

PARAMETRI RESPIRATORI INDAGABILI

Lorenzo Mirabile

MISURA DELLA RESISTENZA AL FLUSSO

Le resistenze delle vie aeree si calcolano dividendo il delta di pressione tra gli alveoli e la bocca (ΔP) per il flusso (V). Nel paziente intubato è definita dalla differenza di pressione tra l'inizio e la fine del tubo endotracheale ed il flusso di volume di gas nella unità di tempo ($=F=V=\text{flusso}$). Si misura in mbar/l/sec (1 cm H₂O = 0.981 mbar) secondo la formula:

$$R = \Delta P / V$$

$$V = \text{flusso in l/sec}$$

NB

- nel paziente intubato senza problemi ostruttivi le resistenze totali aumentano più della metà
- nei bambini, per le caratteristiche anatomico-funzionali, le resistenze al flusso dei gas sono molto più alte

VALORI NORMALI

Neonato	30-50 mbar/l/sec
Lattanti	20-30 mbar/l/sec
1° infanzia	20-25 mbar/l/sec
2° infanzia/adulto	2-4 mbar/l/sec

CALCOLO DELLE RESISTENZE EFFETTIVE (R_{aw}) INSPIRATORIE

$$R_{aw} = PIP - P_{plat} / V$$

$$\text{Es } R_{aw} = 22 - 20 / 0,5 = \quad (\text{flusso} = 30 \text{ l/min} = 0,5 \text{ l/sec})$$

$$= 4 \text{ mbar/l/sec}$$

Il calcolo delle resistenze deve inoltre tener conto del diametro delle vie aeree secondo la legge di Hager-Poseuille per cui le resistenze al flusso ($=R$) è inversamente proporzionale alla quarta potenza del raggio ($=r$) e quindi la resistenza aumenterà di 16 volte se il diametro delle vie aeree si riduce della metà

$$R=1/r^4$$

CAUSE DI AUMENTO DELLE RESISTENZE DELLE VIE AEREE

- 1) Secrezioni eccessive e loro ritenzione
- 2) Edema delle mucose (asma, bronchite, EPA)
- 3) Enfisema (per compressione dinamica delle vie aeree)
- 4) Corpi estranei
- 5) Stenosi tumorali

Peculiarità delle resistenze durante il ciclo respiratorio

L'albero tracheo-bronchiale non è un sistema di tubi rigidi. I bronchi perdono il supporto cartilagineo a partire dalla undicesima generazione. Molteplici forze agiscono sulle pareti bronchiali prive di cartilagine, mantenendole aperte:

- 1) forze di retrazione elastica del polmone (→ tendono a mantenere aperto il lume dei bronchioli)
- 2) la pressione negativa intrapleurica, la quale è esercitata sul polmone in toto, comprese le vie aeree

Durante la inspirazione l'allungamento delle fibre elastiche contenute nel tessuto polmonare determina una trazione elastica sulle vie aeree (come una molla). I bronchioli sono pertanto stirati da forze radiali e le resistenze al flusso cadono.

Durante l'espiazione queste forze di retrazione diminuiscono perché i polmoni si riducono di volume, i bronchioli diventano più stretti e le resistenze al flusso aumentano.

Fig 1 TRAZIONE ELASTICA DEI BRONCHIOLI PRIVI DI CARTILAGINE DA PARTE DEL TESSUTO POLMONARE

Il tessuto elastico polmonare agisce come una molla a spirale che si allunga, trascinando le pareti bronchiolari.

Inoltre durante un'espiazione forzata, l'aumento della pressione intrapleurica può superare +40 mbar, causando compressione dinamica delle piccole vie aeree. La chiusura dei bronchioli si verifica quando la pressione intrapleurica è di molto più grande della pressione intraluminale.

