

LORIS CERON – VENERINO POLETTI

ECOENDOSCOPIA TORACICA



EDIZIONI MINERVA MEDICA

Le fotocopie per uso personale del lettore possono essere effettuate nei limiti del 15% di ciascun volume/fascicolo di periodico dietro pagamento alla SIAE del compenso previsto dall'art. 68, commi 4 e 5, della legge 22 aprile 1941 n. 633.

Le fotocopie effettuate per finalità di carattere professionale, economico o commerciale o comunque per uso diverso da quello personale possono essere effettuate a seguito di specifica autorizzazione rilasciata dal CLEARedi, Centro Licenze e Autorizzazioni per le Riproduzioni Editoriali, Corso di Porta Romana 108, 20122 MILANO, e-mail autorizzazioni@clearedi.org e sito web www.clearedi.org

ISBN 978-88-7711-768-7

© 2014 – EDIZIONI MINERVA MEDICA S.p. A. – Corso Bramante 83/85 – 10126 Torino

Sito Internet: www.minervamedica.it / *e-mail:* minervamedica@minervamedica.it

I diritti di traduzione, memorizzazione elettronica, riproduzione e adattamento totale o parziale, con qualsiasi mezzo (compresi microfilm e copie fotostatiche), sono riservati per tutti i Paesi.

Prefazione

*Tutto è difficile
prima di essere semplice*
Thomas Fuller

Quando dopo l'introduzione del broncoscopio flessibile ebbe inizio l'era moderna della broncologia, gli endoscopisti si trovarono a disporre di uno strumento che consentiva l'esplorazione dell'albero bronchiale fino alle sue diramazioni periferiche. Venne sviluppata una semeiologia endoscopica, che i nostri maestri ci hanno trasmesso parlandoci di aspetto della mucosa, calibro normale o ridotto dei bronchi, stenosi, vegetazioni, sanguinamenti, insegnandoci anche a valorizzare i segni indiretti di patologia, cioè quegli elementi che senza farci vedere direttamente un tumore ci permettono di sospettarne la presenza: allargamento degli speroni, compressione estrinseca, fissità di un bronco, segni di stasi venosa o linfatica. È su questi elementi, in tempi in cui la TC non esisteva o si stava timidamente affacciando (primi anni Ottanta) e la stratigrafia era la tecnica migliore che la radiologia poteva offrirci, che si giocava l'abilità dell'endoscopista nell'offrire al chirurgo un giudizio di operabilità.

L'avvento negli anni Novanta dell'ecografia endobronchiale, dapprima con sonde radiali e successivamente con strumenti dedicati a scansione settoriale ha segnato un passo avanti fondamentale nella storia dell'endoscopia respiratoria, permettendoci di vedere quello che prima era invisibile, di individuare con sicurezza masse, linfonodi, lesioni parenchimali periferiche, e di eseguire prelievi con altissima precisione; ci ha permesso di aumentare la sensibilità della TBNA fin oltre il 90% e, combinando lo studio transbronchiale con quello transesofageo, ha messo in discussione il ruolo di gold standard della mediastinoscopia nella stadiazione mediastinica del tumore polmonare.

Da tutto questo nasce questo volumetto che si rivolge in particolare a tutti gli endoscopisti respiratori, ispirato dal bisogno di mettere nero su bianco esperienze di operatori esperti che da anni si dedicano all'ecografia endoscopica e dalla convinzione che oggi non possa esserci un broncoscopista che non conosca a fondo le possibilità di queste nuove tecniche, quand'anche non abbia i mezzi per applicarle nella sua pratica quotidiana.

LORIS CERON
VENERINO POLETTI

Autori

GIAN LUCA CASONI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

LORIS CERON

UO Pneumologia, ULSS 12 Veneziana

MARCO CHILOSI

Dipartimento di Patologia, Università di Verona

ROBERTO COPETTI

SOC Pronto Soccorso e Medicina d'Urgenza, Ospedale di Latisana, Udine

LUCIA CROCIANI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

CARLO GURIOLI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

CHRISTIAN GURIOLI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

BRUNO MURER

UO Anatomia Patologica, Dipartimento di Patologia Clinica, Ospedale dell'Angelo, Mestre-Venezia

VITTORIO PIETRANGELI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

GIOVANNI POLETTI

Laboratorio Area Vasta Romagna, Ematologia, Pievesestina, Cesena

VENERINO POLETTI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

CLAUDIA RAVAGLIA

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

MICAELA ROMAGNOLI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

GINO SOLDATI

SOC Pronto Soccorso e Medicina e Chirurgia d'Urgenza, Ospedale della Valle del Serchio, ASL 2, Lucca

SARA TOMASSETTI

UO Pneumologia Interventistica, Ospedale G.B. Morgagni, Forlì

Indice

PREFAZIONE	III
AUTORI	V
1 PRINCIPI GENERALI DI FISICA DEGLI ULTRASUONI <i>Roberto Copetti, Gino Soldati</i>	1
2 ANATOMIA DEL MEDIASTINO <i>Loris Ceron</i>	11
3 STRUMENTI E METODICA <i>Carlo Gurioli</i>	21
4 ECOGRAFIA ENDOBRONCHIALE DIAGNOSTICA <i>Gian Luca Casoni, Vittorio Pietrangeli, Loris Ceron</i>	47
5 APPLICAZIONI DELL'ECOGRAFIA ENDOBRONCHIALE ALLA BRONCOSCOPIA TERAPEUTICA <i>Christian Gurioli, Sara Tomassetti, Carlo Gurioli</i>	65
6 ECOGRAFIA TRANSESOFAGEA (EUS) <i>Micaela Romagnoli, Lucia Crociani, Carlo Gurioli</i>	77
7 CITOLOGIA NELLE PATOLOGIE POLMONARI <i>Venerino Poletti, Giovanni Poletti, Marco Chilosi, Bruno Murer, Claudia Ravaglia</i>	91

