

T.C.

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
ANESTEZİYOLOJİ VE REANİMASYON ANABİLİM DALI

**ÜST BATIN CERRAHİSİNDE BASINÇ VE HACİM KONTROLLÜ
VENTİLASYONUN MEKANİK GÜÇ AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

DR. REYHAN NİL KIRŞAN

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. ZERRİN SUNGUR

İSTANBUL 2022

T.C.

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
ANESTEZİYOLOJİ VE REANİMASYON ANABİLİM DALI

**ÜST BATIN CERRAHİSİNDE BASINÇ VE HACİM KONTROLLÜ
VENTİLASYONUN MEKANİK GÜÇ AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

DR. REYHAN NİL KIRŞAN

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. ZERRİN SUNGUR

İSTANBUL 2022

TEŞEKKÜR

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı'ndaki uzmanlık eğitimim süresince çalışma disiplini kendime örnek aldığım, derin bilgisinin yanında mütevazılığı ve herkesle iletişimiyle de örnek bir insan olan Anabilim Dalı Başkanımız ve tez hocam Sn. Prof. Dr. Zerrin Sungur'a,

Eğitim sürecimde öğrencileri olmaktan gurur duyduğum değerli hocalarım Sn. Prof. Dr. Figen Esen, Sn. Prof. Dr. Ali Emre Çamcı, Sn. Prof. Dr. Mert Şentürk, Sn. Prof. Dr. Gül Köknal Talu, Sn. Prof. Dr. Perihan Ergin Özcan, Sn. Prof. Dr. Mukadder Orhan Sungur, Sn. Doç. Dr. Meltem Savran Karadeniz, Sn. Doç. Dr. A. Kemalettin Koltka, Sn. Doç. Dr. Emine Aysu Şalvız, Sn. Doç. Dr. Mehmet İlke Büget, Sn. Doç. Dr. Demet Altun Bingöl, Sn. Doç. Dr. Ahmet Ali, Sn. Doç. Dr. Günseli Orhun, Sn. Dr. Öğretim Üyesi Hacer Ayşen Yavru ve Sn. Dr. Öğretim Üyesi Halil Çetingök'e; eğitimim süresince daima desteklerini gördüğüm Sn. Uzm. Dr. Giray Halil Varansu, Sn. Uzm. Dr. Basri Akdoğan, Sn. Uzm. Dr. Nükhet Sivrikoz, Sn. Uzm. Dr. Özlem Turhan, Sn. Uzm. Dr. Müşerref Beril Dinçer, Sn. Uzm. Dr. Özlem Polat, Sn. Uzm. Dr. İlkay Anaklı, Sn. Uzm. Dr. Ebru Emre Demirel, Sn. Uzm. Dr. Nur Canbolat, Sn. Uzm. Dr. Esra Saka Ersin, Sn. Uzm. Dr. Ömür Aksoy Gökkaya'ya, Sn. Uzm. Dr. Emre Sertaç Bingöl'e,

Şu an emekli olan, asistanlık dönemimde Anabilim Dalı Başkanımız aynı zamanda da asistanlara babalık yapmış olan Sn. Prof. Dr. Kâmil Mehmet Tuğrul'a ve Sn. Prof. Dr. Tülay Özkan Seyhan'a,

Asistanlık hayatımı benim için daha güzel hale getiren şu an uzman olmuş bütün kıdemlilerime ve birlikte çalışmakta olduğum asistan arkadaşlarıma,

Başta tezimin yürütülmesinde büyük katkıları olan Özgür Cimşit olmak üzere tüm sağlık personellerimize, her sorunumuzda yardımlarını esirgemeyen kürsü sekreterliği ekibimiz ile anestezi teknikeri, hemşire ve laborant arkadaşlarıma

Son olarak eğitim hayatım boyunca en iyi eğitimi alabilmem ve kendi ayakları üzerinde durabilen özgür bir kadın olabilmem için fedakarca çaba gösteren annem Ayşe Arzu Kırşan'a, babam Atilla Kırşan'a, beni büyüten, benim için dünyadaki en kıymetli varlıklardan biri olan canım babaannem Arife Kırşan'a ve etrafındaki herkesi mucizevi bir şekilde neşelendirebilen rahmetli canım dedem İbrahim Kırşan'a, hayallerimi gerçekleştirmem için beni her zaman cesaretlendiren, her anımda sabırla yanımda olan, sonsuz sevgi ve şefkatini yorulmadan bana veren ve dünyamı güzelleştiren Merve Akar'a, asistanlığa başladığım günden beri bana ablalık yapan, beni koruyup kollayan, iş disiplini ve azmiyle kendime her zaman örnek aldığım, aynı

zamanda tezimin yapımında da bana çok yardımcı olan ablam Binnur Cavdaroğlu'na, tezimdeki karmaşık matematiksel hesaplamaları üstün Excel bilgisiyle kolay hale getiren, dünyadaki en iyi kalpli ve düşünceli insanlardan biri olan sevgili Berrin Ayar'a, hiçbir ricamı geri çevirmeyen çalışkan ve zeki arkadaşım Mert Canbaz'a sonsuz teşekkür ederim.

Dr. Reyhan Nil Kırşan



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜRLER

KISALTMALAR DİZİNİ

ŞEKİLLER DİZİNİ

TABLolar DİZİNİ

ÖZET

ABSTRACT

I.	GİRİŞ	2
II.	GENEL BİLGİLER	4
III.	AMAÇ	15
IV.	GEREÇ VE YÖNTEM	16
V.	İSTATİSTİK	19
VI.	BULGULAR	20
VII.	TARTIŞMA	27
VIII.	SONUÇ	31
IX.	KAYNAKLAR	32

Kısaltmalar Dizini

HKV: Hacim Kontrollü Ventilasyon

BKV: Basınç Kontrollü Ventilasyon

ASA: ASA: American Society of Anesthesiologists (Amerikan Anestezi Derneği) Risk Skorlaması

PEEP: Positive End Expiratory Pressure - Ekspiryum Sonu Pozitif Basınç

İVA: İdeal Vücut Ağırlığı

ARDS: Akut Respiratuar Distres Sendrom

PPK: Postoperatif Pulmoner Komplikasyon

MP: Mechanical Power

VCV: Volume Controlled Ventilation

PCV: Pressure Controlled Ventilation

Şekiller Dizini

Şekil 1: İki farklı ventilasyon modunda güç bileşenlerinin farklılığı

Şekil 2: a, c 5 ve 15 cmH₂O PEEP'te (y eksenini) hesaplanan mekanik güç, ölçülen gücün (x eksenini) bir fonksiyonu olarak çizilir

Şekil 3: Korelasyon ve Bland-Altman grafikleri

Şekil 4: Basınç kontrollü ventilasyon (2a-c) ile hacim kontrollü ventilasyon (1a-c) karşılaştırması

Şekil 5: Üst batin cerrahisinde basınç ve hacim kontrollü ventilasyonun mekanik güç açısından karşılaştırıldığı hastalar

Şekil 6: Grup 1 mekanik güç değerleri

Şekil 7: Grup 2 mekanik güç değerleri

Şekil 8: İki grubun mekanik güç değerleri

Tablolar Dizini

Tablo 1: Mekanik güç formülleri

Tablo 2: Çalışma dizaynı

Tablo 3: Demografik veriler

Tablo 4: İki farklı grupta aynı mekanik ventilasyon modlarının karşılaştırılması

Tablo 5: Ortalama total mekanik güç ortalaması üzerinde etkili olan faktörlerin değerlendirilmesi

Tablo 6: Farklı zaman aralıklarında aynı ventilasyon stratejilerinin değerlendirilmesi

ÖZET

Üst batin cerrahisinde basınç ve hacim kontrollü ventilasyonun mekanik güç açısından karşılaştırılması

Amaç: Yapay solunumun oluşturduğu mekanik güç, yeni bir kavram olarak farklı bileşenlerin akciğerdeki etkisini değerlendirebilmeye olanak sağlayabilmektedir. Ayrıca yoğun bakım ve anestezi de akciğer hasarı ile ilişkilendirilmektedir. Bu çalışmada; anestezi pratiğinde sıkça kullandığımız iki farklı ventilasyon modu olan hacim kontrollü ventilasyon (HKV) ve basınç skontrollü ventilasyondaki (BKV) mekanik güçlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve yöntem: Etik kurul onayını takiben, ASA sınıflaması I-II olan 66 hasta prospektif randomize çalışmaya dâhil edildi; farklı nedenlerle 6 hasta araştırma dışı bırakıldı. Birinci gruptaki (G1) hastalara mekanik ventilasyon 6-8 ml/İVA (ideal vücut ağırlığı), 12 dakika solunum sayısı, 5 PEEP (positive end expiratory pressure - ekspiryum sonu pozitif basınç) ile HKV modunda mekanik ventilasyona başlandı. 10 dakika aralıklarla 3 ölçüm alındıktan sonra aynı tidal hacmi oluşturacak, 12 dakika solunum sayısı, 5 PEEP olacak şekilde BKV moduna geçildi. 10 dakika “washout” a izin verildikten sonra 10’ar dakika aralıklarla 3 ölçüm alındı ve bu mekanik ventilasyon değişimleri ve ölçümler vaka boyunca devam ettirildi. Grup 2’deki (G2) hastalara ise mekanik ventilasyon; BKV modunda 6-8ml/İVA tidal hacim oluşturacak şekilde basınç değeri, 12 dakika solunum sayısı ve 5 PEEP ayarlanıp başlandı. Onar dakika aralıklarla 3’er ölçüm alındıktan sonra aynı tidal hacim, dakika solunum sayısı ve PEEP oluşturacak şekilde HKV moduna geçildi. 10 dakika “washout” a izin verildikten sonra 10 dakika aralıklarla 3 ölçüm alındı ve ventilasyon değişimleri ile ölçümler vaka süresince devam ettirildi. Postoperatif pulmoner komplikasyonlar ve yatış süreleri kaydedildi.

Bulgular: Çalışma 60 hasta ile tamamlandı. İki grup arasında demografik ve cerrahi veriler arasında fark yoktu. HKV modunda hesaplanan ortalama mekanik güç değerleri BKV modundan anlamlı olarak düşük bulundu (8.48 ± 2.59 vs 11.99 ± 3.5 J/dk) ($p < 0,001$). İki gruptaki aynı mekanik ventilasyon modlarında hesaplanan mekanik güç değerleri arasında anlamlı fark saptanmadı. Aynı gruptaki aynı mekanik ventilasyon modları arasında da mekanik güç açısından anlamlı fark saptanmadı. Postoperatif pulmoner komplikasyona rastlanmadı, G1 ve G2 de yatış süreleri benzerdi.

MP	Grup 1 (HKV->BKV)	Grup 2 (BKV->HKV)	
HKV1	8,4±2,3	8,3±2,9	0,932 ^a
BKV1	12±3,1	11±3,1	0,282 ^a
HKV2	8,8±2,6	8,2±2,4	0,340 ^a
BKV2	12,9±3,5	11,6±3,5	0,167 ^a
HKV3	9±2,7	8,2±2,8	0,255 ^a
BKV3	13,1±4	11,2±3,6	0,062 ^a

HKV: Hacim kontrollü ventilasyon, BKV: Basınç kontrollü ventilasyon, MP: Mechanical Power (Mekanik güç)

a.Student-t testi

Sonuç: Literatürde ilk kez HKV ile BKV'nin sağlıklı akciğerde karşılaştırıldığı bu çalışmada, HKV anlamlı olarak daha düşük bir mekanik güce yol açmaktadır. Bu farkta iki mod arasında akım eğrilerinin rol oynadığını; dolayısıyla BKV'de rezistif bileşenin etkin olduğunu düşünmekteyiz. Çapraz çalışma modeli uygulanan hastalarımızda başlangıç ventilasyon modunun, mekanik güç üzerinde etkisi görülmemiştir. Mekanik gücün farklı bileşenlerinin etkisini aydınlatacak daha geniş çalışmalara ihtiyaç vardır.

ABSTRACT

Comparison of pressure and volume controlled ventilation in terms of mechanical power in upper abdominal surgery

Objective: The mechanical power created by mechanical ventilation, as a new concept, can enable to evaluate the effect of different components in the lung. It is also associated with lung damage in intensive care and anesthesia. The aim of this study is to compare the mechanical power of volume-controlled ventilation (VCV) and pressure-controlled ventilation (PCV), which are two different ventilation modes that we frequently use in anesthesia practice.

