



Tecnica Ospedaliera

www.tecnicaospedaliera.it



IL PROTON CENTER DELLO IEO

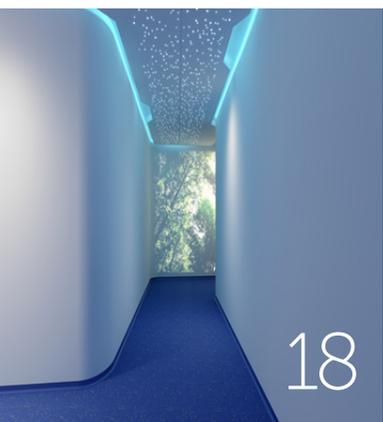
TERMOABLAZIONE E CRIOABLAZIONE

MEDICINA SEMPRE PIÙ PREDITTIVA
GRAZIE AI BIG DATA

SPECIALE TERAPIA INTENSIVA

Con il patrocinio di





DIREZIONE GENERALE

4 Acquisti in sanità in Lombardia e in Veneto, un confronto nel 2021
AA.VV.

10 Un'occasione unica, successo o fallimento
Roberto Carminati

14 Ospedale verde o ospedale al verde
Paolo Bianco

18 IEO, Milano. Il nuovo Proton Center
Giuseppe La Franca

24 La radioterapia che guarisce, i trattamenti innovativi
Francesca Morelli

28 Scala 4.0 per affrontare le criticità
Elisa Papa

34 Uso del casco nell'insufficienza respiratoria ipossemica
Roberto Tognella

37 La sepsi in cardiocirurgia
Giulia Agresti

INGEGNERIA CLINICA

40 Termoablazione e crioablazione
Armando Ferraioli

01 HEALTH

46 Medicina sempre più predittiva grazie ai big data
Roberto Tognella

49 SENTENZE
Alessandro Brigatti

54 NOTIZIARIO AIIC
a cura dell'Associazione Italiana Ingegneri Clinici

56 APP SANITÀ

58 VETRINA

Anno XLVIII - Numero 2 marzo 2022

Casa Editrice:

© Tecniche Nuove Spa
via Eritrea, 21 - 20157 Milano - Italia
telefono 02390901 - 023320391 - fax 023551472

Direttore Responsabile

Ivo Alfonso Nardella

Direttore Editoriale

Ivo Alfonso Nardella

Coordinamento Editoriale

Corinna Montana Lampo

Marketing redazionale

Tiziana Gervasi

Redazione

Cristina Suzzani - tel. 0239090318 - fax 0239090332
e-mail: cristina.suzzani@tecnichenuove.com

Comitato Scientifico

Marco Di Muzio, Emanuele Di Simone, Danilo Gennari, Marco Giachetti, Giuseppe La Franca, Adriano Lagostena, Luigi Lucente, Luigi O. Molendini, Umberto Nocco, Fabrizio Pogliasso, Martino Trapani, Luciano Villa

Hanno collaborato a questo numero

G. Agresti, P. Barletta, F. Cardellini, R. Carminati, D. Croce, E. Croce, E.D. Alessandri, A. Ferraioli, S. Garione, P. Godi, L. Lucente, E. Papa, D. Pistone, A. Sala, S. Scaramuzzino, N. Scariati, S. Somarè, U. Restelli, R. Tognella, D. Watson

Direttore Generale

Ivo Alfonso Nardella

Direttore commerciale

Cesare Gnocchi - cesare.gnocchi@tecnichenuove.com

Ufficio commerciale-vendita spazi pubblicitari

Milano - Via Eritrea, 21
Tel. 0239090283-39090272 - Fax 0239090411
commerciale@tecnichenuove.com

Direttore Marketing

Paolo Sciacca - tel. 0239090390
paolo.sciacca@tecnichenuove.com

Coordinamento stampa e pubblicità

Fabrizio Lubner (responsabile),
Sara Andreazza (tel. 0239090295)
sara.andreazza@tecnichenuove.com

Grafica e impaginazione

Grafica Quadrifoglio S.r.l. - Milano

Immagini: Adobe Stock, Shutterstock

Abbonamenti

Giuseppe Cariulo (responsabile)
giuseppe.cariulo@tecnichenuove.com
Alessandra Caltagirone
alessandra.caltagirone@tecnichenuove.com
Tel. 0239090261 - Fax 0239090335
abbonamenti@tecnichenuove.com

Abbonamenti

Tariffe per l'Italia: cartaceo annuale € 60,00;
cartaceo biennale € 110,00; digitale annuale € 45,00
Tariffe per l'Estero: digitale annuale € 45,00.

Per abbonarsi a Tecnica Ospedaliera è sufficiente versare

l'importo attraverso le seguenti modalità:
Bonifico bancario - IBAN IT70K010050160700000004537
Intestato a TECNICHE NUOVE Spa

Conto corrente postale n. 394270

Intestato a TECNICHE NUOVE Spa

Online su www.tecnichenuove.com

Uffici regionali

Bologna - Via di Corticella, 181/3
Tel. 051325511 - Tel. 051324647
Vicenza - Contrà S. Caterina, 29
Tel. 0444540233 - Fax 0444540270
E-mail: commerc@tecnichenuove.com
Internet: <http://www.tecnichenuove.com>

Stampa

New Press, Via della Trasversa 22, Lomazzo (CO)

Dichiarazione dell'Editore

La diffusione di questo fascicolo carta+on-line è di 17.563 copie

Responsabilità

la riproduzione delle illustrazioni e articoli pubblicati dalla rivista, nonché la loro traduzione è riservata e non può avvenire senza espressa autorizzazione della Casa Editrice. I manoscritti e le illustrazioni inviati alla redazione non saranno restituiti, anche se non pubblicati e la Casa Editrice non si assume responsabilità per il caso che si tratti di esemplari unici.