PRINCIPI GENERALI DI FISICA DEGLI ULTRASUONI

Roberto Copetti, Gino Soldati

1

L'ecografia è una tecnica di diagnosi che fornisce immagini sfruttando l'interazione degli ultrasuoni con la materia. Gli ultrasuoni sono onde acustiche con frequenze superiori a 20 KHz e pertanto non udibili dall'orecchio umano. Le frequenze impiegate in campo diagnostico sono generalmente comprese fra 2 MHz e 20 MHz. Gli ultrasuoni, a differenza delle onde elettromagnetiche, non si propagano nel vuoto.

Le onde acustiche vengono generate da appositi trasduttori, fonti di vibrazioni, attraverso un impulso elettrico. Gli impulsi inviati nella materia, una volta riflessi, vengono tradotti in immagini.

Nella pratica vengono impiegati cristalli (quarzo, ceramiche ferroelettriche, polimeri plastici) dotati della capacità, quando stimolati elettricamente, di entrare in vibrazione generando onde acustiche.

Gli stessi cristalli fungono da sorgente di emissione e da punto ricevente delle onde rifles-

se dalla materia organica che vengono tradotte in immagini su scala di grigi.

La frequenza del segnale acustico che il trasduttore emette è determinata dallo spessore del cristallo e dalla differenza di potenziale cui esso viene sottoposto. Ogni singolo trasduttore invia e riceve alternativamente una serie di impulsi a una frequenza predeterminata, che provocano variazioni pressorie nel tempo del mezzo attraversato, caratterizzando quindi la propagazione di un'onda. L'onda si caratterizza per una ampiezza, una lunghezza d'onda e una frequenza.

La frequenza rappresenta il numero di oscillazioni che l'onda compie nell'unità di tempo (misurata in cicli al secondo o Hz). La lunghezza d'onda esprime la distanza tra due creste di onda, mentre l'ampiezza correla con l'energia trasportata dall'onda (Fig. 1.1).

L'emissione, di brevissima durata, è intervalata da un breve tempo di latenza, necessario per consentire la propagazione del fascio ultrasonoro

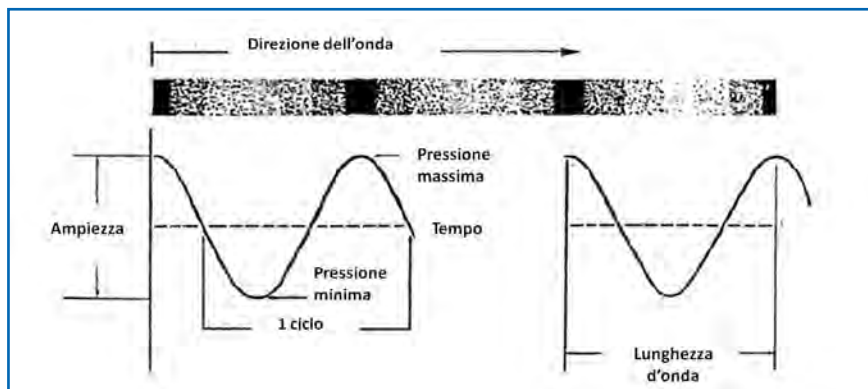


FIGURA 1.1 Le onde acustiche. I principali parametri.

nei tessuti e per la successiva registrazione degli echi riflessi. Il periodo impulso/pausa è chiamato *pulse repetition period* (PRP), il numero di segnali emessi in un secondo è chiamato *pulse repetition frequency* (PRF). Il tempo dedicato all'impulso è solamente una piccola frazione (0,1%) del PRP. Una relativamente lunga fase di ascolto consente quindi agli ultrasuoni di tornare indietro sottoforma di echi, trovando il trasduttore pronto per la ricezione.

Il fascio ultrasonoro emesso attraversa i tessuti esplorati, interagendo con essi: in parte viene attenuato e in parte torna al trasduttore. La ricezione degli echi di ritorno da parte della sonda consente di produrre, ancora attraverso l'effetto piezoelettrico, correnti elettriche interpretate dal software dell'ecografo e convertite in immagine.

L'interazione degli ultrasuoni con i tessuti varia in relazione all'impedenza acustica degli stessi.

L'impedenza acustica (Z) è una proprietà caratteristica di ogni mezzo e corrisponde all'entità delle forze che si oppongono alla trasmissione dell'onda ultrasonora al suo interno. Essa è uguale al prodotto della densità (D) del mezzo per la velocità di propagazione del suono attraverso il mezzo stesso (V): $Z = D \cdot V$ e quindi $V = Z/D$. Ne deriva che la velocità di propagazione degli ultrasuoni nei mezzi è direttamente proporzionale all'impedenza acustica e inversamente proporzionale alla densità (Tab. 1-I).

La capacità del trasduttore di ricevere segnali

di ritorno dal mezzo attraversato permette al sistema elettronico dell'ecografo di interpretarli in termini di densità tessutale e profondità. Più elevata è la densità del mezzo indagato (rispetto a quello contiguo), maggiore è il segnale ricevuto e tanto più brillante è il corrispettivo pixel sullo schermo. Tanto più profondo è il bersaglio, tanto maggiore sarà il tempo impiegato dall'impulso per tornare al trasduttore.

