



Position paper GAVeCeLT-IVAS

La *power injectability* dei dispositivi per accesso venoso

Le affermazioni e le raccomandazioni riportate in questo documento sulla *power injectability* derivano da una revisione narrativa (non sistematica) della letteratura scientifica relativa al periodo 2004-2026, integrata dall'esperienza clinica e dal consenso informale degli esperti afferenti al GAVeCeLT (Gruppo Accessi Venosi Centrali a Lungo Termine) e all'IVAS (*Italian Vascular Access Society* – Società Italiana Accessi Vascolari), nonché da comunicazioni tecnico-scientifiche presentate in ambiti congressuali. Le raccomandazioni per la pratica clinica riportate nell'ultima sezione del documento riflettono l'opinione condivisa del panel di autori e non sono state classificate secondo un sistema formale di livelli di evidenza; il documento ha pertanto la natura di un *position paper* di consenso, e non di una linea guida basata su una revisione sistematica delle evidenze o su un *grading* delle stesse. Il testo – redatto da Sergio Bertoglio, Mauro Pittiruti ed Antonio Gidaro con il supporto di Roberto Biffi, Giuseppe Capozzoli, Alessandro Crocoli, Vincenzo Faraone, Fulvio Pinelli e Giancarlo Scoppettuolo – è stato approvato dalla Presidenza GAVeCeLT e dal Consiglio Direttivo IVAS.

Agosto 2026

Premessa

Il termine *power injectability*, riferito a un dispositivo di accesso venoso, indica la capacità di sopportare l'iniezione rapida di fluidi a pressioni elevate, tipicamente necessaria durante l'esecuzione di esami diagnostici come la tomografia computerizzata (TC) o la risonanza magnetica (RM). Durante tali procedure diagnostiche, infatti, mezzi di contrasto ad alta viscosità devono essere somministrati assai rapidamente – mediante apparecchi chiamati *power injectors* – al fine di opacizzare adeguatamente i tessuti. Il problema si pone soprattutto – ma non soltanto – nello studio radiologico accurato dei parenchimi intra-addominali (fegato, surrene, pancreas, rene, milza), nelle TC coronariche e nello studio del sistema nervoso centrale: in queste condizioni, sono talora necessari flussi di 5 ml/s o superiori. In altre situazioni (più frequenti e che corrispondono a circa il 90% degli studi radiologici in oncologia) è sufficiente ottenere flussi compresi tra 2,5 e 4 ml/s. Flussi inferiori a 2,5 ml/s rappresentano la prima scelta in pediatria/neonatologia o, in caso di necessità, sono utilizzati laddove mancano accessi vascolari adeguati.

Per ottenere flussi così elevati, è indispensabile che il dispositivo venoso utilizzato per l'infusione del mezzo di contrasto sia in grado di resistere a pressioni elevate. Nel 2004, la Food and Drug Administration (FDA) segnalò l'importanza di utilizzare, per tali infusioni ad alta pressione/alto flusso, soltanto dispositivi sufficientemente resistenti, vista l'evenienza, più volte verificatasi, di lesioni strutturali di cateteri venosi collegati a *power injector* (1).

La *power injectability* di un dispositivo dipende non solo dalle caratteristiche del materiale del catetere, ma anche dalla resistenza delle saldature tra i suoi vari componenti (connettore – prolunga – aletta – catetere, e così via). Ne deriva che soltanto il fabbricante può verificare e garantire le prestazioni del dispositivo in termini di pressioni e flussi.

A tal proposito, l'attuale normativa europea (in particolare la norma ISO 10555-1:2023 e il Regolamento (UE) 2017/745 - MDR) non prevede valori specifici di pressione o di flusso per stabilire se un dispositivo sia *power injectable* oppure no. È però previsto che il fabbricante dichiari la portata massima del dispositivo in relazione alle sue dimensioni (*maximal flow rate*), nonché la pressione di rottura dello stesso in condizioni di *power injection* (*burst pressure*), sia a livello del catetere sia a livello delle giunzioni.