Queste modifiche di resistenza al flusso si spiegano perché la fase espiratoria è sempre più lunga delle inspiratoria e per-

chè nelle patologie ostruttive
l'espiazione gioca un ruolo
maggiore

Da quanto detto è opportuno specificare alcune peculiarità che rendono il sistema respiratorio in età pediatrica, soprattutto nel neonato e lattante, più suscettibile nei confronti dei fenomeni ostruttivi:

- 1) le strutture bronchiali hanno una minore taglia rispetto a quelle dell'adulto e rispetto alla superficie corporea (bastano pertanto modeste riduzioni del lume per ingenerare importanti processi ostruttivi)
- 2) vi è una minore presenza di supporto cartilagineo il quale è più lasso e quindi più propenso a fenomeni compressivi e distorsivi (conseguenze in BDP e WM)
- 3) il polmone ha una maggiore elastanza e la gabbia toracica una maggiore compliance
- 4) il diaframma è più orizzontale rispetto a quello dell'adulto e quindi garantisce una minore escursione ventilatoria
- 5) le coste hanno un decorso orizzontale che riduce l'escursione toracica

Queste premesse spiegano perché il sistema respiratorio pediatrico abbia una maggior suscettibilità ostruttiva e perché ventili a volumi di chiusura maggiori in congruenza con una chiusura più centrale delle strutture bronchiali causata da una minore rappresentanza cartilaginea

MISURAZIONE DELLE PRESSIONI

Il delta di pressione tra le vie prossimali e le distali è la forza che muove i gas all'interno ed all'esterno dei polmoni, sia durante la respirazione spontanea, che in corso di ventilazione meccanica

DIFFERENZE TRA I DUE TIPI DI EVENTI:

- 1) in ventilazione spontanea si genera una depressione subatmosferica a livello pleurico correlata all'espansione toracica (contrazione diaframma ed intercostali)
- 2) in ventilazione meccanica il respiratore applica alle vie aeree una pressione positiva

L'espiazione è sempre considerata passiva, legata alla retrazione elastica del polmone e della gabbia toracica.

La pressione delle vie aeree (P_{aw}) deve essere misurata nei pazienti in ventilazione meccanica o CPAP, quando si utilizza la tecnica dell'occlusione delle vie aeree per determinare la compliance polmonare. La misura si pratica all'imbocco del TET o della maschera facciale.

La pressione intrapleurica (P_{tp}) misura la differenza di pressione all'interno ed all'esterno del polmone ($P_{tp}=P_{ia}-P_{es}$) ed è quella che determina il flusso dei gas e quindi l'espansione alveolare

(in respiro spontaneo coincide con la P_{es} , in ventilazione meccanica è data dalla suddetta formula cioè dalla differenza tra la pressione applicata alle vie aeree P_{aw} e la pressione intrapleurica o esofagea)

La pressione intraalveolare (P_{ia}) è pertanto la somma algebrica della pressione intrapleurica (P_{es}), della pressione di retrazione elastica o elastanza dei polmoni (P_{elas}) e della pressione applicata dalla macchina (P_{aw})

$$P_{ia} = P_{es} + P_{elas} + P_{aw} \quad P_{tp} = P_{ia} - P_{es}$$

Durante la ventilazione meccanica la pressione applicata alle vie aeree del paziente (P_{aw}) viene rilevata dal trasduttore di pressione ed il suo andamento è visualizzato sul monitor.

La P_{aw} però non corrisponde alla reale pressione presente nel sistema respiratorio o pressione intralveolare (P_{ia}) con l'aggiunta algebrica della P_{es} e della P_{elas} .