Durante la fase in cui l'ultrasuono si propaga attraverso un mezzo l'intensità del segnale si riduce e viene attenuata (fenomeno dell'attenuazione). In generale, l'attenuazione da parte dei tessuti aumenta con l'aumentare della frequenza, per cui la capacità di penetrazione del fascio ultrasonoro risulta inversamente proporzionale alla frequenza della sonda.

La maggiore o la minore profondità della struttura da esaminare imporrà quindi l'utilizzo di trasduttori con una frequenza diversa. Elevata per le strutture superficiali, meno elevata per quelle profonde. Sonde ad alta frequenza (7-18 MHz) verranno impiegate per lo studio di strutture superficiali, mentre le frequenze più basse (2,5-7 MHz), penetrando in profondità, garantiranno una buona visione delle zone più profonde.

L'elaborazione degli echi di ritorno e la loro trasformazione in immagini è un processo complesso di tipo elettronico. In termini sintetici, i segnali ricevuti dalla sonda vengono convertiti in dati digitali adatti ad essere amplificati e processati per la produzione di immagini. L'apparecchio realizza un'elaborazione elettronica che rende visibili differenze anche minime di tonalità (in una scala di grigi) e ciò permette di ricostruire sullo schermo dell'ecografo una dettagliata mappa della sezione attraversata dal fascio ultrasonoro.

Descrivendo brevemente i fenomeni coinvolti, ad ogni pixel dell'immagine ecografica viene assegnata una diversa luminosità che è proporzionale all'intensità degli echi corrispondenti. Ne deriva che gli echi intensi appaiono come punti bianchi, l'assenza di echi appare come nero (anecogenicità), infine, gli echi intermedi appaiono come punti con differenti tonalità di grigio.

Tabella 1-I – Diverse velocità (V) di propagazione degli ultrasuoni in modo direttamente proporzionale alla impedenza acustica (Z) e inversamente proporzionale alla densità (D), secondo la formula $V=Z/D$.

	Velocità (V) (m/s)	Impedenza acustica (Z) ($\text{kg}/\text{m}^2 \times \text{s}$)	Densità (D) (kg/m^3)
Aria	330	0,04	1,2
Vapore acqueo	405	24	600
Acqua	1430	143	1000
Grasso	1460	135	920
Sangue	1560	162	1060
Muscolo	1630	174	1070
Osso	4100	738	1810
Tessuto medio	1540		

L'osso, l'aria, le fasce muscolari, le calcificazioni generano elevatissime percentuali di riflessione (posseggono un'elevata ecogenicità), quindi vengono rappresentate con colore bianco. Confrontate con strutture meno riflettenti (meno ecogene), queste immagini vengono definite iperecogene. Inoltre la massiva riflessione rende impossibile (come nel caso dell'osso, di calcoli o dell'aria) la valutazione delle strutture sottostanti: tale fenomeno è responsabile dell'ombra acustica posteriore riscontrabile quando il fascio incide su superfici che determinano una riflessione pressoché completa.

Il contrario avviene quando l'ultrasuono attraversa strutture acusticamente molto permeabili, (poco o senza echi, ipo o anecogene) come i liquidi. Ciò si verifica tipicamente nelle cisti con contenuto liquido, nella colecisti, nella vescica e nei vasi e naturalmente nei versamenti pleuropericardici. In questi casi l'immagine appare nera, particolarmente se il fluido è omogeneo e non corpuscolato (trasudato, urina, bile, sangue). La perfetta anecogenicità viene chiamata anche transonicità.

● LA FORMAZIONE DELLE IMMAGINI IN ECOGRAFIA POLMONARE

La pleura viscerale rappresenta il limite esplorabile del polmone in quanto le unità lobulari polmonari subpleuriche contengono aria che genera un'impedenza acustica nettamente differente da quella dei tessuti non areati. Quando un'onda acustica incide sulla linea pleurica, la frazione di energia riflessa (R) correla con la differenza di impedenza acustica fra l'aria e i tessuti situati superficialmente. Nel caso del polmone, R assume un valore di circa 1, quindi la trasmissione acustica profonda ($1-R$) è praticamente nulla. Da ciò deriva che il polmone normale non mostra, all'esplorazione ecografica immagini anatomiche reali, bensì artefatti di riverbero che mascherano completamente le strutture vascolari e bronchiali. Il polmone normalmente areato presenta infatti un'ecogenicità poco marcata su cui si visualizzano linee orizzontali, le linee A, espressione di riverberazioni profonde della linea pleurica (Fig. 1.2).

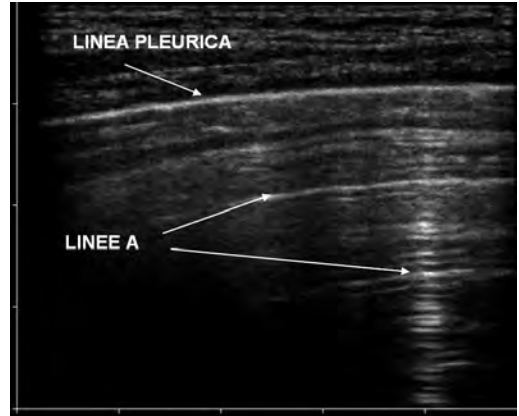


FIGURA 1.2 Scansione trasversale con sonda lineare: sono evidenti le linee A.