In altre parole, non esiste un parametro universale di flusso o di pressione che definisca a livello normativo la *power injectability*, anche se la maggior parte dei *power injector* utilizzati nella pratica clinica prevede pressioni inferiori a 325 psi (psi = *pounds per square inch*) e flussi inferiori a 5 ml/s. In realtà, come descritto più avanti, i valori di flusso e di pressione raggiungibili spesso non corrispondono a quelli dichiarati. Infatti, la struttura, il calibro e la lunghezza del catetere determinano una progressiva perdita di pressione all'interno del sistema, cosicché la pressione in punta del catetere non corrisponde mai a quella esercitata dall'iniettore alla connessione prossimale del dispositivo, bensì è sempre assai inferiore.

Tale caduta di pressione lungo il sistema è descritta quantitativamente dalla legge di *Hagen-Poiseuille*, secondo cui il flusso (laminare) attraverso un condotto cilindrico (rigido) è proporzionale alla quarta potenza del raggio del condotto e alla differenza di pressione, e inversamente proporzionale alla viscosità del fluido e alla lunghezza del condotto: ciò implica che anche piccole riduzioni di calibro (ad esempio a livello dell'ago di Huber o delle giunzioni) determinano cadute di pressione sproporzionatamente elevate. Ne discende un concetto spesso frainteso nella pratica clinica: il valore di 300-325 psi indicato come limite di sicurezza dell'iniettore rappresenta la pressione massima erogabile alla siringa

dell'iniettore stesso, non quella realmente trasmessa al catetere o ai tessuti circostanti alla punta; nella normale pratica di *power injection*, il dispositivo di accesso venoso non è mai sottoposto a tali pressioni. Facendo l'esempio di un sistema totalmente impiantabile cui venga applicata una pressione di 300 psi al raccordo della prolunga dell'ago di Huber, la pressione che si sviluppa all'interno del reservoir è assai più bassa (40-70 psi) e ancora più bassa quella rilevabile alla punta del catetere (10-20 psi).

Power injectability per l'infusione di mezzo di contrasto

Come già accennato, il mezzo di contrasto utilizzato durante TC e RM è particolarmente denso e deve essere spinto con elevata pressione – tramite il *power injector* – attraverso il dispositivo.

Il flusso che però è effettivamente raggiungibile è condizionato da diversi fattori:

- La pressione dell'iniettore in uscita (solitamente intorno a 300 psi).
- La viscosità del mezzo di contrasto.
- La temperatura del mezzo di contrasto (che ne influenza la viscosità) (2-3).
- La pervietà del dispositivo: si tratta di una condizione assolutamente necessaria per l'infusione sicura del mezzo di contrasto; la presenza di un'occlusione o subocclusione del lume dovuta a coaguli, aggregati lipidici, precipitati di farmaci, ecc., potrà infatti aumentare la pressione a monte e sollecitare le pareti del catetere e/o le giunzioni del dispositivo al di là dei limiti previsti dal fabbricante.
- Le caratteristiche strutturali del dispositivo (lunghezza, calibro, stenosi funzionali o meccaniche).

A quest'ultimo proposito, occorre distinguere diverse categorie di dispositivi (i sistemi totalmente impiantabili, i cateteri periferici e i cateteri centrali esterni), assai diversi come struttura (Tabella 1).