Materials and methods: Following ethics committee approval, 66 patients with ASA classification 1,2 were included in the prospective randomized study. 6 patients were excluded from the study for different reasons. One patient was excluded from the study due to having a saturation value of 95% during preoperative monitoring. The patients in the 1st group were started to be ventilated in VCV mode with 6-8 ml/ibw, respiratory rate of 12, 5 PEEP (positive end expiratory pressure). After 3 measurements were taken at 10-minute intervals, mechanical ventilation mode was switched to PCV to form the same tidal volume, with a respiratory rate of 12 per minute and a PEEP of 5. After allowing 10 minutes of “washout”, 3 measurements were taken at 10-minute intervals and these mechanical ventilation changes and measurements were continued throughout the case. For the patients in group 2, mechanical ventilation was started at PCV mode by adjusting the pressure value to form a tidal volume of 6-8 ml/ibw, respiratory rate of 12 and 5 PEEP. After 3 measurements were taken at 10-minute intervals, the same tidal volume, respiratory rate and PEEP values were set at VCV. After allowing 10 minutes of “washout”, 3 measurements were taken at 10-minute intervals and measurements were continued throughout the case with ventilation changes.

Results: The study was completed with 59 patients. Mechanical power values calculated in VCV mode were found to be significantly lower than PCV mode (8.48 ± 2.59 vs 11.99 ± 3.5 J/dk) ($p < 0.001$). There was no significant difference between the calculated mechanical power values in the same mechanical ventilation modes in the two groups. There was no significant difference in mechanical power between the same mechanical ventilation modes in the same group. No

postoperative pulmonary complications were encountered, and the length of stay in G1 and G2 was similar.

MP	Group 1 (VCV->PCV)	Group 2 (PCV->VCV)	
VCV1	8,4±2,3	8,3±2,9	0,932 ^a
PCV1	12±3,1	11±3,1	0,282 ^a
VCV2	8,8±2,6	8,2±2,4	0,340 ^a
PCV2	12,9±3,5	11,6±3,5	0,167 ^a
VCV3	9±2,7	8,2±2,8	0,255 ^a
PCV3	13,1±4	11,2±3,6	0,062 ^a

VCV: Volume controlled ventilation, PCV: Pressure controlled ventilation, MP: Mechanical Power

a.Student-t test

Conculusion: For the first time in the literature, we compared the mechanical power of VCV and PCV in healthy lung. VCV leads to a significantly lower mechanical power. The flow curves between the two modes play a role in this difference; therefore, we think that the resistive component is effective in PCV. The initial ventilation mode had no effect on MP in our patients with the crossover model. Larger studies are needed to elucidate the effect of different components of mechanical power.

I. GİRİŞ

Yapay solunum anestezi uygulamasının vazgeçilmez bir parçası olmakla birlikte fizyolojik sayılamaz. Yine yoğun bakım pratiğinde hayat kurtarıcı olan yapay solunumun akciğerde yarattığı hasar 200 yılı aşkın süredir tartışılmaktadır. Günümüzde barotravma, volütravma, biyotravma, enflamasyonun tetiklenmesi gibi farklı mekanizmalarla yapay solunumun akciğerde hasar yaptığı kabul edilmektedir (1-3).

Anestezi pratiğinde en sık olarak hacim kontrollü ventilasyon (HKV) ve basınç kontrollü ventilasyon (BKV) modları kullanılmaktadır. Anestezi indüksiyonu sonrası sağlıklı akciğerde en güvenli ventilasyon için hastaya en düşük basınçla hedeflediğimiz tidal hacmi sağladığımız modu seçmekteyiz.

Son yıllarda akut respiratuar distres sendrom (ARDS) hastalarında ventilatör ilişkili akciğer hasarının değerlendirilmesinde mekanik güç formülü kullanılmaya başlanmıştır (4). Bu formül (mekanik güç) öncelikle HKV modunda tanımlanmış (5) sonrasında BKV için de oluşturulmuştur.

Basınç kontrollü ventilasyon için mekanik güç (6):

$$MP_{PCV} = 0.098 \cdot RR \cdot V_t \cdot \left[PEEP + \Delta P_{insp} \cdot \left(1 - e^{\frac{-T_{insp}}{R \cdot C}} \right) \right]$$

Hacim kontrollü ventilasyon için mekanik güç (7):

$$Power_{rs} = 0.098 \cdot RR \cdot \left\{ \Delta V^2 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot E_{rs} + RR \cdot \frac{(1 + I : E)}{60 \cdot I : E} \cdot R_{aw} \right] + \Delta V \cdot PEEP \right\}$$

(RR: Respiratory Rate-Dakika solunum sayısı, Vt: Volume Tidal-Tidal hacim, PEEP: Positive End Expiratory Pressure-Ekspiryum sonu pozitif basınç, ΔP_{insp} :İnspiratuar basınçtaki değişim, Tins: İnspiryum süresi, R: Rezistans , C: Compliance-Kompliyans, I:E: İnspiryum Ekspiryum oranı)

Akciğerlere uygulanan mekanik gücün niceliğine bağlı olarak akciğer parankiminde mekanik parçalanmadan (8) enflamasyon gelişimine kadar (makrofaj, nötrofil, epitelyal veya endotelyal hücrelerin aktivasyonuna bağlı) geniş spektrumlu ventilasyon ilişkili akciğer hasarı oluşabilir (9-11). Deneysel örnekler ve ARDS hastalarındaki çalışmaların yanında anestezi uygulamasında mekanik güç çalışması nispeten daha kısıtlıdır.

Yukarıda belirttiğimiz formüller yardımıyla üst batın cerrahisi geçirecek olan hastalarda iki farklı ventilasyon modunda (HKV ve BKV) mekanik gücü karşılaştırmayı hedefliyoruz.



II. GENEL BİLGİLER

A. ENERJİ VE GÜÇ

Karşı koyulmamış bir kuvvetin bir cismi (Ör: Akciğer) hareket ettirmesiyle mekanik iş yapılmış olur (12,13). Bir cisme uygulanan kuvvete karşı koyulmazsa kuvvet cismin kütlesini ivmelendirir.

Kuvvet : Kütle x İvme.

İvmelendiren kuvvete sürtünme ya da elastans gibi zıt bir kuvvet uygulanırsa ivmelendiren kuvvetin etkisi azalır (14). İş yapabilme kapasitesi “enerji” olarak adlandırılır. Bir sistemin mekanik enerjisi potansiyel (statik) ve kinetik (hareket) olarak ikiye ayrılabilir. Kinetik enerji bir cismi deforme edebilir, sürtünme ile ısı oluşturabilir ya da potansiyel enerjiye dönüşebilir. Güç ise bir sistemin birim zamanda yaptığı işe denir.

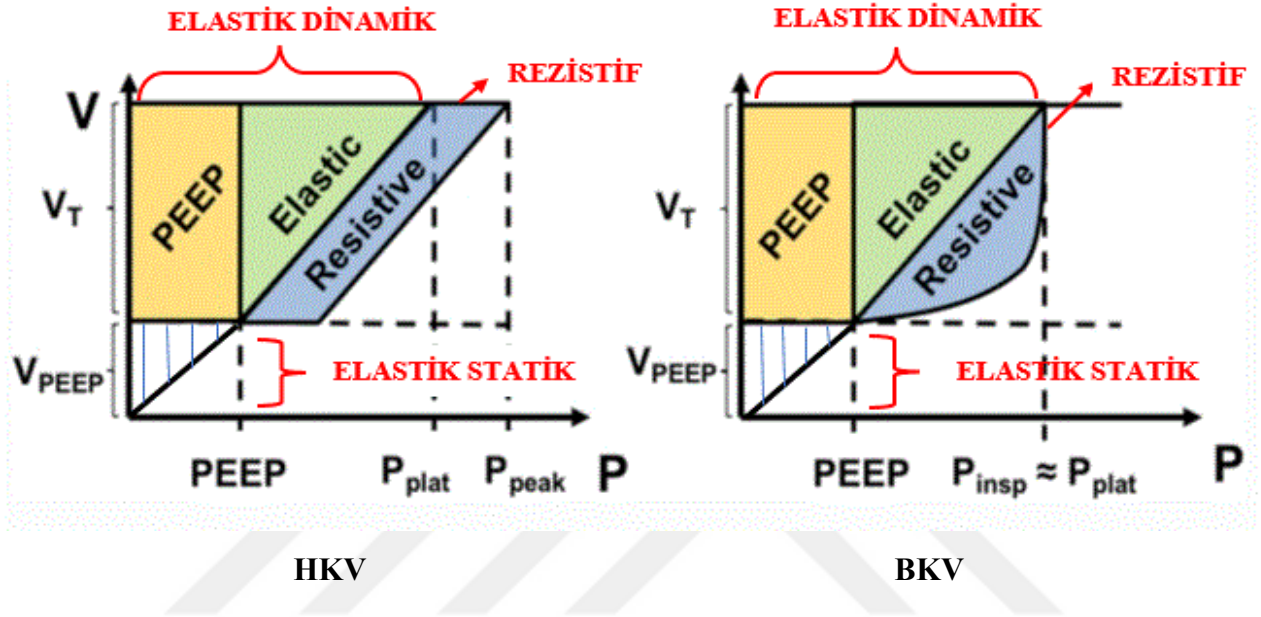
Bu kavramları akciğerlerde kullanacak olursak akciğere uygulanan basınç birim alana uygulanan kuvvettir ve bu kuvvetin sonucunda akciğerlerde bir hacim elde edilir. Uygulanan basınç ve elde edilen hacim değişiminin çarpılmasıyla “iş” elde edilir (12,13).

Akciğeri hareket ettirmeyen basınçlar (Pplat ve PEEP) bir iş yapmamış ya da enerji açığa çıkarmamış olur onun yerine potansiyel enerji olarak depolanır. Akciğerlerde solunum depolanmış potansiyel enerji, total PEEP (PEEP_t= PEEP+auto-PEEP) ile başlar ve inspiryum sonundaki basınç (Pplat) oluşana kadar devam eder. Tidal enerji akciğer yapılarının deforme olup genişlemesine, elastik gerilimin oluşmasına neden olur. İnspiryum sonundaki solunum sisteminde depolanmış olan potansiyel enerjinin sonucunda ekspiryum başlar (14).

Mekanik gücü bir solunum siklusunda akciğer şişerken oluşan enerji ile solunum sayısının çarpımı olarak tanımlayabiliriz (Joules x siklus/dakika). Akciğerde mekanik ventilasyona bağlı oluşabilecek hasarı belirleyen uygulanan mekanik güçtür. Yukarıdaki formülden yola çıkacak olursak akciğerin maruz kaldığı gücün uygulanma süresinin de akciğer hasarı oluşmasında önemli olduğunu anlayabiliriz (15).

B. MEKANİK GÜÇ FORMÜLLERİ

Günümüzde mekanik güç hesaplamak için hem HKV hem BKV modunda formüller bulunmaktadır. Altın standart yöntem “geometrik metot” tur. Geometrik metot basınç-hacim grafiğinde eğri ve hacim aksının (y aksı) arasında kalan alanın hesaplanmasıyla elde edilir.



HKV: Hacim Kontrollü Ventilasyon BKV: Basınç Kontrollü Ventilasyon P: Pressure (Basınç) V:Volume (Hacim) PEEP: Positive End Expiratory Pressure Pplat: Plateau Pressure (Plato basıncı) Ppeak: Peak Pressure (Tepe basıncı) P_{insp}: Pressure Inspiratory (İnspiratuar basınç) VT: Tidal hacim

Şekil 1: İki farklı ventilasyon modunda güç bileşenlerinin farklılığı (16)

Şekil 1 ‘de görüldüğü üzere hem HKV hem BKV modunda soluk başına mekanik güç inspiratuar basınç eğrisi ve hacim (y-aksı) arasında kalan alan ile hesaplanabilir. Bu alanın hesaplaması bize Joule cinsinden değer verir, bu değer in dakika solunum sayısı ile çarpılmasıyla da (Joule/dakika) mekanik güç hesaplanır (17). Mekanik güç formülü elastik statik, elastik dinamik ve rezistif komponentlerden oluşur.

Mekanik gücün geometrik formülle hesaplanmasının zorluğu araştırmacıları mekanik gücü formüle etmeye sürüklemiştir. Aşağıda günümüze kadar oluşturulmuş olan mekanik güç formülleri bir tablo halinde bulunmaktadır (18).