Le linee A sono riverberi paralleli alla linea pleurica, equidistanti tra loro, con una distanza pari alla distanza tra il piano di appoggio della sonda e la linea pleurica. La loro intensità decresce in profondità. La genesi delle linee A deriva dal fatto che, come detto, l'elevata impedenza acustica fra polmone e tessuti genera una riflessione pressoché totale dell'onda acustica che colpisce la sonda, viene registrata e in parte nuovamente riflessa. L'impulso iniziale percorre così n volte lo stesso percorso, attenuandosi progressivamente.

La linea pleurica rappresenta un repere fondamentale in ecografia polmonare. Ecograficamente si evidenzia la combinazione di pleura parietale, viscerale e del fluido interposto, senza che, con le usuali frequenze, si riesca a differenziare agevolmente i singoli componenti. Normalmente quindi l'immagine pleurica è quella di una linea ecogena, che rappresenta gli echi speculari dell'interfaccia tra tessuti solidi del torace e aria polmonare. Solamente quando il liquido pleurico interposto supera le dimensioni di discriminazione assiale della frequenza acustica esplorante, le interfacce pleuriche parietale e viscerale si separano e indicano i salti di impedenza acustica rispettivamente tra parete e liquido pleurico e tra questo e il parenchima aerato o consolidato.

Lo scivolamento della pleura viscerale su quella parietale determina un movimento che in ecografia appare singolo e che correla con le escursioni del polmone durante l'attività respira-

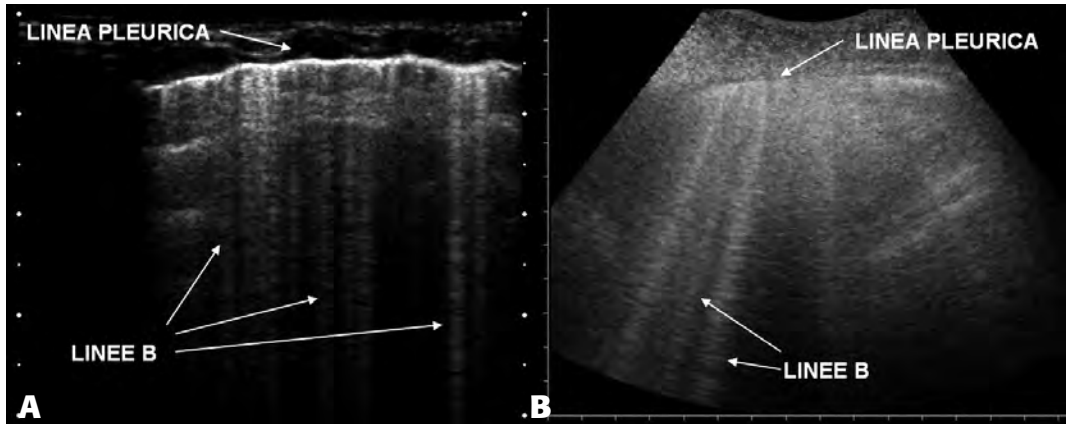


FIGURA 1.3 A) Scansione longitudinale con sonda lineare; B) scansione trasversale con sonda convex. Evidenza di linee B.

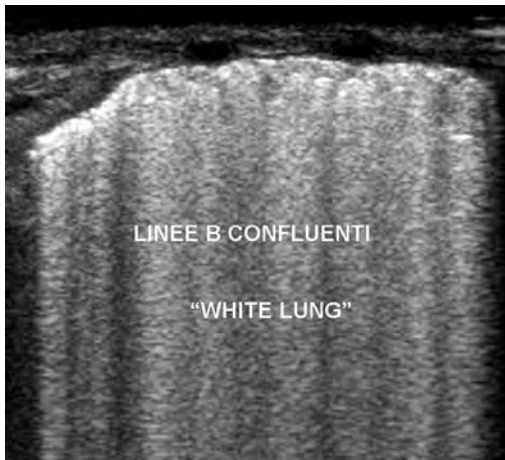


FIGURA 1.4 Quadro di *white lung* caratterizzato dalla coalescenza delle linee B.

toria. Questo caratteristico movimento è definito *sliding*. Questo è assente in caso di pneumotorace (aria nel cavo pleurico maschera la pleura viscerale), di ridotta compliance polmonare (es. ARDS), di atelettasia o nelle aree di pleurodesi.

Le linee A esprimono quindi artefatti fisiologici. Le linee B sono espressione di artefatti patologici. Sono costituite da immagini verticali, che appaiono con densità (numero/cm) variabile lungo il piano pleurico fino alla loro coalescenza (*white lung*)¹⁻³ (Fig. 1.3, 1.4).

Quando ci si riferisce ad “artefatti” è necessario comprendere alcuni concetti. In termini fisici di imaging ultrasonoro, un artefatto è un errore di percezione o di rappresentazione di un’infor-

mazione acustica introdotto dall’apparecchiatura impiegata e indotto da fenomeni di interazione tra energia e tessuto⁴. In termini pratici è l’interpretazione di un segnale da parte dell’ecografo non rappresentato in termini di anatomia reale. È necessario tuttavia riconoscere che in senso puramente fisico e di elaborazione dell’informazione della macchina linee A, B e *white lung* (e fenomeni associati) sono reali segnali di radiofrequenza che individuano reali interazioni e interferenze tra onde acustiche e strutture tissutali esplorate.