Questo perché nella fase inspiratoria tra circuito di ventilazione ed alveoli vi è una caduta pressoria dovuta alla interposizione di una serie di resistenze che ne rendono difficoltoso il monitoraggio. La resistenza maggiore è localizzata a livello del TET ed operando in regime di flusso laminare è direttamente proporzionale alla sua lunghezza ed inversamente proporzionale al suo raggio elevato alla quarta: perciò un dimezzamento del diametro del tubo determina un aumento delle resistenze di 16 volte

$$\text{Legge di Poiseuille completa} \quad R = 8 \eta \frac{L}{r^4}$$

Dove R = resistenza laminare

η = viscosità del fluido (scarsamente significativa per i gas)

r = raggio

Pertanto per un determinato fluido o gas la resistenza è determinata in maniera diversa dalla lunghezza L e dal raggio r del condotto. Quindi se si raddoppia la lunghezza raddoppierà proporzionalmente la resistenza mentre se si dimezza r allora R aumenta 16 volte.

Da quanto esposto si deduce che nelle vie aeree sono i tratti a raggio minore a determinare la resistenza offerta al passaggio dei gas respiratori. I tratti a minore diametro sono costituiti dal TET, dalla trachea e dai grossi bronchi, non dalle vie aeree periferiche e questo perché ad ogni suddivisione delle vie aeree il calibro diminuisce ma il numero dei condotti raddoppia, per cui l'area della sezione totale aumenta pertanto la resistenza dei canalicoli respiratori di calibro estremamente ristretto rimane contenuta in limiti modesti. Altri fattori contribuiscono ad aumentare le resistenze del tubo:

- 1) presenza di condensa o secrezioni
- 2) posizione della testa (la flessione del tubo determina una ulteriore caduta di pressione, proporzionale al grado di curvatura)

La rimozione del tubo determina sempre una notevole caduta delle resistenze, tra il 20% ed il 60%

- 3) velocità di flusso utilizzato per la ventilazione → quanto più la velocità è elevata tanto più avverrà il passaggio da un regime di flusso laminare ad un regime turbolento. Se il flusso è laminare le pressioni sono proporzionali al flusso, se il flusso è turbolento le pressioni sono proporzionali al quadrato del flusso, per cui per raddoppiare il flusso, in regime turbolento, bisogna quadruplicare la pressione

velocità critica oltre cui il flusso si trasforma in turbolento

50 ml/sec	3 l/min	per tubo n 2,5
125 ml/sec	7,5 l/min	per tubo n 3
146 ml/sec	8,75 l/min	per tubo n 3,5
≈170 ml/sec	10 l/min	per tubo n 4
≈210 ml/sec	12,5 l/min	per tubo n 5
250 ml/sec	15 l/min	per tubo n 6
292 ml/sec	17,5 l/min	per tubo n 7
312,5 ml/sec	18,8 l/min	per tubo n 7,5

NB

- nella ventilazione a controllo di flusso → un flusso costante nel tempo e quindi un volume stabile viene erogato al paziente indipendentemente da resistenza e compliance. Tuttavia resistenza e compliance influiranno sul livello di P_{aw} raggiunto al termine del T_i e quindi sulla pendenza dell'onda triangolare di pressione tipica di questa ventilazione, cioè a parità di volume erogato se $R \uparrow$ e/o $C \downarrow$ allora $P_{aw} \uparrow$

Fig

Il ΔP tra P_{aw} e P_{ia} deriva dal calcolo ottenuto moltiplicando il flusso per le resistenze

- Nella ventilazione a controllo di pressione si applica una pressione costante nel tempo alle vie aeree ed il volume polmonare ed il flusso variano in base alla compliance ed alle resistenze.

L'equilibrio tra P_{ia} e P_{aw} dipendono dalla compliance e dalle resistenze in maniera inversamente proporzionale. In condizioni normali l'equilibrio si raggiunge al 95% solo se la durata del tempo di inspirazione è pari a $3T$ (cioè tre volte la costante di tempo).

Quindi in un polmone con significative differenze di T tra le diverse zone, l'equilibrio sarà raggiunto più rapidamente nelle zone a minore compliance a parità di resistenza e nelle zone a minore resistenza a parità di compliance.