La Casa Editrice non si assume responsabilità per i casi di eventuali errori contenuti negli articoli pubblicati o di errori in cui fosse incorsa nella loro riproduzione sulla rivista.

Associazioni

ANES ASSOCIAZIONE NAZIONALE EDITORIA DI SETTORE

Organo Privilegiato A.I.I.C. (Associazione Italiana Ingegneri Clinici)

Sotto gli auspici di S.I.T.O.
(Società Italiana di Tecnica Ospedaliera)

Periodicità

mensile - Poste Italiane Spa - Spedizione in abbonamento Postale - D.L. 353/2003 (conv. in L. 27/02/2004 n. 46) art. 1, comma 1, DCB Milano

Registrazione

N. 17 del 16-1-1971 Tribunale di Milano - Iscritta al ROC Registro degli Operatori di Comunicazione al n° 6419 (delibera 236/01/Cons del 30.6.01 dell'Autorità per le Garanzie nelle Comunicazioni) Testata volontariamente sottoposta a certificazione e diffusione in conformità al Regolamento

Tecniche Nuove pubblica inoltre le seguenti riviste

Automazione Integrata, Commercio Idrotermosanitario, Costruire in Laterizio, Cucina Naturale, DM Il Dentista Moderno, Elettro+Watt, Demakos, Farmacia News, Fluid Trasmissioni di Potenza, Fonderia - Pressofusione, GT Il Giornale del Termoidraulico, HA Factory, Hotel Domani, Il Commercio Edile, Il Latte, Il Pediatra, Il Progettista Industriale, Imbottigliamento, Imprese Edili, Industria della Carta, Industrie 4.0, Italia Grafica, Kosmetica, Lamiera, L'Erborista, Logistica, Macchine Agricole, Macchine Edili, Macchine Utensili, Medicina Integrata, Nautech, NCF Notiziario Chimico Farmaceutico, Oleodinamica Pneumatica, Organi di Trasmissione, Ortopedici e Sanitari, Plastix, ROI, Serramenti + Design, Stampi Progettazione e Costruzione, Subfornitura News, Technofashion, Tech Art Shoes, Tecnica Ospedaliera, Tecnologie del Filo, Tema Farmacia, TF Trattamenti e Finiture, Utensili e attrezzature, WQ - Vigne, Vini e Qualità, ZeroStoZero.

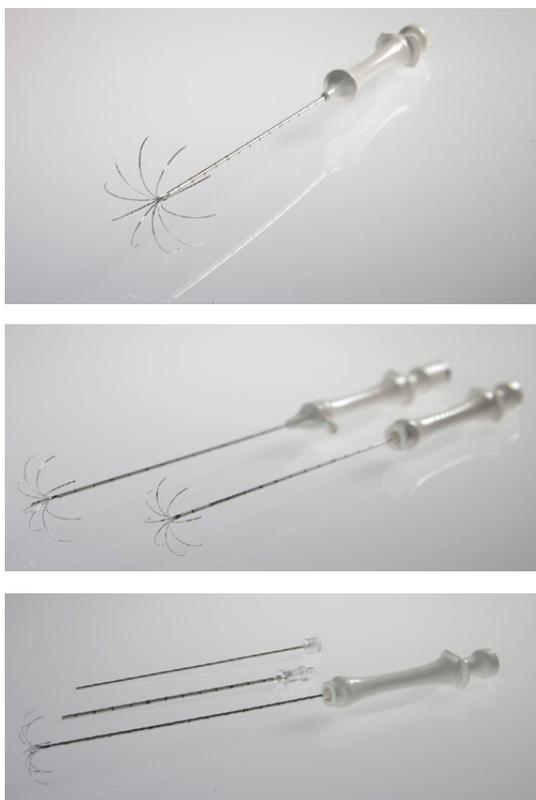


Figura 1. Le alte dosi di energia da rilasciare passano dalla punta dell'elettrodo al tessuto circostante, causando necrosi coagulativa

Termoablazione e crioablazione

La termoablazione è una procedura usata nel trattamento di vari tipi di tumori e consiste in una necrosi indotta nei tessuti patologici attraverso l'applicazione diretta di energia termica convertita in calore che rallenta o blocca del tutto la replicazione del DNA. Le metodiche di termoablazione si caratterizzano in base alla sorgente emittente ovvero onde elettromagnetiche, laser, ultrasuoni e radiofrequenza. La crioablazione è la terapia del freddo estremo applicata in chirurgia, atta a distruggere tessuti anomali come tumori o lesioni cutanee (applicazione chirurgica della crioablazione). Si descrivono qui i principi di base delle due tecniche

Armando Ferraioli - bioingegnere - Studio di Ingegneria Medica e Clinica - Cava dei Tirreni (SA)