La genesi delle linee B non è stata ancora definitivamente del tutto chiarita. L’ipotesi di Lichtenstein^{5,6} è molto semplice. Secondo l’autore francese le linee B originano dai setti interlobulari subpleurici che si proiettano verticalmente

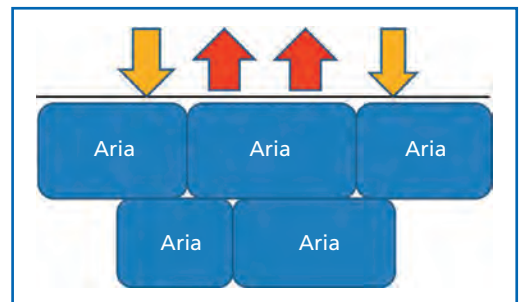


FIGURA 1.5 Nella scansione di un polmone normale, l’aria è separata da sottili setti che non vengono visualizzati alle frequenze ultrasonore impiegate normalmente. Il piano pleurico si comporta come un riflettore speculare, riflettendo verso il trasduttore l’energia acustica ricevuta (da: G. Soldati, R. Copetti. *Ecografia Toracica*. II edizione. Torino; Edizioni Medico Scientifiche; 2012).

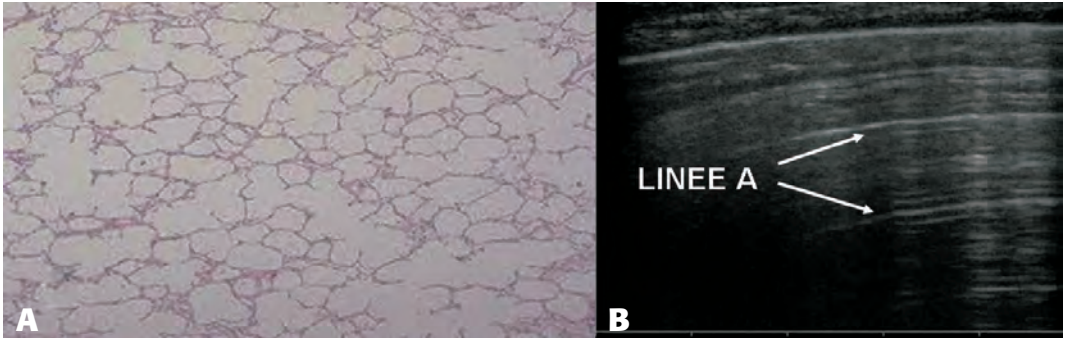


FIGURA 1.6 A) Istologia del polmone normale: i setti non vengono discriminati dal fascio ultrasonoro, ne deriva che l'immagine ecografica del polmone (B) è artefattuale, caratterizzata da riverberi della linea pleurica (linee A).

sulla pleura viscerale. In caso di ispessimento dei setti interlobulari (es. edema), l'ultrasuono può incontrare a questo livello un gradiente di impedenza acustica molto elevato (tra aria e tessuto), idoneo a produrre l'artefatto. Questa ipotesi è certamente plausibile, ma è solamente uno dei tanti modi con cui la linea B può prodursi. La convinzione di chi scrive⁷⁻¹⁰ è che la linea B può prodursi in ogni punto della superficie pleurica in cui il riflettore speculare normale (la

linea pleurica) si interrompe, per cui l'ultrasuono riesce a vedere, in relazione alla sua lunghezza d'onda, una struttura non impedente (una sorta di microbuco acustico) che possa permettergli di insinuarsi tra superfici fortemente riflettenti. Tra queste l'ultrasuono può subire multiple riflessioni che possono provocare riverberi focali, eventualmente modulati da interferenze che la macchina legge come stretta successione in profondità di echi (Fig. 1.5-1.7). Alle frequenze normalmente

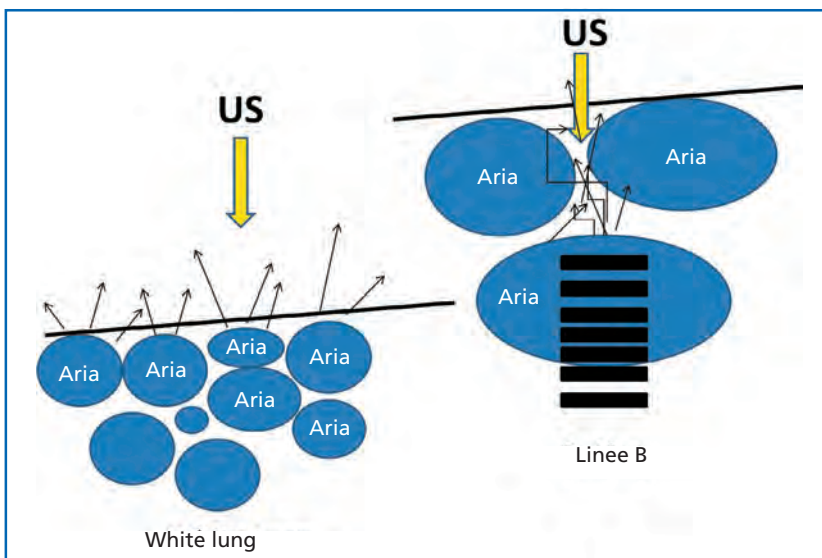


FIGURA 1.7 L'interazione degli ultrasuoni col piano pleurico che non è più speculare probabilmente rappresenta la causa delle immagini viste nella sindrome interstiziale ecografica. Nelle interstiziopatie e, molto più genericamente in tutte le situazioni in cui il polmone sottopleurico aumenta di densità (come nelle ipoventilazioni), la componente interstiziale diviene relativamente maggiore, provocando innumerevoli discontinuità acustiche superficiali in cui l'ultrasuono subisce multiple riflessioni che provocano fenomeni di interferenza additiva. A destra, una discontinuità superficiale di dimensioni coerenti con la lunghezza d'onda impiegata, agisce come una sorta di buco in cui le multiple riflessioni ultrasonore fanno tornare alla sonda un segnale localmente rinforzato, che la macchina "legge" linea B (da: G. Soldati, R. Copetti, Ecografia Toracica. II edizione. Torino; Edizioni Medico Scientifiche; 2012).