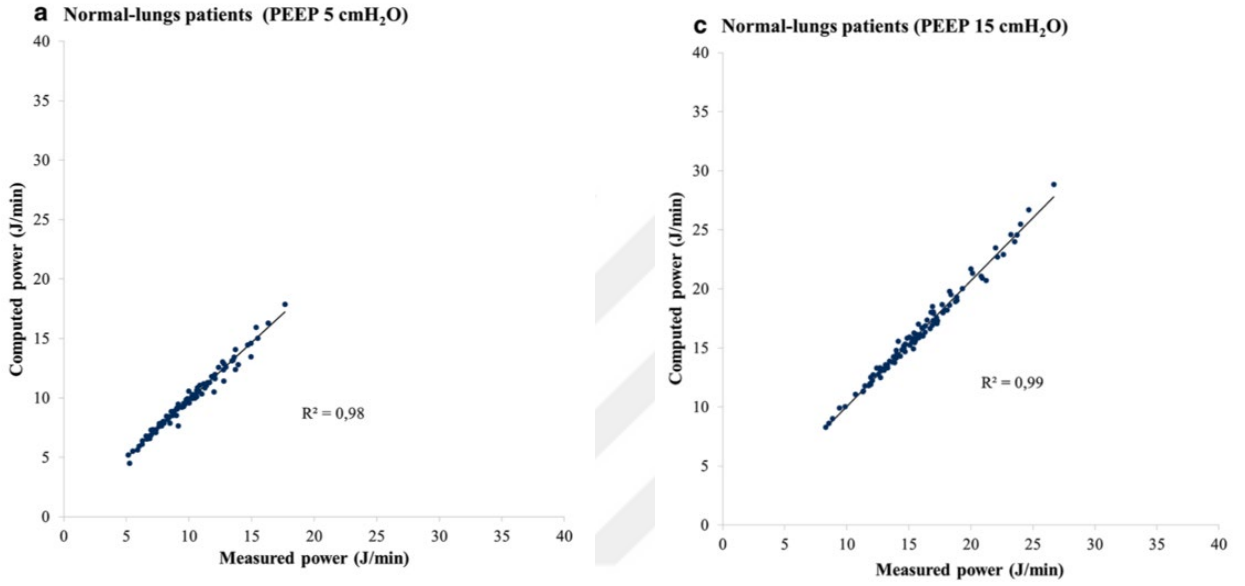
Tablo 1: Mekanik güç formülleri

MEKANİK GÜÇ (J/DK)						
	İnspiryum Gücü (cmH2O.L/DK)					
	İnspiryum işi (cmH2O.L)				Solum Sayısı	Konversiyon Faktörü
	Basmaç (cmH2O)					
	Volüm (L)	Elastik Statik Komponent	Elastik Dinamik Komponent	Direnç Komponenti		
	ΔV	PEEP	$\Delta V \cdot \frac{1}{2}EL_{Tys}$	$RR \cdot \frac{(1 + I:E)}{(60 \cdot I:E)} \cdot R_{aw}$	RR	
VCV			$Peak\ Pressure = \frac{(Plateau\ Pressure - PEEP)}{2}$		RR	
	ΔV		$\frac{Peak\ Pressure + PEEP + F/6}{2}$		RR	0,1
	ΔV	PEEP	$P_{insp} \cdot \left(1 - e^{-\frac{2T_{insp}}{t}}\right)$		RR	0,098
PVC		$(PEEP + P_{insp}) \cdot \Delta V - P_{insp}^2 \cdot C \cdot \left(0.5 - \left(\frac{R \cdot C}{T_{insp}}\right)^2 + \left(\frac{R \cdot C}{T_{insp}}\right) \cdot \left(1 - e^{-\frac{2T_{insp}}{t}}\right)\right)$		RR	0,098	
		ΔV	PEEP	P _{insp}	RR	0,098

VCV: Volume Controlled Ventilation (Hacim Kontrollü Ventilyasyon) PCV: Pressure Controlled Ventilation (Basmaç Kontrollü Ventilyasyon)

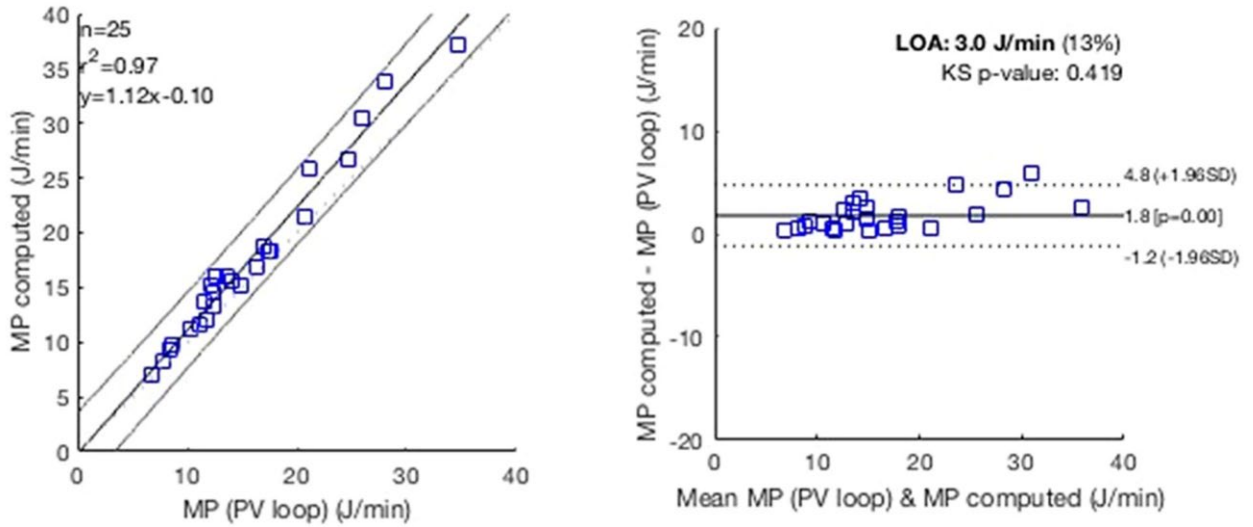
Aşağıda çalışmamızda kullandığımız Gattinoni ve Ark.'ın HKV için oluşturdukları uzun formülü ve Van der Meijden ve Ark.'ın BKV için oluşturdukları formülleri inceleyeceğiz.

Gattinoni ve Ark. yaptıkları çalışmada HKV modu için oluşturdukları formül ile hesaplanan mekanik güç ve geometrik metot ile ölçülen mekanik güç değerlerini karşılaştırmış ve sonuçları oldukça korele bulmuşlardır (7).



Şekil 2: a, c 5 ve 15 cmH₂O PEEP'te (y eksen) hesaplanan mekanik güç, ölçülen gücün (x eksen) bir fonksiyonu olarak çizilir. 5 cmH₂O PEEP'te, $y = 0.9633x + 0.1609$; 15 cmH₂O PEEP'de, $y = 1.0592x - 0.5218$ (19)

Van der Meijden ve Ark ise yaptıkları çalışmada BKV modu için öne sürdükleri formülü altın standart olan basınç-hacim eğrisi alanını hesaplamakla elde edilen mekanik güç değerleriyle mukayese etmiş ve formülleriyle elde ettikleri sonuçları altın standart ile elde edilen değerlerle korele bulmuşlardır (6).



Şekil 3: Korelasyon ve Bland-Altman grafikleri (6)

C. VENTİLATÖR İLİŞKİLİ AKCİĞER HASARI

Mekanik ventilasyonun kullanılmaya başlandığı günden beri akciğer hasarına neden olduğu bilinmektedir (4). Ancak ventilatör ilişkili akciğer hasarı kavramı 1993 yılında ortaya koyulmuştur (20). Ventilatör ilişkili akciğer hasarının bulguları mikro kırıklardan belirgin kırılmalara, yırtılmalara, sitokin üretiminden, beyaz küre birikintilerine, bozulmuş permeabiliteden, intraalveolar kanamalara kadar uzanabilir (4). Klasik olarak ventilatör ilişkili akciğer hasarına dört mekanizmanın neden olduğu söylenmektedir. Bunlar barotravma, volütravma, atelektotravma ve biyotravmadır (21). Yukarıda saydığımız klasik ventilatör ilişkili akciğer hasarı nedenlerinin dışında son yıllarda heterojen akciğer alanlarının mekaniği, akciğere uygulanan stresin frekansı, pulmoner kapillerlerin uygulanan strese yenik düşmesi de ventilatör ilişkili akciğer hasarı nedenlerinden görülmekte olup, kişiselleştirilmiş koruyucu ventilasyon araştırmalarının ilgi odağıdır (21).

Ventilatör ilişkili akciğer hasarı, altta yatan akciğer hastalığı olan hastalarda oldukça irdelenmiş bir kavram olsa da sağlıklı akciğerler üzerindeki etkisi son yıllarda gündeme gelmiştir. Primer akciğer hastalığından bağımsız bir şekilde yoğun bakıma alınan hastalarda da yüksek tidal hacim kullanımının akut akciğer hasarı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (22).

a) Barotravma

Barotravma, akciğer dokusuna uygulanan ve makroskopik parçalanmalara neden olan yüksek basınç ventilatör ilişkili akciğer hasarının ilk tanımlanmış nedenidir (23). Barotravmanın neden olduğu hasarlar arasında pnömotoraks, pnömomediastinum, cilt altı amfizem, hava embolisi gibi patolojiler bulunmaktadır (24). Yetmişli yılların başında hacim kontrollü mekanik ventilasyon ağırlıklı olarak kullanılmaktaydı ve ventilasyon hedefi PaCO₂'yi normal aralıkta tutmaktı. Bu dönemde tansiyon pnömotoraksa bağlı ani ölümlerin önlenmesi için profilaktik toraks tüpü yerleştirilmesi önerilmiştir (25).

Akciğer parankimine zararlı olabilecek basınç miktarı ARMA çalışmasına kadar belirtilmemiştir (26). Mekanik ventilasyon sırasında maksimum tolere edilebilecek havayolu basınç değeri ARMA çalışmasına göre 30 cmH₂O olarak bildirilmiştir. Ancak Tonetti ve arkadaşlarına (4) göre her hastaya tek bir basınç değerini sınır kabul etmek oldukça basit bir yaklaşımdır. Bir basınç değeri bir hasta için yetersizken başka bir hasta için aynı basınç değeri yüksek kalabilir çünkü ventilatör ilişkili akciğer hasarının kaynağı havayollarına uygulanan basınç değil akciğere uygulanan basınçtır (transpulmoner basınç). Buradan yola çıkarak Tonetti ve arkadaşlarına göre eğer bir basınç sınırı koyulacaksa bu havayolu basıncı değil transpulmoner basınç olmalıdır. Havayolu basıncı ve transpulmoner basınç arasında lineer bir ilişki bulunmaktadır. Önemli olan bu lineer ilişkinin eğimidir (27). Bu eğim akciğer elastansının total solunum sistemine olan oranıdır (EL/ETOT). Bu oran toplumda genellikle 0.7 civarında olup 0,2-0,8 arasında değişmektedir (28).

Akciğer hasarı oluşturabilecek bir transpulmoner basınç değeri belirlemek istiyorsak bunu iki farklı elastans eğimi olan hasta üzerinden değerlendirebiliriz. Örneğin sağlıklı bir bireyde (EL/ETOT :0,7) 21cmH₂O'luk transpulmoner basınç değeri 30cmH₂O'luk havayolu basıncına denk gelirken EL/ETOT : 0,8 olan bir hastada 30cmH₂O olan havayolu basıncı, 24cmH₂O'luk transpulmoner basınca denk gelir (29).

Tersine EL/ETOT : 0.2 olan bir hastada (obezite, gebelik) 30cmH₂O'luk havayolu basıncı değeri 6cmH₂O kadar düşük bir transpulmoner basınç değerine denk gelir, bu durum akciğerlerin kapanmasına ve hipoksemiye neden olur (4). Bu bilgilerden yola çıkarak akciğer koruyucu ventilasyon için havayolu basıncı üst sınırı belirlemektense transpulmoner basınç sınırı belirlemek daha doğrudur.

b) Volütravma

Düşük tidal hacmin basınç yüksek dahi olsa hasara neden olmadığı, yüksek tidal hacimlerin ise hasara neden olduğu ilk olarak Dreyfuss ve arkadaşları tarafından sıçanlar üzerinde yapılmış çalışma ile gösterilmiştir (30).

Havayolu basıncı yerine transpulmoner basıncın kullanılması, tidal hacim yerine ise gerilmenin (tidal hacmin dinlenme halindeki akciğer hacmine göre normalize edilmesi) kullanılması ile akciğer hasarına volütravma ya da barotravmanın neden olduğu tartışması anlamını yitirir. Bunu aşağıdaki formülle açıklayabiliriz:

$$P_L = K \cdot \frac{V_T}{FRC}$$

(PL: Transpulmonary Pressure-Transpulmoner basınç, K: Akciğere spesifik elastans, VT: Volume Tidal-Tidal hacim, FRC: Functional Residual Capacity-Fonksiyonel rezidüel kapasite)

Bu formülü bir başka ifade ile açıklayacak olursak;

Stres = Spesifik elastans X Gerilim

Formüllere göre fazla gerilme ile oluşan volütravma, fazla stres uygulanmasıyla oluşan barotravma ile birbirlerine oldukça bağlı kavramlardır (4).

Volütravma ve barotravmanın birbirleriyle ilişkili kavramlar olduğunu bir kenara bırakacak olursak ARMA çalışmasında yüksek tidal hacimlerin düşük tidal hacimlere kıyasla mortalitede %10 artışa neden olduğu kanıtlanmıştır (26).

Akut respiratuar distres sendromlu hastalarda ventilasyon ilişkili akciğer hasarı ve volütravma üzerine oldukça fazla çalışma olsa da sağlıklı akciğerlerde yapılmış volütravma çalışmaları sınırlıdır.