Per quanto riguarda i sistemi totalmente impiantabili, il *power injector* viene solitamente collegato ad un ago di Huber dotato di prolunga. Dopo una caduta di pressione (e di flusso) proporzionale alla lunghezza della prolunga, la presenza dell'ago di Huber (di solito, di calibro compreso tra 20G e 22G) comporta una drastica caduta di pressione (effetto *bottleneck*), così che all'interno del *reservoir* si ottengono pressioni modeste, tipicamente intorno a 40-70 psi (4). Il connettore tra il *reservoir* e il catetere costituisce un'ulteriore stenosi, che comporta un'ulteriore caduta di pressione e flussi inevitabilmente ridotti rispetto a quelli iniziali. A ciò si aggiunga che il flusso non laminare all'interno del *reservoir* comporta un'ulteriore dispersione della pressione. Mediamente, una pressione di 300 psi esercitata a livello del connettore della prolunga di Huber corrisponderà ad una pressione inferiore a 10 psi all'estremità distale del dispositivo (ovvero alla punta del catetere). Ciò spiega perché non si possano quasi mai provocare rotture del *reservoir* o del catetere del port, anche esercitando pressioni elevate. Si può altresì provocare, come descritto in letteratura, una rottura della prolunga dell'ago di Huber o una dislocazione dello stesso, con stravasamento del mezzo di contrasto nel sottocute. L'utilizzo di port per l'infusione del mezzo di contrasto dovrebbe quindi prevedere l'impiego di aghi di Huber con prolunga *power injectable*. Inoltre, incrementando il calibro dell'ago di Huber (fino a 19G) e/o quello della prolunga esterna, è possibile aumentare sensibilmente il flusso all'interno del dispositivo (2).

In tempi non recenti, sono stati immessi sul mercato port certificati come *power injectable*: tale certificazione ha poco senso per i motivi sopra descritti, considerato che i livelli di pressione generati all'interno del reservoir o del catetere sono sempre assai contenuti, e quindi tale tipologia

di port non si associa né a un miglioramento della visualizzazione radiologica né a una riduzione delle complicanze. In realtà, come già evidenziato in un documento internazionale di consenso pubblicato anni fa dal GAVeCeLT (5), l'utilizzo del port per l'infusione di mezzo di contrasto va generalmente evitato, ove possibile, non tanto per il rischio di lesioni strutturali del dispositivo, bensì per quello di occlusione del sistema da parte dei mezzi di contrasto - estremamente viscosi - impiegati per TC e RM (6). Infatti, qualora il mezzo di contrasto non venga immediatamente rimosso dopo l'infusione in maniera appropriata, ovvero con iniezione manuale a pressione - e non a caduta - di elevati volumi di fisiologica (10-20 ml a seconda delle dimensioni del reservoir e del catetere), può verificarsi un'occlusione completa del dispositivo. Tali ostruzioni sono difficili da risolvere: soltanto raramente si riesce a trattare mediante disostruzione con instillazione locale di bicarbonato molare (7). Accanto alle complicanze meccaniche, occorre non sottovalutare poi il rischio infettivo legato alla manipolazione del port da parte di personale non specificamente addestrato (ad esempio, contaminazione del dispositivo per mancato utilizzo di appropriata antisepsi e di guanti sterili durante il posizionamento dell'ago di Huber). In sostanza, l'impiego di un port per scopi diagnostici radiologici è giustificato soltanto in assenza di altre possibilità di accesso venoso e prevede comunque l'adozione di rigorosi protocolli di gestione, specialmente se il dispositivo è ancora in uso per chemioterapia (8).

D'altra parte, le evidenze della letteratura suggeriscono che non vi siano vantaggi nella visualizzazione radiologica tra l'infusione di mezzo di contrasto tramite port e quella tramite accesso periferico (9-10).

Per quanto riguarda i cateteri periferici, le agocannule (o 'cateteri periferici corti' secondo la nomenclatura WoCoVA) (11) e i mini-midline (o 'cateteri periferici lunghi') sono costituiti da materiali rigidi - poliuretano (PUR), polieter-bloc-amide (PEBA), polietilene (PE), o politetrafluoroetilene (PTFE) - e sono quindi da considerare *power injectable*, purché il calibro del lume interno sia pari o superiore a 20G. La lunghezza del catetere, il calibro e l'eventuale presenza di una prolunga faranno sì - in tutti i casi - che la pressione esercitata all'estremità prossimale del catetere non sia mai uguale a quella rilevata all'estremità distale (punta del catetere). Ad esempio, una pressione di 300 psi all'estremità prossimale si ridurrà a 200 psi all'estremità distale. Per quanto riguarda i cateteri Midline (3-4-5 Fr, lunghezza > 15 cm), quelli in silicone non sono mai *power injectable*, mentre quelli in poliuretano lo sono a patto che siano costituiti da poliuretani di nuova generazione (policarbonato-uretani) e siano appropriatamente certificati come *power injectable* dal fabbricante.