VARIAZIONI DI MORFOLOGIA DELL'ONDA PRESSORIA NELLE PATOLOGIE POLMONARI (a ZEEP)

Quali modifiche apportare all'onda di pressione per migliorare la distribuzione del volume corrente nelle patologie caratterizzate dalla presenza di unità bronco-alveolari con differente costante di tempo?

- IN CONDIZIONI NORMALI ove a parità di pressione di insufflazione ogni alveolo riceve lo stesso volume ($V=C \times P/p= V/C$) la ventilazione va realizzata con un'onda triangolare, più fisiologica rispetto alla quadra per la ridotta velocità di flusso, l'espansione progressiva e la minore MAP (pressione media).
- IN CONDIZIONI DI RIDOTTA COMPLIANCE polmonare risulterebbe più vantaggiosa una ventilazione con lunghi T_i e pausa inspiratoria (ONDA QUADRA) →RAZIONALE
 - 1) a parità di T_i e V_t la MAP è maggiore rispetto all'onda triangolare e se la MAP è ↑ allora anche l'ossigenazione è ↑
 - 2) il flusso inspiratorio decelerato (tipico dell'onda quadra) consente una migliore distribuzione della ventilazione e quindi degli scambi gassosi
 - 3) la pressione di apertura alveolare è raggiunta più rapidamente anche se a prezzo di un flusso iniziale più elevato e maggiore barotrauma.

NB

Nell'RDS del bambino di basso peso ed in genere nel neonato questa metodica è discutibile perché l'estrema brevità del T_i impiegati mettono in discussione la reale utilità della pausa.

CONDIZIONI CLINICHE DIVERSE E RELATIVE PROBLEMATICHE

COSTANTI DI TEMPO INTRAPOLMONARI DIFFERENZIATE PER:

1) PARI RESISTENZE E DIVERSE COMPLIANCE (RDS)

Per ottenere una omogenea espansione alveolare bisogna esercitare una pressione più elevata nelle unità a compliance minore dove la pressione sale più rapidamente. In tali condizioni l'onda traingolare non consente l'equilibrio pressorio tra le varie zone. L'onda traingolare quindi tende ad **** l'espansione di unità con diverse compliance, se si inserisce una pausa si crea l'equilibrio pressorio tra le varie zone accentuando le differenze di volume e ciò può essere causa di enfisema interstiziale.

2) PARI COMPLIANCE E DIVERSE RESISTENZE (MAS- polmone umido)

L'inserimento di una pausa potrebbe omogenizzare l'espansione alveolare. In realtà vengono preferiti T_i brevi per ventilare in maniera preferenziale le unità rapide, cioè non ostruite in modo da evitare fenomeni di "air trapping" durante l'espiazione.

Nei casi invece di alterazione diffusa ed omogeneo aumento delle resistenze (CLD) è consigliabile usare flussi lenti con T_i lungo, perché un flusso rapido genera turbolenze ed aumenta le resistenze. In questi casi anche la durata del T_e deve essere lunga altrimenti si instaura una "inadvertent PEEP" non rilevata dal trasduttore di pressione del respiratore.

RAPPRESENTAZIONE GRAFICA DEI SEGNALI RILEVATI

I segnali di flusso, volume e pressione rilevati dal paziente vengono visualizzati per mezzo di un sistema computerizzato e rappresentati in forma di tracciati scalari o diagrammi: flusso-volume o pressione-volume

1)

2)

3)

I tracciati scalari mostrano l'andamento nel tempo di:

1) pressione delle vie aeree (P_{aw}) 2) flusso aereo inspiratorio (deflessione negativa) ed espiratorio (deflessione positiva) con la linea orizzontale corrispondente a zero flusso 3) volume corrente, il cui picco corrisponde al termine dell'inspirazione per poi tornare alla linea di base a fine espirazione, a V_t espirato.