Evans ve ark. (31) pnömonektomi geçiren hastalarda yaptıkları volütravma çalışmasında yüksek tidal hacimlerle ventile edilen hastaların düşük tidal hacimle ventile edilenlere (median 8.3 vs 6.7 ml/İVA, p=0.001) kıyasla postoperatif solunum yetmezliği geliştirme insidanslarını daha yüksek bulmuşlardır.

c) Atelektotravma

Atelektotravma ilk kez Slutksy ve arkadaşlarının (3) sıçanlar üzerinde yaptığı deneysel çalışma ile gözlemlenmiştir. Çalışma sonucunda akciğerin siklik olarak söndürülmesi ve şişirilmesi ile inflamatuvar sitokinlerde belirgin artış görülmüştür.

Atelektotravmanın etkilerini Mead ve arkadaşlarının (32) yaptığı çalışma ile daha yakından inceleyebiliriz. Bu çalışmada bir akciğerin tamamen şişik ve tamamen sönük olan üniteleri üzerindeki farklı stres ve gerilme miktarları incelenmiştir. Tamamen şişik olan akciğer hacmini 10 birim, kollabe olmuş akciğer ünitesinin hacmini ise 1 birim sayarsak fokal stres çarpanı $102/3(4.6)$ olarak belirlenir. Örneğin, total akciğer kapasitesinin oluşmasına neden olan 30cmH₂O'luk transpulmoner basınç lokal olarak $30 \times 4.6 = 139,2$ cmH₂O'luk transpulmoner basınca neden olur.

d) Akım (Flow)

Mekanik ventilasyonda akımın akciğer hasarında önemli etkileri hem teorik (7,33) hem de deneysel olarak (34,35) gösterilmiştir. Akım, akciğerde mekanik ventilasyon sonucu oluşan gerilmenin oluşma hızı olarak değerlendirilir (4). Akciğer parankimini viskoelastik bir yapı olarak düşünürsek, gerilme ne kadar hızlı olursa ekstraselüler matrikste oluşan rezistans da o kadar fazla olur (4). Akciğer parankiminin her bölgesinin hacim artışına olan direnci birbirinden farklı olduğu için hacim artışının hızlı olması sürükleyici kuvvetlerin dokularda oluşturacağı mikro stresin dağılımını ve şiddetini arttırır (36).

e) Solunum sayısı

Belirli bir tidal hacim dakikada 15 solunum sayısında akciğere zarar veriyorsa dakikada 30 solunum sayısında akciğere daha fazla zarar vermesini beklemek oldukça mantıklıdır. Ventilatör ilişkili akciğer hasarının oluşmasında dakika solunum sayısının rolü deneysel çalışmalarda gösterilmiştir (37,38). On beş dakika solunum sayısı ile ölümcül olan bir tidal hacim 3,6 ya da 9 solunum sayısı/dakika uygulandığında ölümcül olmadığı gösterilmiştir (19). Bir maddenin yorgunluğu ele alındığında gerilme ve strese maruziyetin sayısının artmasıyla hasarın oluşmasını beklemek mantıklıdır.

D. SAĞLIKLI AKCİĞER VE YAPAY SOLUNUM

Postoperatif pulmoner komplikasyon (PPK) cerrahiden sonra gelişen solunum yolu enfeksiyonu, majör atelektazi (bir ve ya daha fazla pulmoner segmenti tutan), altta yatan akciğer hastalığının alevlenmesi, solunum yetmezliği, plevral efüzyon, pnömotoraks, bronkospazm, aspirasyon pnömonisi, ARDS olarak tanımlanır (39). Üst batın cerrahilerinin alt batın cerrahilerine kıyasla PPK'lerde daha riskli olduğu uzun yıllardır bilinmektedir (40). Cerrahi geçiren hastaların %5-10'unda PPK'ler bildirilmişken abdominal cerrahi geçiren hastalarda bu oran %9-40'a kadar çıkmaktadır (41). Yapılan bir başka çalışmada ise üst batın cerrahisi sonucu gelişen PPK oranlarının %17-%88'lere ulaşabildiği bildirilmiştir (42).

Akut respiratuar distres sendromlu, heterojen yapıda akciğeri olan hastalarda ventilasyonun yarattığı hasar uzun yıllardır tartışılrsa da sağlıklı akciğerde de mekanik ventilasyonun akciğeri hasarlaması mümkündür. Perioperatif dönemde akciğeri kollabe eden pozitif plevral basınç, yüzey gerilimi gibi kuvvetler akciğeri ekspanse eden alveolar basınç gibi kuvvetlerden fazla olursa atelektazi gelişir. Atelektazi oksijenasyonu bozmasının yanında akciğer kompliyansında da düşüşe neden olmaktadır. Bunlara ilave olarak atelektazinin enflamasyon gibi lokal doku yanıtlarını tetiklediği, lokal immün disfonksiyona neden olduğu, alveolokapiller membran permeabilitesini bozduğu bilinmektedir. Atelektazi sonucu heterojen hale gelmiş olan akciğerde mekanik ventilasyon, akciğerin sağlıklı dokularında da hasar oluşmasına neden olabilir (43).

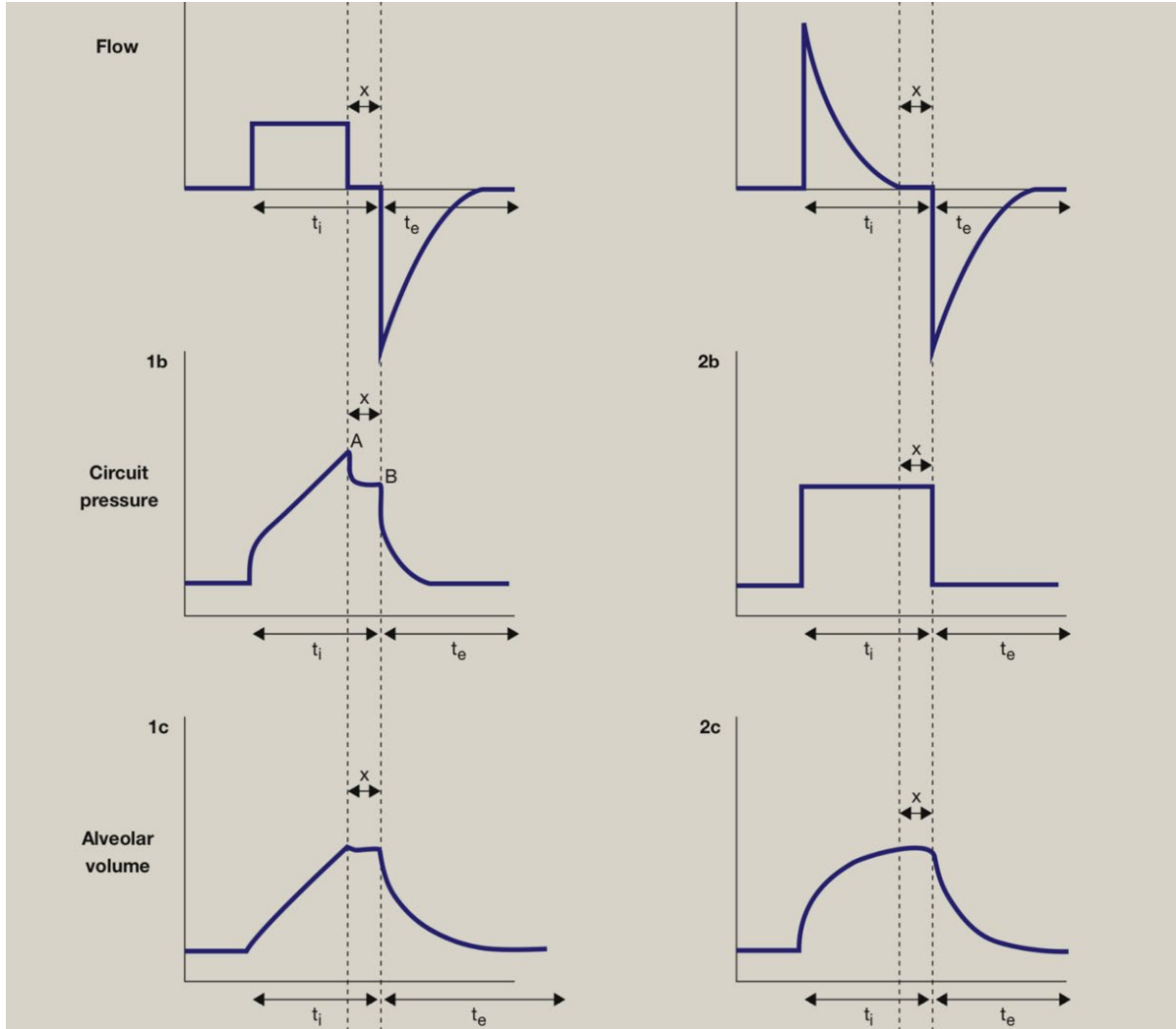
Sağlıklı akciğerde yüksek tidal hacim gibi ayarların olumsuz etkileri konusunda çalışmalar ve farkındalık artmaktadır. Wolthius ve ark. (44) sağlıklı akciğeri olan ve cerrahi geçirecek hastalarda yaptıkları çalışmada hastaları yüksek tidal hacim (12ml/İVA) ve sıfır PEEP, düşük tidal hacim (6ml/kg İVA) ve 10 PEEP olmak üzere iki gruba randomize etmişler ve bronkoalveolar lavaj ile elde ettikleri preparatlarda yüksek tidal hacim uygulanan grupta istatistiksel olarak anlamlı yüksek miyeloperoksidaz seviyeleri gözlemlemişlerdir. Abdominal cerrahide koruyucu ventilasyon postoperatif akciğer fonksiyonları ve pulmoner enfeksiyon açısından konvansiyonel solunumdan daha avantajlı bulunmuş, yapay solunum stratejisinin hasta prognozuna etkisi böylece ortaya koyulmuştur (45). Sonrasında gelen çok merkezli "koruyucu" ventilasyon çalışmaları yapay solunumun farklı bileşenlerine odaklanmış ve değişik sonuçlara ulaşmıştır. Batın cerrahisinde yüksek (12 cm-H₂O) ve düşük (2 cm-H₂O) PEEP uygulamasının benzer postoperatif komplikasyona yol açtığı görülmüştür (46). Buna karşılık majör abdominal cerrahide konvansiyonel (TV:10-12ml/kg, ZEEP) ve koruyucu

ventilasyon (TV: 6-8ml/kg, 6-8 cm-H₂O PEEP, yeniden kazandırma manevrası) karşılaştırıldığında, koruyucu stratejinin postoperatif yapay solunum desteğini yaklaşık %70 azalttığı bildirilmiştir (47). Sonrasında kardiyotorasik cerrahi olgularını da içeren meta-analiz koruyucu ventilasyonda düşük tidal hacmin önemini vurgularken PEEP ve farklı cerrahilerle ilgili yeni çalışmaların gerekliliğini söylemiştir (48).

E. HACİM KONTROLLÜ VE BASINÇ KONTROLLÜ VENTİLASYONUN FARKLARI

İki farklı ventilasyon modundan bahsetmeden önce ventilatörlerin soluğu nasıl verdiğini bilmek önemlidir. Mekanik bir solunum üç farklı değişken üzerinden belirlenir; soluğun nasıl başladığı, soluğun hastaya nasıl verildiği, soluğun nasıl sonlandığı. Soluk ya hasta tarafından başlatılır (asiste/support mod) ya da makine tarafından başlatılır (kontrollü mod). Soluk başladıktan sonra nasıl devam edeceği ise bir hedef değere göre belirlenir. Klasik olarak mekanik ventilasyonda iki tane hedef vardır; hacim ya da basınç hedefi. Soluğun sonlanması ise ya belirli bir zamana ulaşılması ya da ayarlanan hedefe ulaşılmasıyla gerçekleşir (49).

Aşağıdaki grafikte iki farklı ventilasyon modunu akım, hacim ve basınç-zaman eğrileri üzerinden inceleyeceğiz.



x = akım yok; A = tepe basıncı; B = plato basıncı; t_i = inspiyum süresi; t_e = ekspiyum süresi

Şekil 4: Basınç kontrollü ventilasyon (2a-c) ile hacim kontrollü ventilasyon (1a-c) karşılaştırması. (50)

İki farklı ventilasyon modu arasındaki temel fark havanın akciğerlere nasıl iletiliğidir. Hacim kontrollü ventilasyon modunda dörtgen şeklinde bir akım paterni vardır ve bu hastanın tidal hacmi ve inspiyum süresi ile belirlenir ($Akım = Tidal\ hacim / T_{insp}$). Basınç kontrollü ventilasyon modunda ise akım ayarlanmış inspiratuar basınç, inspiyum süresi, akciğer rezistansı, kompliyans ve ventilatörün kullandığı akım algoritmasına göre belirlenir.