Per quanto riguarda i cateteri venosi centrali esterni, la *power injectability* è legata al materiale costitutivo e alla tenuta delle giunzioni. Entrambi questi aspetti sono certificati dal fabbricante e devono essere dichiarati - in conformità alle norme vigenti - specificando la massima pressione sostenibile e il massimo flusso raggiungibile. Il materiale *power injectable* di riferimento è il poliuretano (specialmente se di nuova generazione), mentre i cateteri in silicone non sono quasi mai *power injectable* (con la possibile eccezione di alcuni cateteri monolume in silicone di calibro pari o superiore a 8 Fr, che non hanno però alcuna indicazione nella pratica clinica). L'altro aspetto è costituito, come già detto, dalla tenuta delle giunzioni tra connettore e prolunga, tra prolunga e aletta e tra aletta e catetere. È da sottolineare che alcuni cateteri centrali a più vie (ad esempio, i PICC trilume 6Fr) possono

presentare un solo lume utilizzabile per la *power injectability*, il che deve essere specificamente segnalato dal produttore.

La *power injectability* di un catetere venoso centrale non implica automaticamente la possibilità di raggiungere determinati flussi, poiché il flusso finale sarà determinato non soltanto dalla pressione applicata, ma anche dalla lunghezza del catetere (a volte modificata di volta in volta dall'impiantatore, ad esempio nel caso dei PICC), dal calibro di ciascun lume, dall'eventuale presenza di valvole prossimali o distali costitutive del catetere stesso, nonché dallo stato di pervietà del catetere (12). Ciò implica un'estrema variabilità nel valore di flusso raggiungibile.

In ambito neonatale, né il catetere venoso ombelicale né il catetere epicutaneo-cavale in commercio sono attualmente *power injectable*, e i flussi sono quindi assai piccoli. È importante sottolineare che, nel neonato e nel lattante, il fattore realmente limitante non è tanto la certificazione *power injectable* del dispositivo, quanto il calibro molto ridotto dei lumi disponibili in questa fascia d'età, che rende i flussi realisticamente ottenibili comunque molto bassi: un aspetto di cui gli operatori pediatrici devono tenere conto. Gli unici accessi centrali *power injectable* utilizzati oggi nel neonato sono i cateteri monolume in poliuretano di nuova generazione, di calibro 3-4 Fr, posizionati per via ecoguidata nelle vene della zona cervico-toracica (CICC) o dell'inguine (FICC) (13).

Per i cateteri *power injectable* disponibili nei bambini e negli adulti (CICC-PICC-FICC), si va da valori massimi di flusso compresi tra 1 ml/s (ad esempio per cateteri monolume da 3 Fr) fino a 9 ml/s (ad esempio per alcuni cateteri per emodialisi). Questi ultimi meritano una precisazione: benché non siano di norma certificati come *power injectable*, qualora dovessero essere utilizzati per l'infusione di mezzo di contrasto, il calibro elevato dei lumi consente flussi elevati senza raggiungere pressioni potenzialmente rischiose per l'integrità strutturale del catetere (14-15). Va tuttavia precisato che tale impiego per l'infusione di mezzo di contrasto costituisce un uso *off-label* del dispositivo, che può comprometterne la funzionalità ai fini dialitici; è quindi da riservare a situazioni cliniche molto selezionate (assenza di altre possibilità di accesso venoso) e non come uso routinario. Come per i port, anche per i cateteri per emodialisi è necessario che la manipolazione del dispositivo sia affidata a personale specificamente ed appropriatamente addestrato.