KEYWORDS

termoablazione, crioablazione, specifiche per il loro utilizzo

thermal ablation, cryoablation, specifications for their use

La termoablazione – il cui significato letterale è “distruzione attraverso il calore” – indica in medicina la rimozione di una parte di tessuto biologico. Le tecniche di ablazione termica sono procedure terapeutiche che mirano a distruggere tessuti malati (tipicamente tumori) tramite un riscaldamento termico senza peraltro danneggiare le strutture adiacenti vitali. Le cellule che compongono i tessuti, non possono sostenere temperature troppo elevate e subiscono danni di diversa entità a seconda del range di temperatura a cui sono sottoposte. Per indurre la struttura in esame a subire un danno irreversibile, si utilizzano temperature da 60°C a 100°C che coinvolgono, nello specifico, i principali enzimi citotossici, mito-

condriali e i complessi istoni-acidi nucleici. Le cellule in cui si verifica questa estensione del danno termico sono sottoposte a necrosi coagulativa, definita come il danno termico irreversibile a cui esse sono sottoposte. L'obiettivo chiave di tutte le terapie ablativo è raggiungere e mantenere una temperatura tra 60°C e 100°C in tutto il volume del tessuto da trattare per arrivare a indurre la necrosi coagulativa. Le principali sorgenti di energia del calore citotossico sono:

- energia elettromagnetica, sotto forma sia di onde a radiofrequenza (Radio Frequency Ablation - RFA) sia di microonde
- energia acustica mediante ultrasuoni focalizzati ad alta potenza (High-Intensity Focused Ultrasound - HIFU)
- energia laser, utilizzata nella fotocoagulazione
- fluidi riscaldati come saline, etanolo e mezzi di contrasto (il loro uso è tipico nelle tecniche per iniezione).

Tra le tecniche di ablazione termica si distinguono, infatti, in tecniche transcutanee (meno invasive) e tecniche per iniezione (più invasive), in cui la necrosi coagulativa è indotta mediante contatto termico diretto. Il primo gruppo trova maggiore im-

Thermal ablation is a type of procedure that uses heat, cold microwave and electrical currents to vaporize (ablate) cancer cells and tumors. Thermal ablation procedures come in many forms, including cryosurgery or cryotherapy, radiofrequency ablation and PVP laser surgery. Cryoablation is an effective, simple and inexpensive treatment used extensively in general practice and for a large number of benign, premalignant skin diseases and other tumors. The objective of this article is to describe their use in medical field.

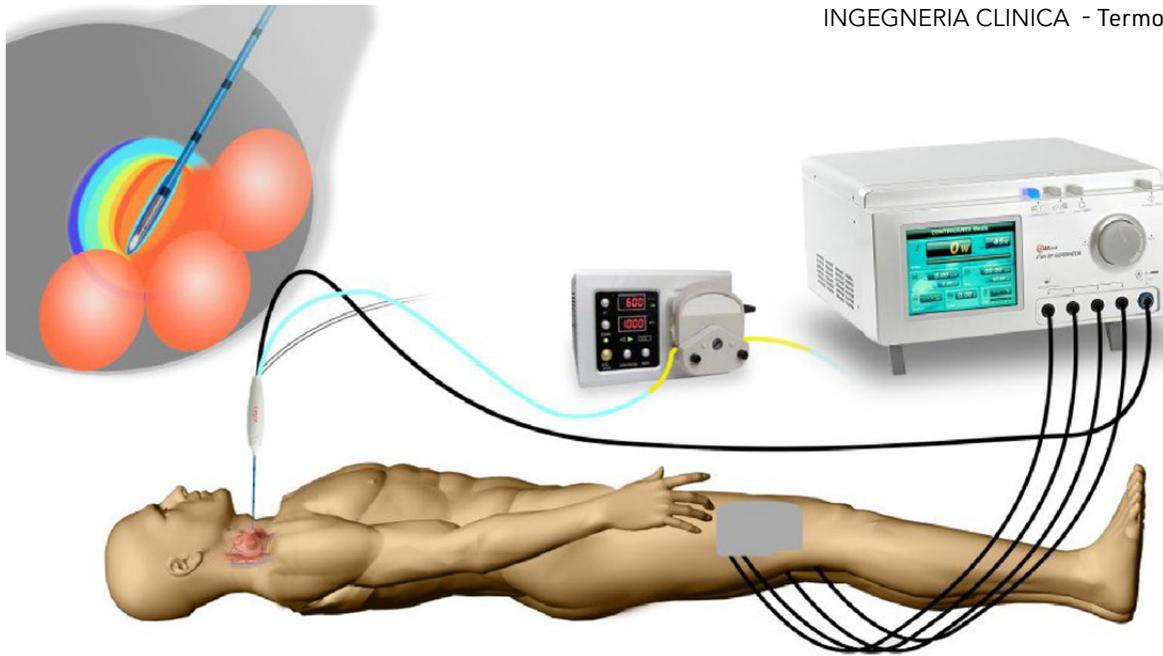


Figura 2.
Nella termoablazione a radiofrequenza una corrente alternata ad alta frequenza crea temperature tra 60°C e 100°C, mentre con l'uso di microonde si generano campi magnetici che fanno salire la temperatura fino oltre 100°C