III. AMAÇ

Yapay solunumun mekanik güç formülleriyle akciğere etkileri üzerine oldukça fazla çalışma olmasına rağmen sağlıklı akciğer üzerinde yapılmış mekanik güç çalışması oldukça sınırlıdır. Çalışmadaki amacımız ameliyathanede sıkça kullandığımız iki farklı ventilasyon modu olan HKV ve BKV'deki mekanik güçleri hesaplayıp ikisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya çıkarmaktır.



IV. GEREÇ VE YÖNTEM

Randomize prospektif olarak düzenlenen çalışmaya İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi etik kurul onayı (2021/2081) alındıktan sonra başlandı. Aralık 2021-Haziran 2022 tarihleri arasında üst batin cerrahisi uygulanacak, ASA 1-2 fonksiyonel statüsüne sahip, 18 yaş üstü hastalar onamları alındıktan sonra çalışmaya dahil edildi. Bilinen kronik obstrüktif veya interstisyel akciğer hastalığı olan hastalar, ciddi organ disfonksiyonu olan hastalar (diyaliz gerektiren böbrek yetmezliği, Child-Pugh > 6 olan karaciğer yetmezliği, ciddi kalp yetmezliği NYHA > 2) ve onam vermeyen hastalar çalışma dışı bırakıldı.

Hastalar başlangıç mekanik ventilasyon moduna göre iki gruba randomize edildi. Hacim kontrollü ventilasyon modu ile mekanik ventilasyona başlanan hastalar Grup I, basınç kontrollü ventilasyon modu ile başlananlar Grup II olarak adlandırıldı. Randomizasyon kapalı opak zarf yöntemi ile gerçekleştirildi.

Tüm hastalara ameliyathanede standart ASA monitörizasyonu (elektrokardiyogram, non-invaziv basınç, O₂ satürasyonu, vücut ısısı) uygulandı ve yüz maskesi ile preoksijenizasyon uygulandı. Hastalar 2 mg midazolam, 2-3 mcg/kg fentanil, 2-3mg/kg propofol, 0,6mg/kg rokuronyum ile standart genel anestezi indüksiyonu sonrası orotrakeal entübe edildi. Anestezi idamesine sevofluran minimum alveolar konsantrasyon:0.8-1.2 ve %40 O₂- %60 hava karışımı ile devam edildi.

Hastaların mekanik ventilasyonunda Dräger Perseus® A500 (Dräger Medical, Lübeck, Germany) cihazı kullanıldı. Hacim kontrollü ventilasyon her iki gruptaki hastalara 6-8ml/İVA tidal hacim, 12/dk solunum sayısı ve 5 cmH₂O PEEP ayarları ile uygulandı. Basınç kontrollü ventilasyon ise 6-8ml/İVA tidal hacim (26) oluşturacak inspiratuar basınç, 12/dk solunum sayısı ve 5 cmH₂O PEEP ayarları ile uygulandı. Cerrahi süresince iki ventilasyon modunda da solunum sayısında ve tidal hacimde (6-8ml/İVA) end tidal CO₂ 30-40 mmHg düzeylerinde tutulacak şekilde düzenlemeler yapıldı. Tüm hastaların, HKV sırasında tidal hacmi, elastansı, solunum sayısı, inspiryum ekspiryum oranı, rezistansı ve PEEP değerleri kayıt altına alınırken BKV modunda solunum sayısı, tidal hacim, PEEP, Delta P inspiratuar, T inspiratuar, rezistans, kompliyans değerleri kayıt altına alındı. Mekanik ventilasyon modları 20 dk aralıklarla değiştirildi. Sürdürülmekte olan mekanik ventilasyon modunda 20 dakika ölçüm alındıktan sonra (10 dakika aralıklarla 3 ölçüm) diğer ventilasyon moduna geçildi (HKV ise BKV'ye, BKV ise HKV'ye geçildi). Geçilen yeni ventilasyon modunda 10 dakika ölçüm alınmadan ('washout'a izin verildi) beklenildi, ardından 20 dk süresince (10 dakika aralıklarla 3 ölçüm,

0.dakika, 10.dakika, 20.dakika) ölçümler alınmaya devam edildi. Anestezi süresi boyunca ventilasyon modları arasındaki bu değişim döngüsü tekrarlandı. Cerrahi işlem bitiminde hastalar ameliyathanede ekstübe edilerek derlenme odası veya yoğun bakım ünitesine çıkarıldı.

Çalışmanın birincil çıktısı olan mekanik güç 10 dk aralıklarla yapılan takiplerde kayıt altına alınan değerler ile aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplandı.

Basınç kontrollü ventilasyon için mekanik güç:

$$MP_{PCV} = 0.098 \cdot RR \cdot V_t \cdot \left[PEEP + \Delta P_{\text{insp}} \cdot \left(1 - e^{\frac{-T_{\text{insp}}}{R \cdot C}} \right) \right]$$

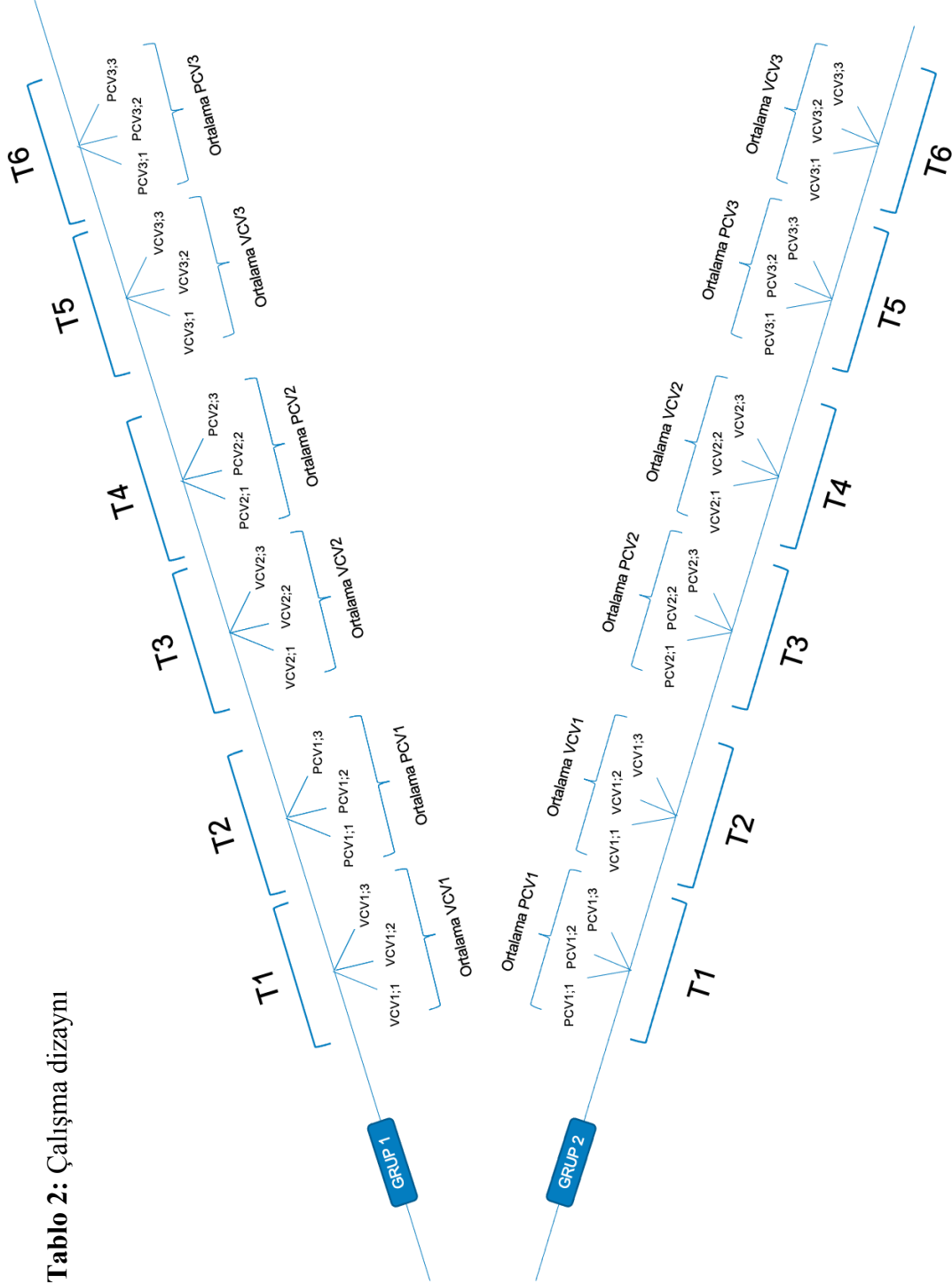
Hacim kontrollü ventilasyon için mekanik güç:

$$Power_{rs} = 0.098 \cdot RR \cdot \left\{ \Delta V^2 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot E_{rs} + RR \cdot \frac{(1 + I : E)}{60 \cdot I : E} \cdot R_{aw} \right] + \Delta V \cdot PEEP \right\}$$

(RR: Respiratory Rate-Dakika solunum sayısı, Vt: Volume Tidal-Tidal hacim, PEEP: Positive End Expiratory Pressure-Ekspiryum sonu pozitif basınç, ΔP_{insp} :İnspiratuar basınçtaki değişim, Tins: İnspiryum süresi, R: Rezistans , C: Compliance-Kompliyans, I:E: İnspiryum Ekspiryum oranı)

Hastaların ayrıca demografik verileri, anestezi süresi, cerrahi süresi, yoğun bakım ihtiyacı hastanede kalış süreleri ve PPK gelişimi kaydedildi.

Tablo 2: Çalışma dizaynı



Yukarıdaki tabloda çalışmanın dizaynı gösterilmiştir. 10 dakika aralıklarla 3'er ölçüm alınmış ve istatistiksel analize bu üç ölçümün ortalaması dahil edilmiştir.

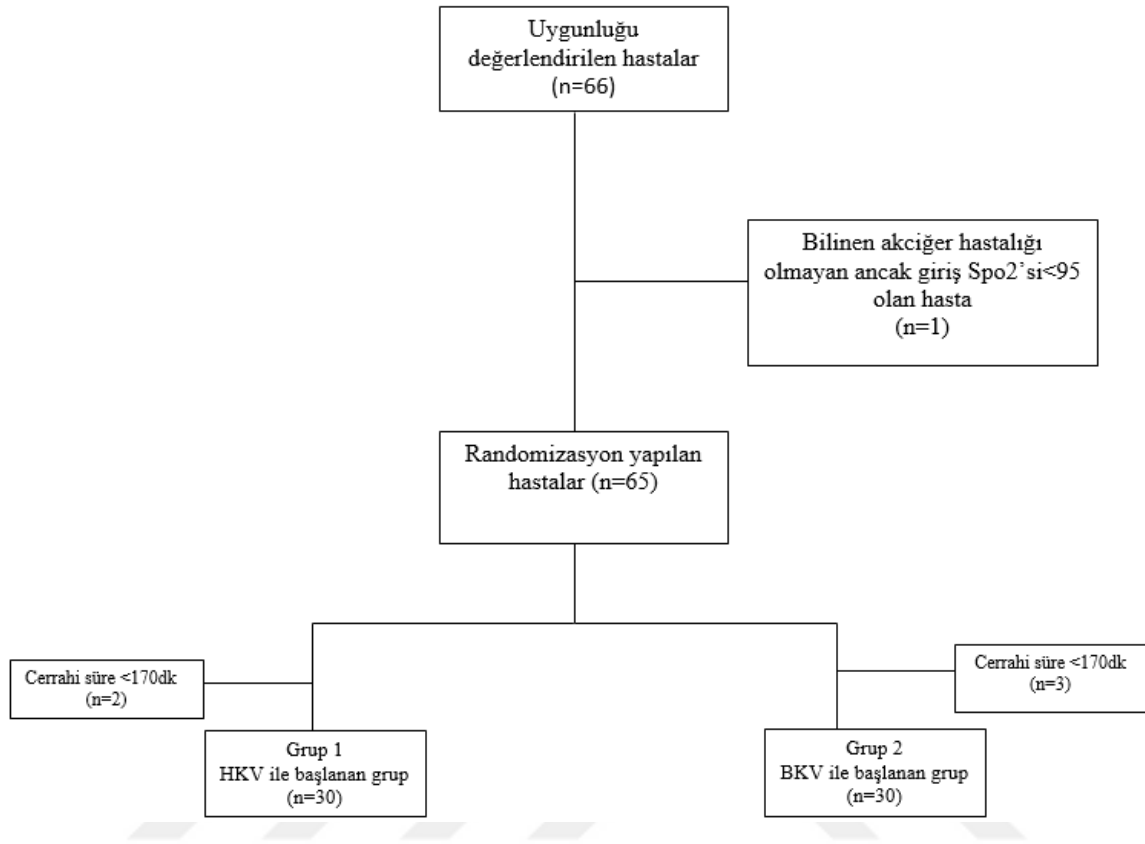
V. İSTATİSTİK

GÜÇ ANALİZİ

Güç analizi için G*Power 3.1 programı kullanıldı.10 hasta ile yapılan preliminere çalışmaya göre (Grup başına 5 hasta) mekanik güç (8.1 ± 2.45 vs 10.6 ± 4.0) gruplar arasında %30'luk fark baz alındığında α 0.05 β 0.8 iken grup başına hasta sayısı 30 olarak bulundu. Olası %10'luk dışlama dikkate alındığında toplam 66 hasta dahil edilmesi planlandı.