È opportuno sottolineare che i progressi tecnologici nei materiali e nella progettazione dei cateteri possono, nel tempo, modificare i flussi raggiungibili a parità di calibro esterno. La legge di Hagen-Poiseuille resta sempre valida: ciò che cambia è la possibilità di operare in sicurezza con differenze di pressione più elevate lungo lo stesso condotto. Poliuretani di nuova generazione, dotati di maggiore resistenza meccanica e quindi di una *burst pressure* più elevata, consentono di ridurre lo spessore della parete del catetere a parità di calibro esterno, aumentando così il diametro del lume interno disponibile al flusso; inoltre, un più ampio margine di sicurezza rispetto alla pressione di rottura consente di impostare pressioni operative di esercizio più elevate. La combinazione di questi due fattori – lume interno più ampio e pressione di esercizio più elevata – spiega perché i cateteri di ultima generazione possano dichiarare flussi di *power injection* superiori rispetto a cateteri dello stesso calibro esterno ma di progettazione meno recente. Quindi, soltanto il fabbricante può dichiarare in modo affidabile le prestazioni reali in termini di flusso e pressione per uno specifico dispositivo e una specifica generazione tecnologica, rendendo ancora meno giustificabile il ricorso a soglie numeriche fisse e valide per tutti i dispositivi.

Un'evoluzione tecnologica, concettualmente distinta ma rilevante ai fini della sicurezza dell'infusione ad alta pressione, riguarda il design della punta dei cateteri periferici corti (agocannule). I modelli di nuova generazione fenestrati, ovvero dotati di fori laterali multipli, pur

non modificando la resistenza strutturale del dispositivo, distribuiscono il getto di fluido radialmente anziché concentrarlo in direzione assiale, riducendo così il picco di pressione e la turbolenza a contatto con la parete venosa a parità di flusso erogato. Questo consente, in alcuni studi, di ottenere, con calibri più piccoli (ad esempio usando cannule 20G ma fenestrate), flussi comparabili a quelli di calibri maggiori a foro terminale singolo (18G), con pressioni di picco significativamente inferiori (16-19). Si tratta, tuttavia, di un avanzamento della sicurezza clinica locale a parità di pressione erogata dall'iniettore, e non di un avanzamento della *power injectability* in senso stretto, ossia della capacità strutturale del dispositivo di resistere a una data pressione: i due concetti restano distinti, coerentemente con quanto già osservato in questo documento a proposito del rapporto tra pressione erogata dall'iniettore e pressione realmente trasmessa ai tessuti.

È comunque da sottolineare ancora una volta che soltanto i cateteri venosi centrali certificati come *power injectable* dovrebbero essere utilizzati per l'infusione di mezzo di contrasto per TC o RM (20). Inoltre, l'utilizzo di un catetere venoso centrale – ancorché certificato come *power injectable* – non è del tutto esente di rischi di complicanze: occlusione del lume (se l'infusione di mezzo di contrasto non è immediatamente seguita da un *flush* manuale con fisiologica in quantità pari a 3-4 volte lo spazio morto) (7), infezione (se la infusione non avviene secondo le regole corrette di asepsi), lesioni strutturali del catetere (qualora il catetere sia già sub-ostruito), migrazione della punta del catetere (fenomeno – spesso transitorio – che si verifica non raramente con i PICC *power injectable*) (21-22).

Tutela dell'operatore e del paziente durante gli esami con mezzo di contrasto

L'assenza di un valore soglia universale di pressione o di flusso per definire la *power injectability* è, come discusso, tecnicamente corretta: tali valori dipendono dalla geometria specifica di ciascun dispositivo. Questa correttezza tecnica, tuttavia, non deve tradursi in un vuoto di tutela per l'operatore sanitario e per il paziente.