piego clinico dove la maggior parte dei trattamenti ablativi ha via d'accesso transcutanea e l'energia è applicata mediante inserimento di applicatori di forma maneggevole tipo un ago-elettrodo posizionato opportunamente al centro della lesione. Le alte dosi di energia da rilasciare si concentrano nella sua porzione terminale e passano dalla punta dell'elettrodo al tessuto circostante, determinando un aumento della temperatura all'interno anche di 60°C, causando necrosi coagulativa (figura 1). L'eterogeneità della deposizione del calore nel tessuto e l'esistenza di molteplici limitazioni, spesso specifiche del tessuto in oggetto, impediscono il riscaldamento dell'intero volume tumorale. Due sono le forme di termoablazione più usate nella cura dei tumori: radiofrequenza e microonde. Nella termoablazione a radiofrequenza (RFA, Radio Frequency Ablation) una corrente alternata ad alta frequenza crea temperature tra 60°C e 100°C, mentre con l'uso di microonde (MWA, usata prioritariamente nel trattamento dei tumori al fegato) si generano campi magnetici che fanno salire la temperatura fino oltre 100°C (figura 2). Più di recente è stata sviluppata anche una forma di termoablazione in cui il calore è generato da una sorgente laser dove l'energia elettrica è convertita in un fascio luminoso ad alta intensità convogliato sulla struttura da trattare attraverso sottilissime fibre ottiche fatte passare attraverso un ago anch'esso molto sottile, le cui dimensioni consentono di raggiungere zone difficilmente accessibili.

Ablazione transcatetere a radiofrequenza (ATC)

La procedura di ablazione transcatetere a radiofrequenza si avvale di correnti elettriche alternate

a radiofrequenza (≈ 500 kHz) che passano attraverso il tessuto biologico fino a raggiungere e interrompere i "circuiti elettrici" del cuore, responsabili delle aritmie cardiache, con la più alta densità di potenza, ovvero con un SAR (Specific Absorption Rate) massimo. Le onde a radiofrequenza che passano attraverso il sottile catetere introdotto, generano calore e aumentano la temperatura all'interno del tessuto bersaglio per distruggerlo. L'ablazione transcatetere è una procedura interventistica miniminvasiva con la quale si rendono inattive le strutture responsabili dell'aritmia, eliminando definitivamente il problema. La figura 3 mostra un sistema di ablazione cardiaca a radiofrequenza: l'energia elettrica è fornita dal generatore a radiofrequenza all'elettrodo metallico e il calore generato per effetto Joule dalla porzione distale del catetere aumenta la temperatura nel tessuto che circonda la punta dell'applicatore.

L'energia termica è trasferita in profondità nel miocardio mediante conduzione termica e una minima parte di calore è persa a causa della perfusione sanguigna e della conduzione dell'elettrodo metallico: la convezione sanguigna nella camera cardiaca raffredda la superficie dell'elettrodo e il miocardio stesso. Il generatore a radiofrequenza, durante il passaggio di energia, può rilevare l'impedenza elettrica del tessuto: la disidratazione tissutale determina un aumento dell'impedenza e, quando il tessuto è completamente necrotico, l'erogazione di energia cala progressivamente. Dal punto di vista procedurale, la tecnica RFA usa generalmente una coppia di elettrodi: un elettrodo attivo (con una piccola superficie) posto sulla zona bersaglio e un elettrodo dispersivo più grande