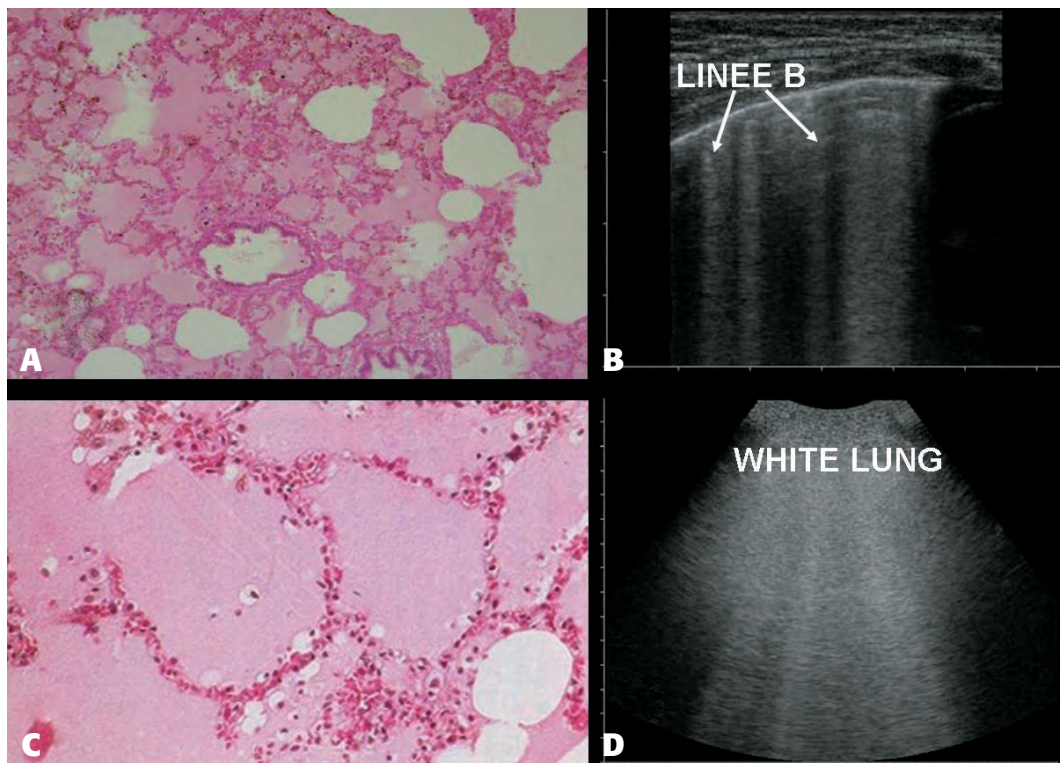


FIGURA 1.8 A) Istologia della fase interstiziale dell'edema polmonare acuto; B) l'incremento dell'acqua extravascolare polmonare in questa fase determina una espansione dell'interstizio che genera la formazione di linee B; C) istologia della fase in cui gli alveoli si riempiono di liquido; D) la severa deareazione che si aggiunge all'espansione dell'interstizio genera un quadro ecografico di *white lung*.

impiegate in diagnostica, i setti interlobulari normali (di spessore circa 100 micron)¹¹ non possono essere discriminati e quindi non sono in grado di produrre rotture del riflettore pleurico, ma la situazione può essere enormemente differente in caso di patologia.

Le condizioni che provocano un aumento di densità del polmone, sia che si faccia perdere aria al polmone, sia che si aumenti il contenuto solido dell'organo, o ambedue gli effetti, sono idonee a produrre differenti concentrazioni di linee B (edema polmonare cardiogeno e non cardiogeno, fibrosi, contusione, flogosi), prima che il tessuto raggiunga la densità critica per esprimere immagini reali di consolidamento (Fig. 1.8, 1.9).

Questi concetti sono quindi strettamente correlati alla densità del polmone nel piano immediatamente subpleurico. L'incremento di densità

del polmone determina pertanto l'interruzione di riflettore acustico pressoché totale della linea pleurica. Il *white lung* rappresenta pertanto una condizione preconsolidante del polmone. Il consolidamento totale con assoluta assenza di aria come l'atelettasia ostruttiva presenta una densità molto prossima a 1 g/ml.

Il consolidamento polmonare viene visto come tessuto, quindi caratterizzabile in forma, dimensioni, ecostruttura ed ecogenicità¹².

Le basi fisiche delle immagini di addensamento sono quelle comuni a qualsiasi organo parenchimatoso. L'omogeneità e la relativa assenza di interfacce riducono i salti di impedenza acustica, quindi i fenomeni di riflessione. Il perfetto addensamento in ecografia polmonare è l'atelettasia ostruttiva dopo che l'aria è stata completamente riassorbita¹³ (Fig. 1.10).