VI. BULGULAR



Şekil 5: Üst batin cerrahisinde basınç ve hacim kontrollü ventilasyonun mekanik güç açısından karşılaştırıldığı hastalar

Çalışmamıza İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Genel Cerrahi Karaciğer ve Safra Yolları servisinin ameliyathanesinde Aralık 2021 - Haziran 2022 tarihleri arasında üst batin cerrahisi uygulanacak, ASA<3, 18 yaş üstü 66 hasta dahil edildi. Hastalardan bir tanesi bilinen akciğer hastalığı olmamasına rağmen ilk monitörizasyonda SpO₂ değeri < 95 olduğu için çalışmaya dahil edilmedi. Hacim kontrollü ventilasyon ile başlanılan Grup 1’de iki hasta cerrahi süresi<170dk olması, BKV ile başlanılan grupta ise 4 hasta cerrahi süresi <170 dakika olması nedeniyle çalışmaya dahil edilmedi. Toplamda 30 hasta HKV ile başlayan, 30 hasta da BKV ile başlayan grupta olmak üzere 60 hasta ile istatistiksel analizler yapıldı.

Tablo 3: Demografik veriler

	TÜM HASTALAR	Grup1 (HKV→BKV) (n=30, %50)	Grup2 (BKV→HKV) (n=30, %50)	P
Cinsiyet (n,%)				
Kadın	32 (%53,3)	17 (%56,7)	15 (%50)	0,703 ^a
Erkek	28 (%46,6)	13 (%43,3)	15 (%50)	
Yaş(yıl)(median, (min-maks))	56 (19-76)	55 (19-74)	58 (20-76)	0,534 ^b
ASA (n, %)				
ASA 1	15 (%25)	6 (%20)	9 (%30)	0,288 ^a
ASA 2	45 (%75)	24 (%80)	21 (%70)	
Vücut kitle indeksi (kg/m²) (ort±std)	27,5±5,3	27,6±5,5	27,5±5,2	0,903 ^c
Ek hastalık (n, %)				
Kardiyak hastalık	24 (%40,7)	14 (%46,6)	10 (%34,4)	0,203 ^a
Endokrin hastalık	21 (%35,6)	13 (%43,3)	8 (%27,6)	0,207 ^a
Sigara kullanımı	26 (%44,1)	12 (%40)	14 (%48,3)	0,522 ^a
Operasyon süresi (dk) (medyan (min-maks))	180 (170-340)	200 (180-260)	190 (170-340)	0,909 ^b
Cerrahi işlem (n,%)				
Karaciğer operasyonu	41 (%69,5)	17 (%56,7)	24 (%82,8)	0,071 ^a
Whipple operasyonu	8 (%13,6)	5 (%16,7)	3 (%10,3)	
Diğer	10 (%16,9)	8 (%26,7)	2 (%6,9)	
Hospitalizasyon süresi(gün)(medyan) (min-maks))	6 (1-12)	6 (3-11)	5 (1-12)	0,866 ^b

HKV: Hacim kontrollü ventilasyon, BKV: Basınç kontrollü ventilasyon, ASA: American Society of Anesthesiology (Amerikan Anestezi Derneği)

a.Pearson ki-kare testi, b.Mann Whitney U testi, c. Student t testi, d. Fischer exact testi

Her iki grup demografik veriler (cinsiyet, yaş, ASA skoru, VKİ, kardiyak hastalık hariç ek hastalıklar) operasyon süresi, yapılan cerrahi işlem ve hastane yatış süresi açısından benzer bulundu.

Tablo 4: İki farklı grupta aynı mekanik ventilasyon modlarının karşılaştırılması

Mekanik güç(ortalama)(J/min) (ort±std)	GRUP 1 HKV→BKV	GRUP 2 BKV→HKV	P
HKV ortalama	8,7±2,4	8,2±2,5	0,436 ^c
BKV ortalama	12,7±3,4	11,3±3,2	0,124 ^c
Total ortalama	10,7±2,9	9,8±2,8	0,213 ^c

HKV: Hacim kontrollü ventilasyon, BKV: Basınç kontrollü ventilasyon

c.Student t testi

İki grup arasında HKV’de ölçülen mekanik gücün ortalama değerleri ve BKV’de ölçülen mekanik gücün ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterilememiştir.

Tablo 5. Ortalama total mekanik güç ortalaması üzerinde etkili olan faktörlerin değerlendirilmesi (Lineer regresyon analizi)

Değişken	B	%95 CI		P
Cinsiyet				
Erkek	1 (Referans)	-3,266	-0,461	0,01
Kadın	-1,863			
Yaş	-0,032	-0,076	0,12	0,156
Vücut kitle indeksi	0,321	0,194	0,448	<0,005
Kardiyak hastalık	0,016	-1,284	1,316	0,98
Solunumsal hastalık	2,044	-0,413	4,502	0,101
Endokrinolojik hastalık	0,230	-1,217	1,676	0,751
Sigara kullanımı	0,036	-1,276	1,349	0,956
Operasyon süresi	-0,005	-0,017	0,007	0,419
Model; p<0,005, R ² :0,522				

Tablo 6: Farklı zaman aralıklarında aynı ventilasyon stratejilerinin değerlendirilmesi

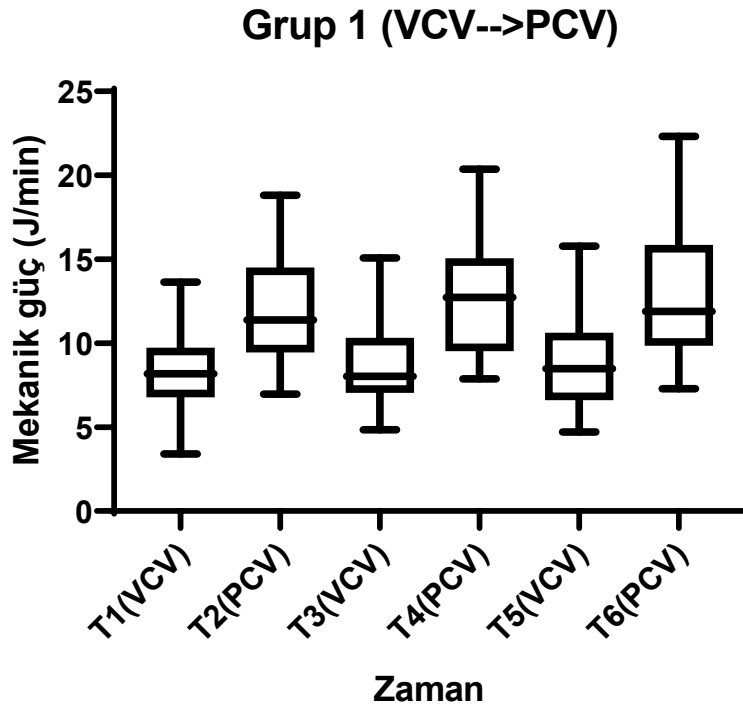
MP	Grup 1 (HKV->BKV)	Grup 2 (BKV->HKV)	
HKV1	8,4±2,3	8,3±2,9	0,932 ^a
BKV1	12±3,1	11±3,1	0,282 ^a
HKV2	8,8±2,6	8,2±2,4	0,340 ^a
BKV2	12,9±3,5	11,6±3,5	0,167 ^a
HKV3	9±2,7	8,2±2,8	0,255 ^a
BKV3	13,1±4	11,2±3,6	0,062 ^a

HKV: Hacim kontrollü ventilasyon, BKV: Basınç kontrollü ventilasyon, MP: Mechanical Power (Mekanik güç)

a.Student-t testi

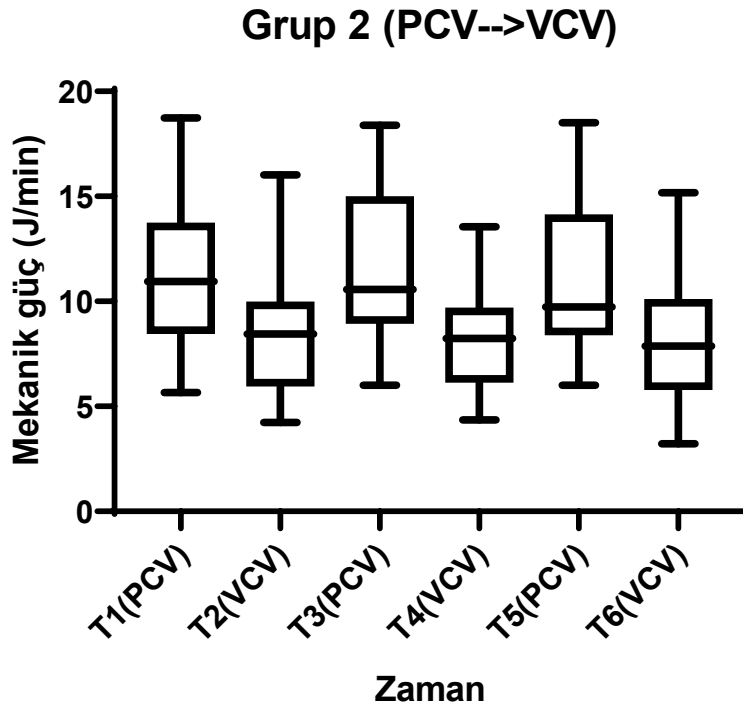
Biri HKV ile başlayan öteki BKV ile başlayan ve 20 dakika boyunca ölçüm alındıktan sonra ventilasyon modlarının değiştirildiği çalışmada her iki grupta da HKV’de alınan birinci, ikinci ve üçüncü ölçümler ile BKV’de alınan birinci, ikinci ve üçüncü ölçüm kendi arasında karşılaştırıldı.

İki grupta aynı ventilasyon modunda alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.



VCV: Volume Controlled Ventilation (Hacim Kontrollü Ventilasyon) PCV: Pressure Controlled Ventilation (Basınç Kontrollü Ventilasyon)

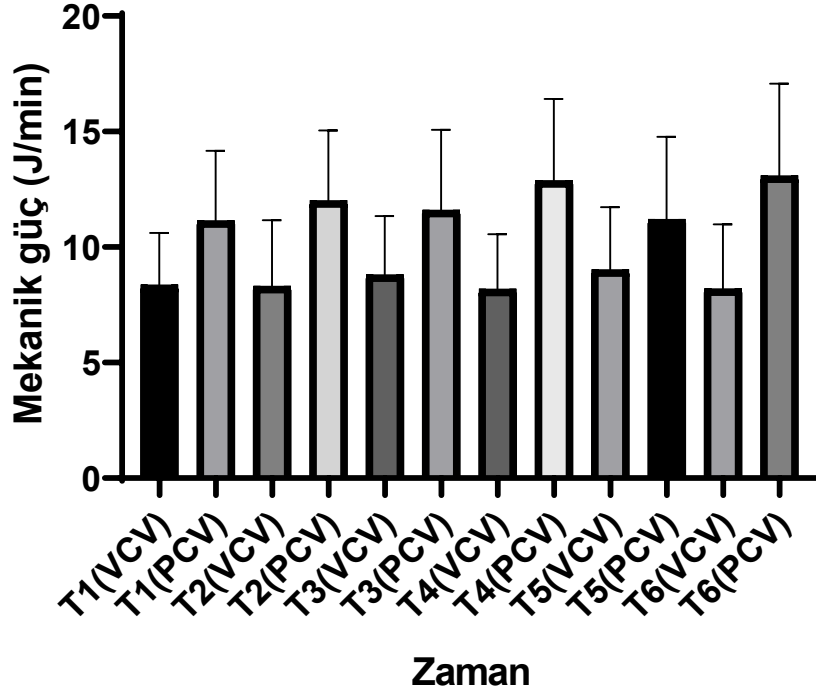
Şekil 6: Grup 1 mekanik güç değerleri



VCV: Volume Controlled Ventilation (Hacim Kontrollü Ventilasyon) PCV: Pressure Controlled Ventilation (Basınç Kontrollü Ventilasyon)

Şekil 7: Grup 2 mekanik güç değerleri

Ventilasyon stratejisi karşılaştırılması



Şekil 8: İki grubun mekanik güç değerleri

İki grubu zamansal kesitte T1,T2,T3,T4,T5,T6 anında incelediğimizde alınan ölçümlerde HKV modunda hesaplanan mekanik gücün BKV modunda hesaplanan mekanik güçten istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde düşük olduğu görüldü. ($p<0,001$)

İki grupta da postoperatif pulmoner komplikasyona rastlanmadı.