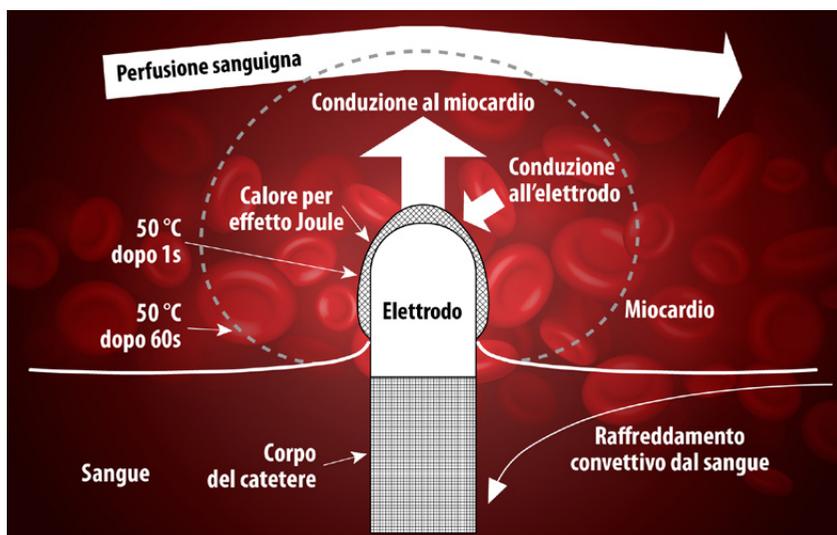


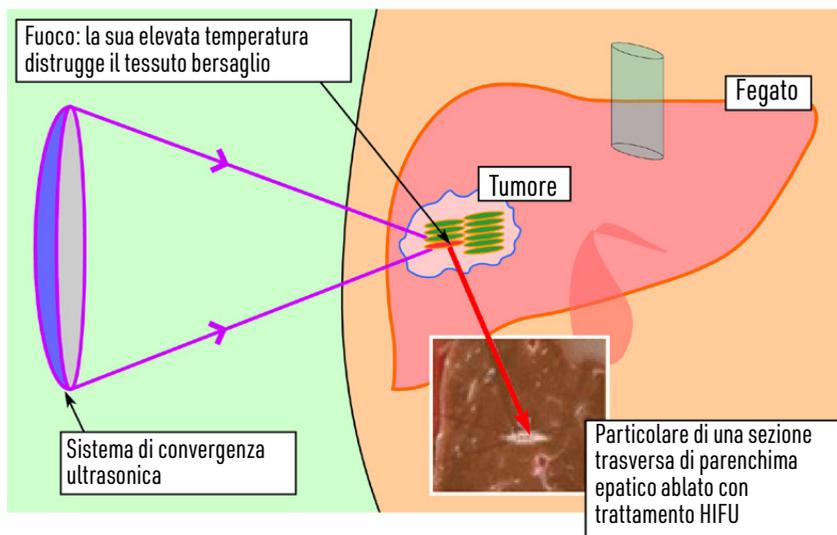
Figura 3. Sistema di ablazione cardiaca a radiofrequenza

atto a chiudere il circuito elettrico. In alcuni casi, l'ablazione bipolare può essere condotta con due elettrodi attivi. Nelle applicazioni cliniche sono generalmente utilizzate due tipi di procedure a radiofrequenza e ampiamente modellate nella ricerca:

- ablazione controllata in potenza: la corrente applicata all'elettrodo è regolata in modo tale che la potenza erogata si mantenga costante per tutta la durata della procedura
- ablazione controllata in temperatura: il generatore a radiofrequenza regola la corrente erogata all'elettrodo per mantenere la temperatura della punta, misurata da un termistore, a un valore impostato.

In ambito clinico la diagnostica per immagini (rx, tc, ecografia) supporta le procedure RFA, fungendo da guida anatomica. Gli usi clinici dell'ablazione a radiofrequenza includono, oltre al campo cardio-

Figura 4. HIFU (ultrasuoni focalizzati ad alta intensità) è una procedura ad alta precisione che si avvale di fasci ad ultrasuoni focalizzati ad alta intensità emessi da un trasduttore elettromeccanico piano e da una lente acustica



logico: l'oncologia con la distruzione del tumore in varie sedi (fegato, rene, polmone, ossa, prostata, mammella, utero), trattamento delle vene varicose, gestione del dolore, correzione degli errori di rifrazione in oftalmologia ecc.

Ablazione con ultrasuoni focalizzati ad alta intensità

La tecnologia HIFU (ultrasuoni focalizzati ad alta intensità) è una procedura ultrasonica ad alta precisione che si discosta da altre procedure appartenenti alla stessa modalità perché scalda il tessuto patologico da trattare più lentamente e a temperature che non raggiungono i 45°C. Si avvale di fasci di ultrasuoni focalizzati ad alta intensità emessi da un trasduttore elettromeccanico piano e da una lente acustica. Essa può indirizzarli in modo non invasivo attraverso un volume di tessuto all'interno del corpo verso il bersaglio, senza interessare né il tessuto sano che s'interpone né quello a esso circostante. L'HIFU causa un aumento della temperatura nel volume focale, con conseguente necrosi coagulativa dell'area bersaglio (figura 4).

I due principali meccanismi responsabili della distruzione dei tessuti sono l'ipertermia e la cavitazione acustica, schematizzati in figura 5.

Gli ultrasuoni (onde meccaniche sonore, generate da trasduttori elettronici) si propagano attraverso il tessuto biologico senza danneggiarlo, ma con effetti termici e meccanici. Parte di questi effetti sono progressivamente assorbiti e la loro energia convertita in calore. La velocità di propagazione degli ultrasuoni dipende dalla densità del volume biologico attraversato. L'attenuazione del fascio ultrasonico dipende dalle diverse densità dei vari tessuti attraversati. Se il raggio d'azione ultrasonico è messo a fuoco con una profondità selezionata all'interno del corpo, la possibilità di rilasciare energia (onda d'urto) generata in questa regione provocherà temperature che supereranno il livello di soglia della denaturazione delle proteine, portando alla fusione delle membrane lipidiche e al conseguente verificarsi della necrosi coagulativa. Al di fuori della zona focale, l'energia scende bruscamente, permettendo ai tessuti a essa circostanti di restare intatti. Durante il trattamento HIFU, all'interno del tessuto trattato viene generato sotto forma di bolle di vapore il fenomeno della cavitazione, simile al processo di ebollizione (in cui si registra un aumento della temperatura). Nella cavitazione ciò avviene a causa dell'abbassamento locale di pressione che raggiunge la tensione di

vapore del liquido che si converte in gas, formando bolle di vapore, mentre temperatura e tensione di vapore restano costanti. Questa tecnica si avvale di un fenomeno fisico che porta alla formazione di bolle (o cavità) di vapore in un fluido, nel momento in cui esso è sottoposto a onde sonore di pressione e depressione generate da ultrasuoni (con un campo ultrasonico intenso). Nella prima fase di depressione si formano all'interno di questo fluido, miriadi di bollicine che imploderanno fino a collassare nella seconda fase, quando saranno sottoposte a un'enorme pressione che le porterà a decomprimersi (fenomeno di cavitazione). La cavitazione in campo medico può essere:

- statica, se la generazione di bolle di vapore e la loro successiva implosione in un fluido avvengono in modo sicuro e duraturo
- inerziale, se vengono generate turbolenze a seguito dell'emissione di onde ultrasoniche che determinano la creazione di ulteriori bolle di vapore (tecnica assolutamente evitata nell'applicazione dell'HIFU). Durante la cavitazione inerziale, microbolle di vapore si formano nel tessuto per la pressione negativa causata dall'HIFU. Si va incontro al successivo collasso dovuto all'alta pressione del mezzo circostante, la temperatura e la pressione nella microbolla aumentano rapidamente; ciò può portare a dissipazione del gas nel mezzo circostante sotto forma di onda d'urto. La cavitazione inerziale è imprevedibile in termini di formazione e dissipazione d'energia ed è evitata durante l'HIFU. La cavitazione stabile, invece, è l'oscillazione delle microbolle esistenti nel tessuto e non è associata a un violento collasso o dispersione d'energia. Le oscillazioni di tali bolle di minima dimensione possono causare forze di smorzamento e riscaldamento viscoso. Benché la cavitazione statica sia evitata durante la procedura, vi sono prove sperimentali che quest'ultimo tipo di cavitazione potrebbe essere in grado di migliorare l'ablazione tissutale durante l'HIFU; il suo effetto è pertanto oggetto di ulteriori studi.

La cavitazione è il risultato dell'interazione delle onde ultrasonore e delle microbolle di vapore presenti nel tessuto sottoposto a terapia. Questa interazione può portare all'oscillazione delle microbolle, a crolli violenti e a dispersione d'energia che accrescono l'ablazione tissutale. Questa tecnica basata sugli HIFU ha alcuni vantaggi rispetto ad altre tecniche di ablazione termica, come la crioterapia, l'ablazione laser, la terapia fototermi-

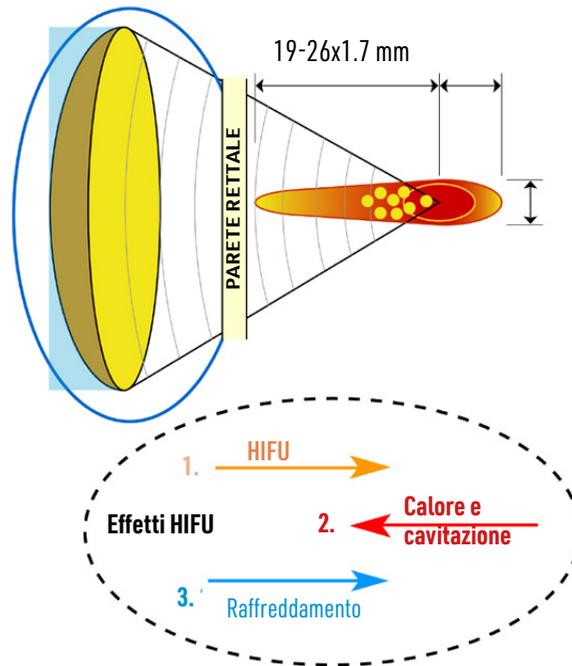
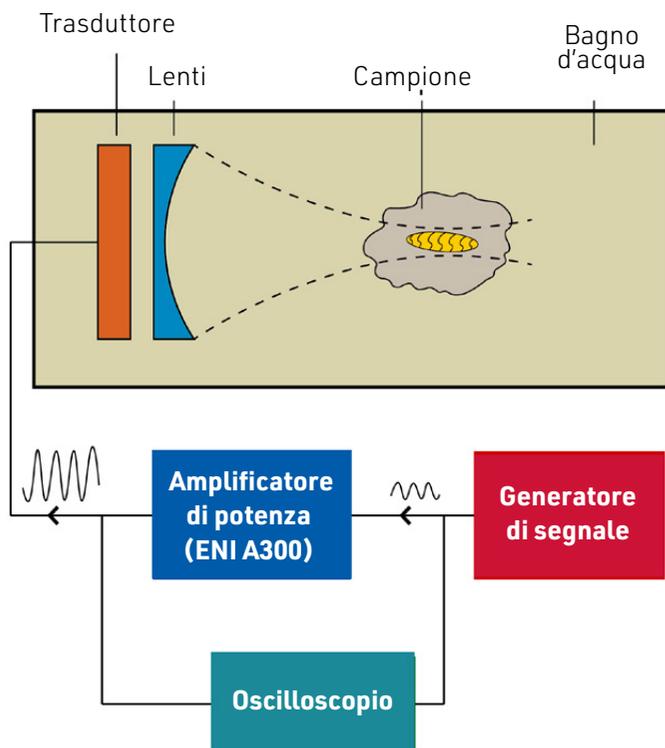