Da questi tracciati il computer calcola i T_i e T_e la FR il rapporto $i:e$, il picco di flusso in/espiratorio, il V_t , il VM ed alcuni dati di meccanica polmonare (resistenza-compliance). Osservando i tracciati si possono evidenziare alterazioni di morfologia per condensa o secrezioni

Il diagramma flusso-volume (F-V) è la rappresentazione grafica di un atto respiratorio ove il flusso è riportato sulle ordinate ed il volume ascisse

Normalmente il diagramma flusso-volume si chiude, cioè il V_t inspiratorio coincide con quello espiratorio

- 1) una curva F-V che mostri un flusso normale ed un ridotto volume corrente come la B è indice di processo restrittivo
- 2) una curva F-V con riduzione della velocità di flusso ed un volume corrente conservato è indice di processo ostruttivo (C)

Le curve F-V identificano anche un'ostruzione fissa, intra, extratoracica

Il diagramma "pressione-volume" (P-V) è la rappresentazione grafica di un atto respiratorio ove la pressione è riportata sulle ascisse ed il volume sulle ordinate

Il respiro spontaneo è caratterizzato da una variazione negativa della pressione, il respiro meccanico da una variazione positiva.

Se il flusso in-espiratorio dovesse superare solo le forze elastiche polmonari, il diagramma P-V sarebbe una retta, in realtà durante la fase inspiratoria in respiro spontaneo, ed espiratoria in respirazione controllata, a parità di pressione, i volumi polmonari sono inferiori rispetto a quelli dell'altra fase.

Questo fenomeno è definito ISTERESI ed è dovuto alle resistenze delle vie aeree che sono maggiori in fase espiratoria, in respiro spontaneo, ed in fase inspiratoria in respiro meccanico (carico resistivo) e quindi rallentano rispettivamente l'espirazione in RS e l'inspirazione in VAM. Quindi il lavoro respiratorio deve superare forze elastiche e resistive.

La pendenza della curva P-V dipende dalla compliance del polmone → più' compliant è il polmone, più' verticale è la curva P-V. Se vi è una perdita del TET il diagramma P-V non si chiude

PARAMETRI CALCOLABILI

VOLUME CORRENTE (Vt)

VOLUME MINUTO (Vt x Fr)

COMPLIANCE E RESISTENZE POLMONARI

LAVORO RESPIRATORIO

CAPACITA' FUNZIONALE RESIDUA (tecnica della diluizione dell'Elio)

COMPLIANCE

E' la misura dell'espansibilità dei polmoni e descrive le caratteristiche elastiche di questi.

Indica la relazione tra la variazione del volume nei polmoni per ogni unità di variazione di pressione intralveolare

$$C = V/P$$

$C = \frac{\text{VOLUME TIDALICO ESPIRATORIO}}{\text{PLATEAU} - \text{PEEP}} \text{ compliance statica}$
--

È espressa in ml/mbar

(1 mbar= 0.981 cm H2O)

Piu' ripida è la curva, maggiore è la compliance. Piu' grande è la compliance meno la pressione aumenterà per un certo aumento di volume

La compliance statica viene calcolata con la tecnica della occlusione singola o dell'esalazione passiva. Viene detta compliance statica perché le misurazioni vengono effettuate in assenza di flusso. La tecnica dell'esalazione passiva consiste nell'occludere le vie aeree al termine della inspirazione per 0,2 sec per raggiungere un plateau di pressione, corrispondente alla pressione elastica dell'apparato respiratorio a quel volume polmonare .

Il diagramma che segue descrive la compliance statica del polmone a diversi volumi di insufflazione polmonare.