A questo proposito, è opportuno sottolineare tre importanti criticità in tema di implicazioni organizzative e responsabilità clinica:

1 – Accessibilità alle informazioni tecniche. Un conto è che il fabbricante dichiari il flusso massimo (ad esempio 2,5 ml/s) all'interno dell'opuscolo delle istruzioni per l'uso, consultate di norma solo al momento dell'acquisto del dispositivo; un altro è che questa informazione sia effettivamente disponibile, in modo rapido e affidabile, a coloro designati ad impostare l'iniettore per uno specifico paziente.

2 - Impostazione dell'iniettore. E' rischioso o almeno inappropriato che il protocollo operativo preveda che l'iniettore parta sempre da un flusso standard uguale per tutti i pazienti e per tutti i dispositivi (ad esempio 4 ml/s per uno studio addominale), anziché essere programmato in base alle specifiche del dispositivo effettivamente in uso.

3 - Uso corretto della dicitura "*power injectable*". Un dispositivo può fregiarsi dell'etichetta "*power injectable*" pur avendo prestazioni dichiarate minime (ad esempio 1 ml/s), che di fatto lo rendono di limitata utilità clinica per la maggior parte delle indicazioni radiologiche pur restando commercialmente attraente. Lo stesso fenomeno è già stato descritto in questo documento a proposito dei port certificati "*power injectable*", nonostante l'assenza di un reale vantaggio clinico rispetto a quelli non certificati.

Per queste ragioni, si raccomanda quanto segue:

- che i dati di flusso e di pressione massimi dichiarati dal fabbricante siano resi disponibili al punto di cura (etichettatura del dispositivo, tessera paziente, sistema informatico radiologico), e non reperibili soltanto all'interno dell'istruzione d'uso consultata al momento dell'acquisto;
- che l'iniettore venga programmato secondo le specifiche del dispositivo effettivamente in uso su quel paziente, e non secondo un valore predefinito e generico a livello istituzionale;
- che gli enti normativi e le società scientifiche valutino l'opportunità di subordinare l'uso della dicitura "power injectable" al raggiungimento di una soglia minima di prestazione clinicamente significativa, al di sotto della quale il *claim* non dovrebbe essere utilizzato in etichetta, per evitare che diventi un'indicazione priva di reale significato clinico.

Questa proposta non contraddice quanto affermato in precedenza in merito all'assenza di soglie tecniche universali: si tratta, infatti, di due questioni concettualmente distinte. Una soglia tecnica fissa di pressione o di flusso (ad esempio 325 psi o 5 ml/s), applicata indistintamente a tutti i dispositivi, indipendentemente dalla loro geometria, resta tecnicamente scorretta e inaccettabile. Una soglia minima di utilità clinica per l'uso dell'etichetta "power injectable" — ad esempio un flusso minimo al di sotto del quale la certificazione non avrebbe alcuna reale applicazione nella pratica radiologica — agirebbe invece a un livello diverso: non definirebbe le prestazioni tecniche del singolo dispositivo, ma stabilirebbe una soglia regolatoria di significatività clinica del *claim* commerciale, analoga ai requisiti minimi di performance già previsti per altre categorie di dispositivi medici.

Power injectability e prestazioni dell'accesso venoso

Se è vero che i dispositivi *power injectable* sono stati introdotti nella pratica clinica per l'infusione di mezzo di contrasto, è anche vero che impiantatori e gestori di accessi venosi ne hanno immediatamente tratto ulteriori benefici.

Innanzitutto, la possibilità di ottenere alti flussi anche con calibri piccoli (3Fr) ha diffuso l'uso dei cateteri centrali *power injectable* (PICC, CICC, FICC) in ambito pediatrico e ha consentito l'introduzione di un nuovo accesso venoso centrale (CICC *power injectable* inserito per via ecoguidata) in ambito neonatale, superando i limiti di *performance* clinica dei tradizionali cateteri epicutaneo-cava (13).