Anche le polmoniti¹⁴ (Fig. 1.11) e le neopla-

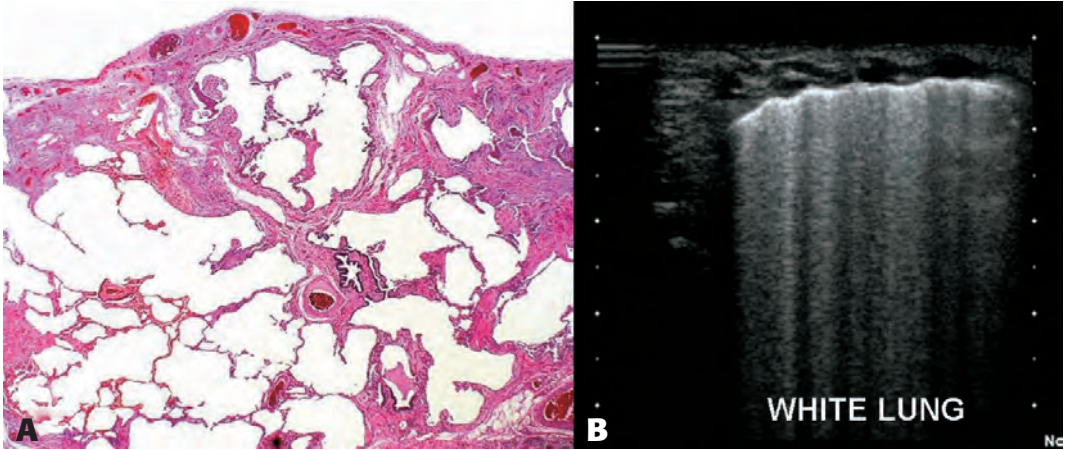


FIGURA 1.9 A) Istologia di area di polmone fibrotico; B) l'espansione dell'interstizio e la deareazione del polmone generano un'area ecografica di *white lung*.

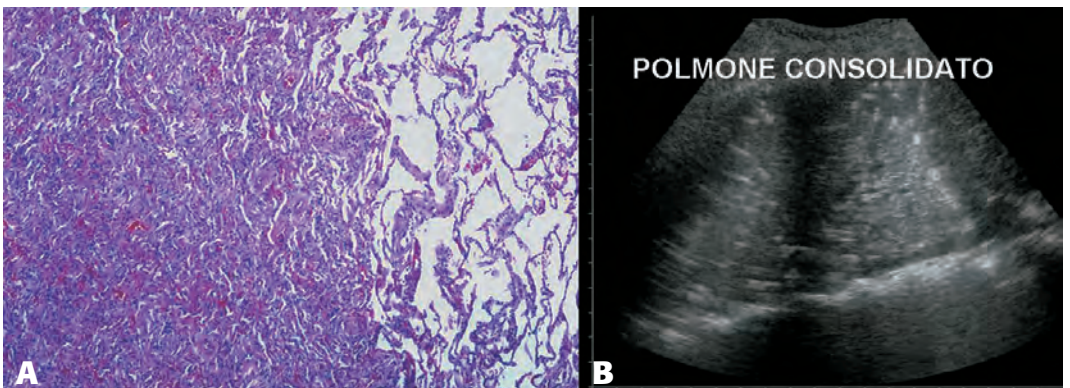


FIGURA 1.10 A) Istologia di polmone atelettastico; B) l'immagine ecografica è reale e dimostra un esteso consolidamento del polmone nel cui contesto residua pochissima aria (spots iperecogeni).

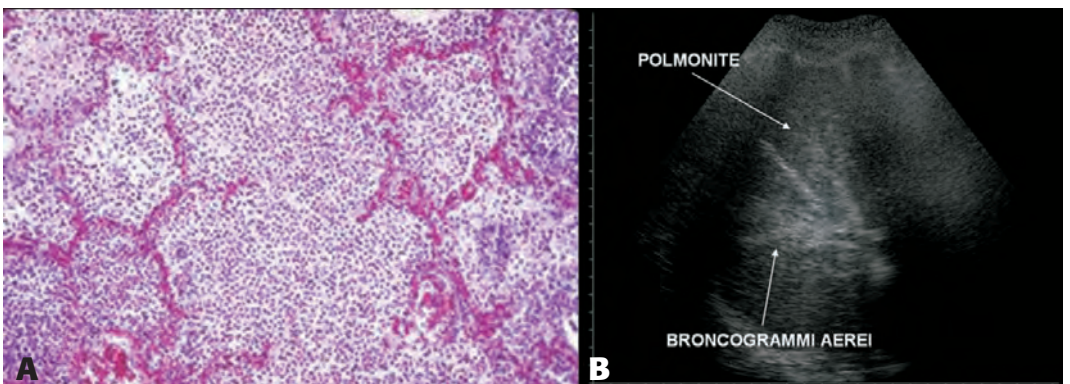


FIGURA 1.11 A) Istologia di polmonite; B) la severa deareazione dovuta al fatto che gli alveoli risultano occupati da materiale flogistico, genera un'immagine di consolidamento nel cui contesto sono evidenti broncogrammi aerei.



FIGURA 1.12 Il versamento pleurico appare come una raccolta transonica.

sie possono apparire relativamente omogenee e pressoché prive di riflessi, a patto che contengano pochissima aria.