VII. TARTIŞMA

Sağlıklı akciğerde hacim ve basınç kontrollü ventilasyonun karşılaştırıldığı çalışmamızda mekanik güç HKV uygulamasında BKV'ye göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Bu çalışma hacim ve basınç kontrollü ventilasyon modlarının mekanik güç olarak karşılaştırıldığı ilk araştırma olma özelliğine sahiptir. Hastaların kendi kontrolü olduğu çalışmamızda hangi ventilasyon moduyla başlandığının mekanik güç üzerine etkisi olmadığı gözlenmiştir. Ayrıca tüm mekanik güçlerin ortalaması göz önüne alındığında erkek cinsiyet ve yüksek VKİ mekanik güç artışı ile anlamlı şekilde korele bulunmuştur.

Yapay solunum pozitif basınçlı olmasıyla spontan solunumdan farklı ve fizyoloji dışı bir ventilasyon modelidir. Mekanik ventilasyon modundan bağımsız olarak basınç, tidal hacim, solunum sayısı, akım gibi faktörlerin mekanik güç altında toplanması yeni bir bakış açısidir. Öte yandan mekanik gücü birim zamanda uygulanan enerji olarak tanımlamak da mümkündür (15). Toplam basınç elastik işi oluşturmak, gazın hareketini sağlamak ve ekspiryum sonu akciğer hacmini korumak için sarf edilir (5). Yukarıda sayılan her bir etkenin tidal hacimle çarpılmasıyla bir soluktaki enerji elde edilir. Sonuçta bu enerjinin bir kısmı doğrudan akciğer iskeleti ve ekstraselüler matriks üzerine etki ederek hücresel düzeyde değişikliklere yol açabilmektedir (19). Siklus içinde oluşan enerjinin bir kısmının ısıya veya enflamasyona yol açarak doku hasarında rol oynaması muhtemeldir. Klinikte bu durum ventilatör ilişkili akciğer hasarı olarak geçer (51).

Yakın tarihli deneysel çalışmada gösterildiği gibi akciğer hasarında yapay solunum sırasında ortaya çıkan yüksek enerjinin katkısı vardır (19). Nitekim araştırmacılar akciğer hasarı için bir eşik mekanik güç değerinden de bahsetmektedirler (19). Sonrasında gelen geniş ölçekli bir ARDS çalışmasında solunum hızı ve sürücü basınçla birlikte mekanik gücün de mortaliteyle ilişkili olduğu gösterilmiştir (52). Bu bağlamda mekanik güç, altta yatan hastalığın ciddiyeti ve değiştirilebilecek akciğer hasarı faktörlerini bir araya getirme özelliğine sahip gibi durmaktadır.

Anesteziye mekanik güç çalışmaları daha sınırlıdır ancak yüksek hasta sayılı yayınlar gelmeye başlamıştır (53). Postoperatif pulmoner komplikasyonların araştırıldığı 200.000 üzerinde hastayı kapsayan retrospektif çalışmada, yüksek mekanik güç (7,67 Joule) reentübasyon ihtiyacıyla alakalı bulunmuştur. Mekanik güçte 5 Joule'lük artış reentübasyon olasılığını %30 arttırmaktadır. Avustralya kökenli prospektif randomize çalışmada yüksek soluk hacmi ve artmış mekanik gücün artmış PPK'ler ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (54).

Sağlıklı akciğerde koruyucu olmayan ventilasyon stratejisiyle akciğerde hasar ya da enflamasyon gelişimi daha önce gösterilmiştir (44,55-59). Başta yüksek TV olmak üzere alveollerin açılıp kapanması, aşırı gerilmesi de sağlıklı akciğeri güvenli ventilasyon alanının dışına taşımaktadır (60). Mekanik güç ARDS ya da yoğun bakım hastalarında olduğu gibi sağlıklı akciğerde de koruyucu ventilasyonun parametrelerinden biri haline gelme potansiyeli taşımaktadır (61). Anestezi uygulamasında mekanik gücün pozisyon, tek akciğer ventilasyonu veya ekspiryum akım kısıtlılığı gibi konularla ilgisi çalışılmıştır (28,62).

Biz çalışmamızda anestezi uygulamasında en sık kullanılan iki ventilasyon modunu (HKV, BKV) mekanik güç açısından karşılaştırmayı planladık. Sağlıklı erişkinlerde (ASA I-II), iki ventilasyon modunda da en az üçer ölçüm alınacak şekilde tasarladık. Mekanik güç HKV’de tüm zamanlarda BKV’ye göre anlamlı olarak daha düşük bulundu. Dikkat çekici olan kendi kontrolünü oluşturan hasta gruplarımızda benzer tidal hacim, solunum frekansı, PEEP’e rağmen mekanik güçte anlamlı farkın ortaya çıkmasıydı.

Mekanik gücün bileşenlerine bakıldığında elastik ve rezistif kısımlardan oluşur (63). Elastik statik komponent PEEP uygulanması sırasında verilen enerji olarak nitelendirilir. Elastik dinamik enerji ise her solukta oluşan kısmı temsil eder. Rezistif komponent akım etkisiyle oluşur (14). Çalışmamız süresince TV, solunum hızı, PEEP gibi parametrelerin oldukça stabil seyrettiği gözlemlendi. Bu yüzden iki ventilasyon modu arasında anlamlılık gösteren mekanik gücün, özellikle inspiratuar akımdan kaynaklandığını düşünüldü. Bilindiği üzere HKV’de sabit bir akım paterni vardır; BKV’de ise başlangıç evresinde yüksek akımı takiben alveolar basıncın dengelenmesiyle inspiryum kolundaki basınç düşer (64). İnspiryum süresince akım hızı düşerken deseleran bir eğri çizer; basınç ise kare dalga formundadır. Hacim-zaman eğrisinin çıkan kolu, inspiryumun geç fazında daha yavaş yükselir. Deneysel çalışmalarda yüksek inspiryum akımının lokal olarak artmış strese, dokunun viskoelastik özelliklerine bağlı olarak akciğer hasarına katkı sağlayabileceği öne sürülmüştür (34,65). Nitekim Gattinoni soluk hacminin basınç kontrollü ventilasyonda daha çok risk taşıyabileceği konusunda uyarmıştır (5). Ancak yüksek akım ve akciğer hasarı ilişkisi üzerinde uzlaşılmış bir konu değildir. Güncel bir derlemede mekanik gücü oluşturan rezistif ve elastik bileşenler karşılaştırıldığında, rezistif kısmın daha çok bronş ağacı ve iletici hava yollarını ilgilendirdiğine dikkat çekilmiştir (51). Ayrıca mekanik ventilasyonda “güç” teriminin genel bakış anlamında yenilik kazandırdığı ancak bileşenlerinin etkisinin farklı olabileceği bildirilmektedir (63). Bu konuda ufuk açabilecek bir deneysel çalışmada mekanik güç sabit tutulurken farklı TV uygulanmıştır (66).

Hafif ve orta düzeyde ARDS oluşturulan sıçanlarda yüksek tidal hacim grubunda (sabit mekanik güce rağmen) enflamatuvar yanıt daha belirgin, akciğer mekanikleri de daha bozulmuş olarak gözlenmiştir. Yapay solunumda gücün farklı bileşenleri üzerinde çok daha fazla çalışmaya gerek olduğu fikrindeyiz.

Mekanik güç yeni tanımlanan bir kavram olmakla birlikte geniş serilerde “güvenli” değerler belirlenmeye çalışılmıştır. Kardiyotorasik cerrahi dışındaki hastalarda mekanik güç 9 [7-11.4] J/dk olarak bulunmuş, düşük TV grubunda anlamlı güç düşüşü sağlanmıştır (54). Daha yüksek hastayı kapsayan çalışmalarında, Santer ve ark. elektif kardiyak cerrahi dışında ortalama mekanik gücün 6,62 J/dk olduğunu bildirmişlerdir (53). Ayrıca mekanik güçte 5 J düzeyinde bir artış reentübasyon olasılığını %30 kadar yükseltmektedir. Bizim grubumuzla benzer şekilde açık abdominal cerrahiye alınan 1200 kadar hastanın değerlendirilmesinde mekanik güç 7.6 J/dk olarak bulunmuştur (61). Tüm bu sonuçların HKV modunda alındığına dikkat çekmek isteriz. Bizim çalışmamızda da HKV grubunda ortalama mekanik güç 8.48 ± 2.59 J/dk olarak bulunmuştur. Öte yandan BKV grubundaki ortalama güç 11.99 ± 3.5 J/dk olarak hesaplanmıştır. Yine aynı ventilasyon modu ile yapılan hesaplamada küçük ölçekli postoperatif hasta grubunda mekanik güç 11.5 J/dk bulunmuştur (6). Mekanik güç sonuçlarımız literatür ile uyumlu durmaktadır. Ventilasyona moduna bağlı görülen güçteki artış 3.5 J/dk kadardır. İstatistiksel anlam gösteren bu fark geniş serilerin bildirdiği PPK olasılığı açısından risk oluşturmamaktadır. Diğer yandan, çalışma tasarımı gereği her hastanın kendi kontrolü olduğu bu araştırmada mekanik güçler arası fark benzer solunum ayarları ile elde edilmiştir. Bu bağlamda farkın klinik anlam taşımadığını söylemek yanlış olmayacaktır.

Yapay solunum ayarlarındaki her değişkenin mekanik gücü etkileme potansiyeli mevcuttur. Ayrıca uzun süren yapay solunum da bu anlamda etkili olabilmektedir. Elektif abdominal cerrahide 5 saate kadar alınan kayıtlarda, zamanın mekanik güç artışında etkin bir faktör olduğu ortaya konmuştur (61). Santer ise zaman içinde mekanik güç artışının PPK olasılığı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir (53). Bizim çalışmamızda VKİ ve erkek cinsiyet mekanik gücü etkiler gibi durmaktadır. Yüksek VKİ akciğer elastansının total elastansa oranında azalma olması nedeniyle muhtemelen mekanik gücü arttırmıştır (4).

Bu çalışmanın bazı kısıtlılıkları vardır. Ölçümler zamana bağlı yapılırken, cerrahi faktörler (abdominal basınç değişikliği, ekartman, vs) göz önüne alınmamıştır. Ancak benzer hava yolu basınçları nedeniyle bu faktörün ihmal edilebilir olduğunu düşünüyoruz. İkincisi

Çalışmamızda hiçbir grupta PPK saptanmadı. Farklı serilerde oldukça geniş bir aralıkta PPK insidansı yer almaktadır (%7-35). ASA I-II grubundaki hastaların dahil edildiği çalışmamız için muhtemelen bu oranlardan daha düşük bir PPK sıklığı söz konusudur. Çalışmanın amacı intraoperatif mekanik gücün karşılaştırması olarak belirlendiğinden, pulmoner komplikasyon gözlenmemesinin anlaşılabilir olduğu kanısındayız. Son olarak kullanılan anestezi cihazında inspiratuar akım hızının sayısal değerinin görülememesi çalışmanın kısıtlılıklarından biri olmuştur. Sayısal değeri ile mekanik gücün rezistif bileşeni ile ilgili daha fazla yorum yapılabilirdi. Ancak bu sıklıkla karşılaşılan bir güçlüktür (7).



VIII. SONUÇ

Literatürde ilk kez HKV ile BKV'nin sağlıklı akciğerde karşılaştırıldığı bu çalışmada, HKV anlamlı olarak daha düşük bir mekanik güce yol açmaktadır. Çapraz çalışma modeli uygulanan hastalarımızda başlangıç ventilasyon modunun, mekanik güç üzerinde etkisi görülmemiştir. Mekanik gücün farklı bileşenlerinin etkisini aydınlatacak daha geniş çalışmalara ihtiyaç vardır.



