2012, 85-102
8. Otis, A. B. W. O. Fenn, and H. Rahn. Mechanics of breathing in man." *J. appl. Physiol* 2.11 (1950): 592-607.
9. J.M. Cairo. Basic Terms and Concepts of Mechanical Ventilation. *PILBEAM'S Mechanical Ventilation Physiological and Clinical Applications*. 5 th edition. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc: 2012, 2-15