Figura 5.
Principio fisico
dell'applicazione
dell'energia
focalizzata

ca o l'ablazione tumorale interstiziale a radiofrequenza. Essa è, infatti, una tecnologia non invasiva e non ionizzante che non presenta effetti cumulativi a lungo termine; per questo può essere ripetuta più volte senza incorrere in eventuali complicazioni. La capacità di causare la morte cellulare in un volume di tessuto distante dalla fonte del fascio di ultrasuoni rende l'HIFU un'opzione per lo sviluppo di tale metodica come strumento chirurgico non invasivo. Dimensione e posizione del tessuto patologico soggetto ad ablazione dipendono dalla forma dell'elemento piezoceramico e dal suo rispettivo sistema di messa a fuoco, dalla frequenza del fascio di ultrasuoni emesso e dalla durata della sonicazione, dal coefficiente di assorbimento dei tessuti incidenti e dall'intensità con cui l'onda raggiunge il sito d'interesse. In un ambiente biologico definito, la dimensione della lesione termica può essere controllata dalla potenza e dalla durata dell'impulso di ultrasuoni. Con le intensità del fascio più elevate ($> 3.500 \text{ W/cm}^3$) vengono indotti fenomeni di cavitazione con implosione di bolle e interruzione meccanica del tessuto, più difficili da mantenere sotto controllo. Gli ultrasuoni usati in questa tecnologia hanno frequenze molto alte, tra 0,2 e 4 MHz con intensità che varia da 1.000 a 10.000 W/cm^2 . Per quanto riguarda la focalizzazione degli ultrasuoni, essa può essere ottenuta: geometricamente attraverso lenti acustiche o trasduttori sferici, elettronicamente adeguando le fa-

Figura 6.



si dei cristalli piezoelettrici di un trasduttore phased array oppure con una combinazione di queste tecniche. In questo tipo di applicazione la focalizzazione del fascio è volta a limitare (in caso ottimale anche ad annullare) l'assorbimento da parte dei tessuti che si interpongono fra trasduttore e punto focale, dove invece si vuole concentrare tutta l'energia. La zona interessata è piccola se la focalizzazione avviene in un solo fuoco, se invece avviene in più fuochi, la zona da ablatore sarà più grande. La possibilità di concentrare i fasci in più punti permette, quindi, di riscaldare un volume più ampio. Il trattamento con la tecnologia HIFU è coadiuvato da dispositivi di imaging che permettono il direzionamento preciso dei fasci verso il bersaglio. Uno dei due principali metodi di imaging usati è l'UltraSound-guided High Intensity Focused Ultrasound (USgHIFU). In questa tecnica l'ecografia permette una visualizzazione real time delle immagini ed è possibile usare una parte di un array (di trasduttori a ultrasuoni) per mostrare il tumore usando contemporaneamente gli altri elementi dell'array che emettono una maggiore intensità per distruggere il tessuto, rendendo quindi molto più semplice il supporto di una tecnologia all'altra. La seconda tecnologia è la Magnetic Resonance-guided High Intensity Focused Ultra-

sound (MRgHIFU, ultrasuoni focalizzati guidati da risonanza magnetica), che permette di avere una mappa termica della zona bersaglio senza ricorrere ad altri metodi, offrendo una migliore qualità dell'immagine (figura 6).

Crioablazione

La crioablazione (crioterapia, criochirurgia) usa energia fredda per distruggere tessuti anomali e/o precancerosi e tumori. È alternativa sia alla radiofrequenza (terapia del caldo) sia all'ablazione chirurgica: basandosi sul congelamento dei tessuti target con temperature inferiori a -20°C , a seguito di un lento scongelamento causa uno shock termico con successiva morte cellulare. Durante gli interventi di crioablazione si usa spesso l'azoto liquido quale criogeno, benché si possano usare anche anidride carbonica e argon. Se è a una temperatura compresa tra -174 e -160°C , l'azoto liquido congela istantaneamente quasi tutto ciò che è in contatto con esso, distruggendo le cellule al contatto. La criochirurgia sfrutta proprio questa proprietà dell'azoto per ottenere il congelamento del tessuto patologico da trattare. Quando la temperatura del tessuto trattato con azoto scende sotto un certo livello, determinerà il congelamento delle cellule al suo interno e a causa della loro minore intensità, finirà per lacerarle. Ogni qualvolta i vasi sanguigni che irrorano il tessuto patologico trattato inizieranno a congelarsi bloccheranno la crescita di ulteriore tessuto patologico. Il meccanismo d'azione della criochirurgia include: trasferimento di calore tra pelle e criogeno, danno cellulare, stasi, occlusione vascolare, infiammazione (necrotizzazione). Il congelamento dei tessuti causa una serie di cambiamenti nei tessuti patologici trattati, come formazione di cristalli di ghiaccio, interruzione dell'integrità della membrana cellulare, cambiamenti nel pH dei tessuti, compromissione delle funzioni omeostatiche e shock termico. Lo scongelamento dei tessuti aumenta il danno tissutale attraverso il fallimento della microcircolazione vascolare e la stasi vascolare. La formazione di ghiaccio intracellulare è massimizzata attraverso un rapido raffreddamento e un successivo lento scongelamento del tessuto interessato. Grazie a ripetuti cicli di raffreddamento-scongelamento, lo stroma sottostante il tessuto in oggetto fornisce la struttura necessaria alla riparazione della ferita ottimizzando il risultato estetico. L'infiammazione acuta nelle 24 ore successive al trattamento contribuisce ulterior-

mente alla morte cellulare e alla distruzione delle lesioni. L'azoto liquido è l'agente criogenico di uso più comune (per ottenere o consentire temperature estremamente basse) che ha sia un punto di ebollizione più basso a -196°C sia la maggiore capacità di congelamento dei tessuti rispetto ai criogeni disponibili. Altri agenti criogenici a volte usati nella pratica clinica includono protossido d'azoto, anidride carbonica e idrocarburi fluorurati. Questi agenti hanno un punto d'ebollizione più alto che li rende più adatti nel trattamento di lesioni benigne ma inadatti per il trattamento dei tumori della pelle. L'azoto liquido è più comunemente somministrato usando un apparato a sistema chiuso che consente la somministrazione continua di azoto liquido al tessuto bersaglio. A seconda della regione del corpo interessata si usano applicatori con punta di cotone e anidride carbonica frantumata. Queste tecniche non consentono la determinazione accurata del dosaggio. La dose ottimale di criogeno da applicare, la tecnica ottimale per l'applicazione, la durata del raffreddamento richiesta e la quantità di tessuto circostante che dovrebbe essere congelato dipenderanno dalla natura della lesione da trattare e dalla posizione della stessa. Varie sono le tecniche usate.