IX. KAYNAKLAR

1. Bates JHT, Smith BJ. Ventilator-induced lung injury and lung mechanics. *Ann Transl Med.* 2018;6(19):378–378.
2. Katira BH. Ventilator-induced lung injury: Classic and novel concepts. *Respir Care.* 2019;64(6):629–37.
3. Tremblay L, Valenza F, Ribeiro SP, Li J, Slutsky AS. Injurious ventilatory strategies increase cytokines and c-fos m-RNA expression in an isolated rat lung model. *J Clin Invest.* 1997;99(5):944–52.
4. Tonetti T, Vasques F, Rapetti F, Maiolo G, Collino F, Romitti F, et al. Driving pressure and mechanical power: new targets for VILI prevention. *Ann Transl Med.* 2017;5(14):1–10.
5. Gattinoni L, Marini JJ, Collino F, Maiolo G, Rapetti F, Tonetti T, et al. The future of mechanical ventilation: Lessons from the present and the past. *Crit Care.* 2017;21(1):1–11.
6. van der Meijden S, Molenaar M, Somhorst P, Schoe A. Calculating mechanical power for pressure-controlled ventilation. *Intensive Care Med.* 2019;45(10):1495–7.
7. Gattinoni L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringer P, Herrmann P, Moerer O, et al. vlhakis. *Intensive Care Med.* 2016;42(10):1567–75.
8. Hotchkiss JR, Simonson DA, Marek DJ, Marini JJ, Dries DJ. Pulmonary microvascular fracture in a patient with acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med.* 2002;30(10):2368–70.
9. Frank JA, Wray CM, McAuley DF, Schwendener R, Matthay MA. Alveolar macrophages contribute to alveolar barrier dysfunction in ventilator-induced lung injury. *Am J Physiol - Lung Cell Mol Physiol.* 2006;291(6):1191–8.
10. Belperio JA, Keane MP, Burdick MD, Londhe V, Xue YY, Li K, et al. Critical role for CXCR2 and CXCR2 ligands during the pathogenesis of ventilator-induced lung injury. *J Clin Invest.* 2002;110(11):1703–16.

11. Vlahakis NE, Hubmayr RD. Response of alveolar cells to mechanical stress. *Curr Opin Crit Care*. 2003;9(1):2–8.
12. OTIS AB. The work of breathing. *Physiol Rev*. 1954;34(3):449–58.
13. Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb V. Bedside estimation of the inspiratory work of breathing during mechanical ventilation. *Chest*. 1986;89(1):56–63.
14. Marini JJ. Dissipation of energy during the respiratory Cycle: Conditional importance of ergotrauma to structural lung damage. *Curr Opin Crit Care*. 2018;24(1):16–22.
15. Marini JJ, Rocco PRM, Gattinoni L. Static and dynamic contributors to ventilator-induced lung injury in clinical practice pressure, energy, and power. *Am J Respir Crit Care Med*. 2020;201(7):767–74.
16. Silva PL, Ball L, Rocco PRM, Pelosi P. Power to mechanical power to minimize ventilator-induced lung injury? *Intensive Care Med Exp* . 2019;7(Suppl 1):1–11.
17. Chiumello D, Gotti M, Guanziroli M, Formenti P, Umbrello M, Pasticci I, et al. Bedside calculation of mechanical power during volume- And pressure-controlled mechanical ventilation. *Crit Care*. 2020;24(1):1–8.
18. Giosa L, Busana M, Pasticci I, Bonifazi M, Macri MM, Romitti F, et al. Mechanical power at a glance: a simple surrogate for volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med Exp* . 2019;7(1).
19. Tonetti T, Vasques F, Rapetti F, Maiolo G, Collino F, Romitti F, et al. 00000542-201605000-00027. *Intensive Care Med*. 2016;42(10):1567–75.
20. definizione VILI parker1993.pdf.
21. Beitler JR, Malhotra A, Thompson BT. Ventilator-induced Lung Injury. *Clin Chest Med*. 2016;37(4):633–46.
22. Gajic O, Dara SI, Mendez JL, Adesanya AO, Festic E, Caples SM, et al. Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation. *Crit Care Med*. 2004;32(9):1817–24.

23. MP_CCM_Pulmonary barotrauma during MV_Kumar.pdf. 1973.
24. Marini JJ, Culver BH. Systemic gas embolism complicating mechanical ventilation in the adult respiratory distress syndrome. *Ann Intern Med.* 1989;110(9):699–703.
25. Hayes DF, Lucas CE. Bilateral tube thoracostomy to preclude fatal tension pneumothorax in patients with acute respiratory insufficiency. *Case Reports. Am Surg.* 1976;42(5):330-1.
26. ARDS Network. Ventilation With Lower Tidal Volumes As Compared With Traditional Tidal Volumes for ALI and the ARDS. *N Engl J Med.* 2000;342(18):1301–8.
27. Cressoni M, Chiumello D, Algieri I, Brioni M, Chiurazzi C, Colombo A, et al. Opening pressures and atelectrauma in acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med.* 2017;43(5):603–11.
28. Chiumello D, Carlesso E, Cadringer P, Caironi P, Valenza F, Polli F, et al. Lung stress and strain during mechanical ventilation for acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008;178(4):346–55.
29. Protti A, Andreis DT, Milesi M, Iapichino GE, Monti M, Comini B, et al. Lung anatomy, energy load, and ventilator-induced lung injury. *Intensive Care Med Exp.* 2015;3(1):1–18.
30. Dreyfuss D, Soler P, Basset GUY, Saumon G. Respective Effects of High Airway Pressure, High Tidal Volume, and Positive End-expiratory Pressure. *Am Rev Respir Dis.* 1987;(137):1159–64.
31. Fernández-Pérez ER, Keegan MT, Brown DR, Hubmayr RD, Gajic O. Intraoperative tidal volume as a risk factor for respiratory failure after pneumonectomy. *Anesthesiology.* 2006;105(1):14–8.
32. Mead J, Takishima T, Leith D. Stress distribution in lungs: a model of pulmonary elasticity. *J Appl Physiol.* 1970;28(5):596–608.
33. Marini JJ. Strain Rate and Cycling Frequency-The “dynamic Duo” of Injurious Tidal Stress*. *Crit Care Med.* 2016;44(9):1800–1.

34. Rich PB, Reickert CA, Sawada S, Awad SS, Lynch WR, Johnson KJ, et al. Effect of rate and inspiratory flow on ventilator-induced lung injury. *J Trauma - Inj Infect Crit Care*. 2000;49(5):903–11.
35. Protti A, Maraffi T, Milesi M, Votta E, Santini A, Pugini P, et al. Role of Strain Rate in the Pathogenesis of Ventilator-Induced Lung Edema*. *Crit Care Med*. 2016;44(9):e838–45.
36. Faffe DS, Zin WA. Lung parenchymal mechanics in health and disease. *Physiol Rev*. 2009;89(3):759–75.
37. Vaporidi K, Voloudakis G, Priniannakis G, Kondili E, Koutsopoulos A, Tsatsanis C, et al. Effects of respiratory rate on ventilator-induced lung injury at a constant Paco₂ in a mouse model of normal lung. *Crit Care Med*. 2008;36(4):1277–83.
38. Retamal J, Borges JB, Bruhn A, Cao X, Feinstein R, Hedenstierna G, et al. High respiratory rate is associated with early reduction of lung edema clearance in an experimental model of ARDS. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2016;60(1):79–92.
39. Canet J, Paluzie G, Valle J, Castillo J, Ph D, Sabate S. Prediction of Postoperative Pulmonary Complications in a Population-based Surgical Cohort. *Anesthesiology*. 2010;113(6):1338–50.
40. Selzer A, Sarkiss M. Preoperative Pulmonary Evaluation. *Med Clin North Am*. 2019;103(3):585–99.
41. Lawrence VA, Dhanda R, Hilsenbeck SG, Page CP. Risk of Pulmonary Complications after Elective Abdominal Surgery *. *Chest*. 1996;110(3):744–50.
42. Overend TJ, Anderson CM, Lucy SD, Bhatia C, Jonsson BI, Timmermans C. The effect of incentive spirometry on postoperative pulmonary complications: A systematic review. *Chest*. 2001;120(3):971–8.
43. Zeng C, Lagier D, Lee JW, Vidal Melo MF. Perioperative Pulmonary Atelectasis: Part I. Biology and Mechanisms. *Anesthesiology*. 2022;136(1):181–205.

44. Wolthuis EK, Choi G, Dessing MC, Bresser P, Lutter R, Dzoljic M, et al. Mechanical ventilation with lower tidal volumes and positive end-expiratory pressure prevents pulmonary inflammation in patients without preexisting lung injury. *Anesthesiology*. 2008;108(1):46–54.
45. Severgnini P, Selmo G, Lanza C, Chiesa A, Frigerio A, Bacuzzi A, et al. Protective mechanical ventilation during general anesthesia for open abdominal surgery improves postoperative pulmonary function. *Anesthesiology*. 2013;118(6):1307–21.
46. KALKHORAN, Sara; BENOWITZ, Neal L .; RIGOTTI NA. A Trial of Intraoperative Low-Tidal-Volume Ventilation in Abdominal Surgery. *Rev del Col Am Cardiol*. 2018;72(23):2964–79.
47. Futier E, Constantin J-M, Paugam-Burtz C, Pascal J, Eurin M, Neuschwander A, et al. A Trial of Intraoperative Low-Tidal-Volume Ventilation in Abdominal Surgery. *N Engl J Med*. 2013;369(5):428–37.
48. Serpa Neto A, Hemmes SNT, Barbas CS V., Beiderlinden M, Biehl M, et al. Protective versus Conventional Ventilation for Surgery . *Anesthesiology*. 2015;123(1):66–78.
49. Emrath E. The Basics of Ventilator Waveforms. *Curr Pediatr Rep*. 2021;9(1):11–9.
50. Hughes M, Strachan L. Ventilatory support in the intensive care unit. *Anaesth Intensive Care Med*. 2016;17(10):520–5.
51. Huhle R, Serpa Neto A, Schultz MJ, Gama de Abreu M. Is mechanical power the final word on ventilator-induced lung injury?—no. *Ann Transl Med*. 2018;6(19):394–394.
52. Costa ELV, Slutsky AS, Brochard LJ, Brower R, Serpa-Neto A, Cavalcanti AB, et al. Ventilatory variables and mechanical power in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med*. 2021;204(3):303–11.
53. Santer P, Wachtendorf LJ, Suleiman A, Houle TT, Fassbender P, Costa EL, et al. Mechanical Power during General Anesthesia and Postoperative Respiratory Failure: A Multicenter Retrospective Cohort Study. *Anesthesiology*. 2022;137(1):41–54.

54. Karalapillai D, Weinberg L, Neto A S, Peyton P, Ellard L, Hu R, et al. Intra-operative ventilator mechanical power as a predictor of postoperative pulmonary complications in surgical patients: A secondary analysis of a randomised clinical trial. *Eur J Anaesthesiol.* 2022;39(1):67–74.
55. Wrigge H, Uhlig U, Zinserling J, Behrends-Callsen E, Ottersbach G, Fischer M, et al. The Effects of Different Ventilatory Settings on Pulmonary and Systemic Inflammatory Responses during Major Surgery. *Anesth Analg.* 2004;98(3):775–81.
56. Chaney MA, Nikolov MP, Blakeman BP, Bakhos M. Protective ventilation attenuates postoperative pulmonary dysfunction in patients undergoing cardiopulmonary bypass. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2000;14(5):514–8.
57. Lellouche F, Dionne S, Simard S, Bussi res J, Dagenais F. High tidal volumes in mechanically ventilated patients increase organ dysfunction after cardiac surgery. *Anesthesiology.* 2012;116(5):1072–82.
58. Severgnini P, Selmo G, Lanza C, Chiesa A, Frigerio A, Bacuzzi A, et al. Protective Mechanical Ventilation During General Anesthesia for Open Abdominal Surgery Improves Postoperative Pulmonary Function. *Surv Anesthesiol.* 2014;58(1):19–20.
59. Futier E, Jaber S. Lung-protective ventilation in abdominal surgery. *Curr Opin Crit Care.* 2014;20(4):426–30.
60. Silva PL, Negrini D, Mac do Rocco PR. Mechanisms of ventilator-induced lung injury in healthy lungs. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* 2015;29(3):301–13.
61. Schuijt MTU, Hol L, Nijbroek SG, Ahuja S, van Meenen D, Mazzinari G, et al. Associations of dynamic driving pressure and mechanical power with postoperative pulmonary complications–posthoc analysis of two randomised clinical trials in open abdominal surgery. *eClinicalMedicine.* 2022;47:101397.
62. Ball L, Volta CA, Saglietti F, Spadaro S, Di Lullo A, De Simone G, et al. Associations Between Expiratory Flow Limitation and Postoperative Pulmonary Complications in Patients Undergoing Cardiac Surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2022 Mar;36(3):815-824.

63. Vasques F, Duscio E, Cipulli F, Romitti F, Quintel M, Gattinoni L. Determinants and Prevention of Ventilator-Induced Lung Injury. *Crit Care Clin.* 2018;34(3):343–56.
64. Ball L, Dameri M, Pelosi P. Modes of mechanical ventilation for the operating room. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* 2015;29(3):285–99.
65. Nascimento Baez Garcia CS, Abreu SC, Lassance Soares RM, Mancilha Prota LF, Figueira RC, Morales MM, et al. Pulmonary morphofunctional effects of mechanical ventilation with high inspiratory air flow. *Crit Care Med.* 2008;36(1):232–9.
66. Moraes L, Silva PL, Thompson A, Santos CL, Santos RS, Fernandes MVS, et al. Impact of different tidal volume levels at low mechanical power on ventilator-induced lung injury in rats. *Front Physiol.* 2018;9(APR):1–12.