L'aria all'interno degli addensamenti appare riflettente e disegna immagini brillanti a seconda della sua disposizione. Queste immagini generano i cosiddetti broncogrammi aerei¹⁵. Ovviamente un addensamento polmonare è visibile solamente se non ricoperto da polmone aerato e se quindi raggiunge la linea pleurica.

Infine, anche a livello del torace le raccolte fluide, pleuriche e pericardiche, consentono con facilità il passaggio del fascio ultrasonoro e si comportano analogamente a raccolte addominali, articolari e al liquido contenuto fisiologicamente o patologicamente in organi o tessuti (colecisti, vescica, vasi, ematomi, ascessi, sieromi) (Fig. 1.12).

La figura 1.13 mostra molto schematicamente come le variazioni di densità del polmone a livello immediatamente subpleurico condizionino la produzione di immagini in ecografia polmonare.

BIBLIOGRAFIA

1. Frassi F, Gargani L, Gligorova S, *et al.* Clinical and echocardiographic determinants of Ultrasound Lung Comets. *Eur J Echocardiogr* 2007; 8:474-9.
2. Picano E, Frassi F, Agricola A, *et al.* Ultrasound Lung Comets: a clinical useful sign of extravascular lung water. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:356-63.
3. Lichtenstein D. *General Ultrasound in the Critically Ill*. New York: Springer-Verlag; 2005. p. 116-33.

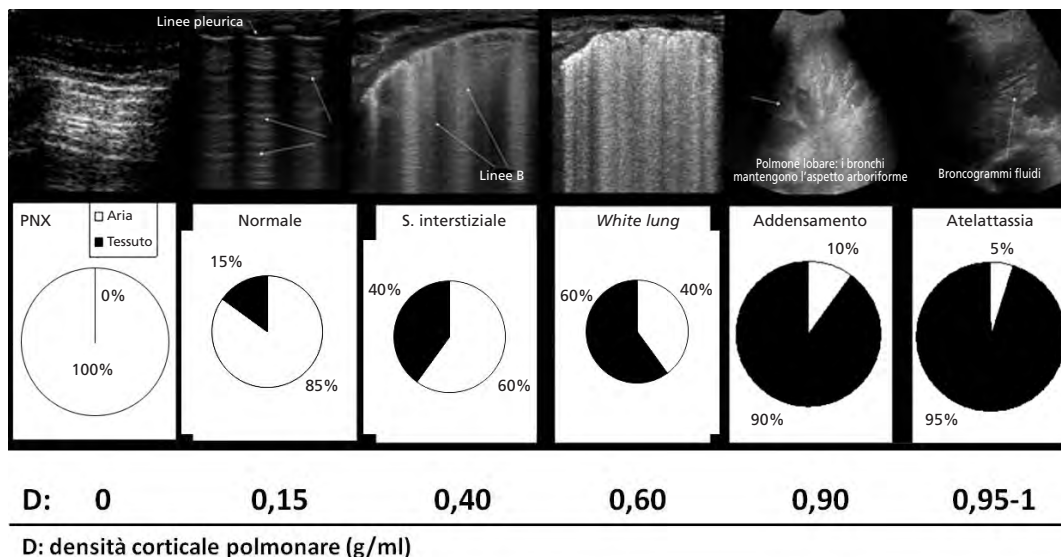


FIGURA 1.13 I rapporti tra densità polmonare, contenuto aereo del polmone e immagini artefattuali (preaddensanti) e reali (di addensamento) prodotte in ecografia (da: G. Soldati, R. Copetti. *Ecografia Toracica*. Il edizione. Torino; Edizioni Medico Scientifiche; 2012)⁹.

4. Kremkau FW, Taylor KJW. Artifacts in ultrasound imaging. *J Ultrasound Med* 1986;5:227-37.
5. Lichtenstein D, Mezière G, Biderman P, *et al.* The comet-tail artifact: An ultrasound sign of alveolar-interstitial syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 1997;156:1640-6.
6. Frassi F, Gargani L, Gligorova S, *et al.* Clinical and echocardiographic determinants of Ultrasound Lung Comets. *Eur J Echocardiogr* 2007;8:474-9.
7. Soldati G, Copetti R, Sher S. Sonographic interstitial syndrome: The sound of lung water. *J Ultrasound Med* 2009;28:163-74.
8. Soldati G, Giunta V, Sher S, *et al.* Synthetic comets: a new look at lung sonography. *Ultrasound Med Biol* 2011;37:1762-70.
9. Soldati G, Copetti R. *Ecografia Toracica. II Edizione.* Torino: Edizioni Medico Scientifiche; 2012.
10. Copetti R, Soldati G, Copetti P. Chest sonography: a usefull tool to differentiate acute cardiogenic pulmonary edema from acute respiratory distress syndrome. *Cardiovascular Ultrasound* 2008;6:16.
11. Haefeli-Bleuer B, Weibel ER. Morphometry of the human pulmonary acinus. *Anat Rec* 1988;220:401-14.
12. Bouhemad B, Liu ZH, Arbelot C, *et al.* Ultrasound assessment of antibiotic-induced pulmonary reareation in ventilator associated pneumonia. *Crit Care Med* 2010;38:84-92.
13. Soldati G. Sonographic findings in pulmonary diseases. *Radiol Med* 2006;111:507-15.
14. Mathis G. Thoraxsonography part II: Peripheral pulmonary consolidations. *Ultrasound Med Biol* 1997;23:1141-53.
15. Reissig A, Copetti R, Kroegel C. Current role of emergency ultrasound of the chest. *Crit Care Med.* 2011;39:839-45.