La curva ha una forma ad S. Si possono distinguere tre parti:

1) parte piatta della curva piu' bassa. Se il volume di fine espirazione è troppo basso si verifica, a fine espirazione, la chiusura delle vie aeree piu' piccole ed il collasso degli alveoli distali. Opportuno quindi applicare sempre una PEEP per mantenere aperte o reclutarle

→ RECLUTAMENTO= pressione necessaria per aprire gli alveoli collassati

2) parte media (lineare) della curva. In questa porzione è sufficiente un minimo lavoro respiratorio per avere la massima compliance statica

3) parte piatta della curva alta: è il livello della massima elasticità alveolare. Un ulteriore aumento di pressione non incrementa il volume. A questo livello c'è pericolo di danno strutturale alveolare (BARO-VOLOTRAUMA) e diminuisce la perfusione per compressione capillare.

I punti di curvatura della curva sono detti PUNTI DI FLESSIONE, quello piu' basso è nell'area del volume di chiusura, la parte piu' vantaggiosa (100 ml/mbar) è quella centrale.

La compliance statica si calcola con la fomula gia' esposta

$$C = \frac{\text{Volume corrente espiratorio}}{P \text{ plateau-PEEP}} \quad \text{ml/mbar}$$

E' necessario che la durata del plateau inspiratorio sia sufficientemente lunga da consentire la misura della pressione in condizione statica, cioè a flusso=0. Il flusso va fermato qualche sec con l'occlusione aerea.

Ulteriore esigenza per la misurazione è quella di mantenere la muscolatura respiratoria completamente rilassata mediante sedazione e/o curarizzazione.

Se non si arresta il plateau in maniera statica, cioè con flusso=0, si puo' calcolare la compliance dinamica

$C \text{ DINAMICA} = \frac{\text{VOLUME COORENTE ESPIRATORIO (ml)}}{P \text{ picco- PEEP (mbar)}}$

Per il calcolo corretto della compliance, le misurazioni vanno fatte a livello del TET e non dal respiratore

Quindi il respiratore deve essere predisposto per escludere la compliance del circuito

Compliance normali:

Neonato \cong 2-5 ml/mbar
Lattante \cong 7-15 ml/mbar
Bambino \cong 15-20 ml/mbar
Adulto \cong 30-70 ml/mbar

La compliance dipende dalla elasticità del polmone (\downarrow nella fibrosi polmonare) da fluido contenuto nel polmone (\downarrow in edema polmonare) e dal surfactante.

Nell'enfisema la ridotta retrazione elastica aumenta la compliance.

Cause di riduzione della compliance

ALTERAZIONI PARENCHIMALI: ARDS, BRONCOPOLMONITE, EDEMA POLMONARE FIBROSI

\downarrow SURFATTANTE ALTERAZIONI FUNZIONALI: ARDS, EDEMA POLMONARE, ALVEOLARE, ATETTASIA, MENDELSON

RIDUZIONE DI VOLUME: PNX, PARALISI DIAFRAMMATICA, OBESITA'. METEORISMO O VERSAMENTI ADDOMINALI

LAVORO RESPIRATORIO

In fisica il lavoro è dato da:

Lavoro=Forza x Spostamento

La pressione la si può definire come

Pressione= $\frac{\text{Forza}}{\text{Superficie}}$

Cioè la forza esercitata su una superficie

Da cui la *forza= Pressione x superficie*

Per cui infine

Lavoro respiratorio = (Pressione x Superficie) x Spostamento

La superficie ed il tempo dello spostamento rappresentano il volume per cui

Lavoro respiratorio = Pressione x Volume

[conversione dei valori di pressione→1 cm h₂O = 0.981 mbar = 981 Pa

1 mm Hg = 1 Torr = 1,33 mbar = 133,3 Pa]

vn pressione lavoro = 2,5 - 3 Joule min - pressione max sostenibile = 10-15 Joule/min

Nelle condizioni normali si calcola solo il lavoro inspiratorio, presumendo l'espirazione come fenomeno passivo. In alcune patologie, quali le ostruzioni respiratorie, questo assunto non è vero.

Nel diagramma volume-pressione (isteresi) l'area sottesa indica il lavoro respiratorio eseguito.