Tecnica open-spray con congelamento spot temporizzato

Tecnica di crioterapia a spruzzo (spray) con congelamento temporizzato, in cui la lesione cutanea viene curata con uno spruzzo di azoto liquido contenuto in una bomboletta munita di ugello erogatore. È la tecnica per eccellenza utilizzata nel trattamento di un elevato numero di patologie cutanee. Essa prevede l'uso di una pistola a spruzzo ad azoto liquido con attacco per ugello spray la cui scelta dipende dalle dimensioni della lesione. Un ugello a "D" è generalmente adatto per la maggior parte delle lesioni benigne. La pistola a spruzzo eroga il flusso più uniforme di azoto liquido quando il contenitore è riempito per 2/3 (figura 7).

Metodica crioterapica a bastoncino (dipstick)

All'estremità di un bastoncino di legno viene inserito un batuffolo di cotone preventivamente immerso in una soluzione di azoto liquido e poi applicato sulla lesione da trattare. Questa tecnica è a rischio di imprecisione e di infezioni e per questo meno utilizzata. La tecnica viene comunemente utilizzata per il trattamento delle verruche.

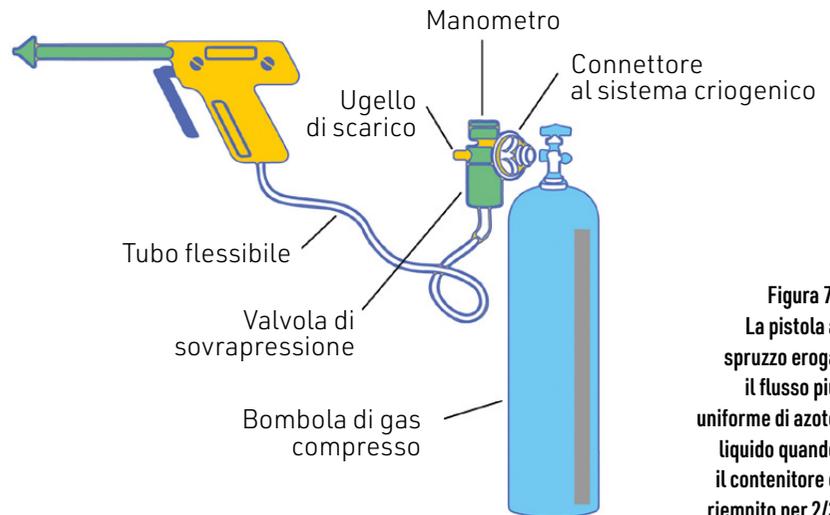


Figura 7. La pistola a spruzzo eroga il flusso più uniforme di azoto liquido quando il contenitore è riempito per 2/3

Criosonda (Cryoprobe)

La tecnica della criosonda usa particolari sonde con punta metallica piatta preventivamente impregnata di azoto liquido e poi posta a contatto con le lesioni del derma da trattare. La pressione diretta sulla lesione influenza profondità e diffusione laterale del congelamento. Al formarsi del ghiaccio, la sonda viene retratta lentamente per prevenire ulteriori danni ai tessuti circostanti. Le criosonde possono essere inserite nel corpo durante l'intervento chirurgico attraverso un piccolo taglio nella pelle. Mentre azoto liquido o gas argon fluiscono attraverso la criosonda, il medico usa ultrasuoni o risonanza magnetica per guidare la criosonda sul tessuto bersaglio, limitando così i danni ai tessuti circostanti (figura 8). L'uso di un dispositivo a termocoppia (sensore di temperatura) è generalmente riservato al trattamento di lesioni maligne, dove è necessario congelare l'intero volume di tessuto che altrimenti andrebbe rimosso mediante escissione locale. Un ago per termocoppia è una sonda di temperatura collegata a un termometro impiantato dopo l'anestesia locale al sito bersaglio. Il tumore viene congelato usando una tecnica spray o una criosonda in una sola sessione mediante doppio ciclo di congelamento-scongelo. Lo spruzzo di azoto liquido è di solito confinato in un cono tenuto contro la pelle (tecnica a spruzzo confinato). L'azoto liquido viene spruzzato nel cono fino a raggiungere una temperatura compresa tra -50 e -60°C . Con la crioterapia si possono trattare diversi tipi di tumori: tumori epiteliali, tumori vascolari, tumori mesenchimali, pseudo tumori infiammatori. I tumori premaligni e maligni trattabili con la criochirurgia: lesioni precancerose sono: carcinoma cutaneo, lesioni genitali HPV correlate, tumori dell'ano e del perineo.



Figura 8. Dispositivo a termocoppia