Nel respiro spontaneo il lavoro Respiratorio richiede due componenti:

- lavoro elastico per superare le forze

- elastiche
 - se polmoni rigidi= \uparrow lavoro elastico
- lavoro resistivo per superare le resistenze
- se vie aeree strette= \uparrow lavoro resistivo

Il grafico mostra la dinamica della relazione volume-pressione in un tranquillo respiro spontaneo \rightarrow AXB = inspirazione BYA= espirazione
 La rigidità di AB rappresenta la compliance dinamica

L'area grigia AXB è il lavoro per superare le resistenze delle vie aeree.
 L'area gialla ABC è il lavoro speso per superare la compliance (lavoro elastico)

In respiro tranquillo BYA è il lavoro passivo esercitato per superare le resistenze al flusso espiratorio. Tale lavoro è esercitato dalle fibre elastiche durante l'inspirazione.

SE PATOLOGIA OSTRUTTIVA

SE PATOLOGIA RESTRITTIVA

L'aumento del lavoro respiratorio è dovuto anche alle resistenze del flusso nel TET e nel circuito.

Fisiologia dello scambio dei gas

In condizioni normali il consumo di O₂ per il lavoro respiratorio è circa 5 ml/min (2% del consumo totale di O₂)

In condizioni di tachipnea, il consumo può raggiungere il 20% del totale

Nelle gravi BPCO il consumo di O₂ può essere molto alto

Se la richiesta di O₂ ed energia supera quella fornita, si verifica un deficit metabolico con affaticamento dei muscoli respiratori, con impossibilità a mantenere una sufficiente ventilazione alveolare. In queste condizioni si instaura una insufficienza polmonare con ipercapnia.

TRE FATTORI SONO IMPORTANTI NEGLI SCAMBI DEI GAS

1) Ventilazione \rightarrow trasporto dei gas tra alveoli \leftrightarrow atmosfera

Fattori limitanti: ostruzione, restrizione, ostruzione/restrizione

Es laparotomia ampia → ridotta escursione ↓ CFR

BPCO

Ipoventilazione da sedazione, curarizzazione, malattie neuromuscolari

2) Diffusione se alterazione della membrana alveolo-capillare → blocco della diffusione

Cause: aumento della ritenzione di fluido interstiziale o alveolare per motivi cardiogeni o edema polmonare non cardiogeno (ARDS), polmoniti, fibrosi

3) Perfusione → alterazione classica della perfusione è l'EMBOLIA POLMONARE

L'anomalia della perfusione può avvenire per alterazione del microcircolo polmonare con piccoli depositi di piastrine, coaguli di fibrina conseguenti a sepsi, peritoniti, pancreatiti, insufficienza cardiaca, shock ecc che conducono tutti a ARDS.

Se parziale insufficienza respiratoria

$PaO_2 \downarrow$ $PaCO_2 \downarrow$

Se totale insufficienza respiratoria

$PaO_2 \downarrow$ $PaCO_2 \uparrow$

Valutazione dell'AaDO₂ = gradiente di O₂ alveolo-arterioso

$AaDO_2 = PAO_2 - PaO_2$

(differenze di tensione parziale di O₂ tra gas alveolare e sangue arterioso)

$PAO_2 = \frac{PiO_2 - PaCO_2}{RQ} = \frac{(P_{parziale O_2 \text{ aria inspirata}}) - (P_{parziale CO_2})}{(\text{quoziente respiratorio})}$

$PiO_2 = (P_{atm} - P_{H_2O}) \times FiO_2$

Se $PaO_2 = 90 \text{ mmHg}$ e $PaCO_2 = 40 \text{ mmHg}$

Allora $PAO_2 = (760 - 47) \times 0,21 - 40/0,8 \Rightarrow 100 \text{ mmHg}$

$AaDO_2 = 100 - 90 = 10$

Calcolo veloce della $AaDO_2 = 145 - (PaO_2 + PaCO_2)$

Regola generale = $fIO_2 \times 5 =$