In secondo luogo, l'esperienza clinica ha mostrato che la resistenza strutturale dei cateteri *power injectable* rende estremamente rara l'eventualità di una rottura del tratto esterno durante le manovre di gestione (rottture assai frequenti con i cateteri in silicone e rare — ma possibili — anche con i cateteri in poliuretano di vecchia generazione). Come ampiamente documentato in letteratura, l'uso dei cateteri in silicone è oggi generalmente sconsigliato, proprio a causa della loro fragilità (23-24), del costo elevato e dell'assenza di qualsivoglia vantaggio rispetto a quelli in poliuretano (25-26). La superiorità del poliuretano rispetto al silicone in termini di resistenza meccanica è dimostrata da numerosi studi clinici su cateteri venosi centrali e port (27-28). Anche nei cateteri epicutaneo-cava usati nei neonati, il poliuretano si associa ad un minor tasso di rottura rispetto al silicone (29). Va segnalato che alcuni dispositivi con catetere in silicone sono dichiarati dal produttore come *power injectable*; tuttavia, tali cateteri hanno uno spessore di parete maggiore rispetto a quello (già grande) dei normali cateteri in silicone, riducendo in modo significativo le prestazioni in termini di flusso e non mettendoli comunque al riparo dal rischio di rottura (30). Una considerazione analoga si può fare anche per i cateteri in poliuretano non *power*

injectable, che non presentano alcun vantaggio rispetto a quelli *power injectable*. In sostanza, in termini di costo-efficacia, sulla base delle evidenze attualmente disponibili, i cateteri in poliuretano *power injectable* risultano sempre preferibili ai cateteri in silicone e ai cateteri in poliuretano non *power injectable*.

Infine, la resistenza alle pressioni dei cateteri venosi centrali esterni *power injectable* ha consentito di trattare con successo la maggior parte delle occlusioni del lume mediante disostruzione idraulica, senza ricorrere alla disostruzione farmacologica. Infatti, i cateteri *power injectable* resistono a pressioni assai elevate (teoricamente fino a 300 psi) e possono quindi essere disostruiti con siringhe da 2,5 ml (che esercitano pressioni comprese tra 60 e 180 psi, fino a un massimo di 200 psi). Per i cateteri in poliuretano non *power injectable*, che resistono fino a 100-110 psi di pressione, è possibile usare siringhe da 5 ml (che esercitano pressioni comprese tra 15 e 40 psi). Nel caso dei cateteri in silicone (punto di rottura intorno a 70 psi), si devono usare soltanto siringhe da 10 ml, che esercitano pressioni inferiori a 50 psi. Le siringhe da 1 ml possono invece generare pressioni assai elevate (anche oltre 300 psi) e non devono mai essere utilizzate per tentare la disostruzione di un accesso venoso centrale, qualunque sia il materiale del catetere (Tabella 2). In breve, in presenza di un catetere venoso centrale ostruito, se il catetere è *power injectable*, è possibile risolvere la complicanza con una manovra idraulica utilizzando siringhe da 2,5 ml, che esercitano una pressione di disostruzione quattro volte superiore rispetto a quella delle siringhe da 10 ml, ma inferiore a 200 psi. Ciò non vale per i port: anche se certificati come *power injectable*, in presenza di occlusione del lume è assai probabile che la disostruzione idraulica sia inefficace, poiché le pressioni generate all'interno del sistema sono inevitabilmente inferiori a quelle applicate all'estremità prossimale (ovvero a monte dell'ago di Huber).

Raccomandazioni per la pratica clinica

Sulla base delle considerazioni fin qui esposte, GAVeCeLT e IVAS raccomandano quanto segue.

- a) Prima di utilizzare un dispositivo di accesso venoso periferico tipo agocannula per l'infusione di mezzo di contrasto per TC o RM, assicurarsi che il dispositivo sia ben posizionato, stabile, pervio e ben funzionante, con un lume di calibro pari o superiore a 20G (Tabella 3);
- b) Prima di infondere mezzo di contrasto a pressione in un dispositivo di accesso venoso periferico di tipo mini-midline o Midline, o in un accesso venoso centrale esterno, assicurarsi che il dispositivo sia ben posizionato, stabile, pervio e ben funzionante e certificato per la *power injection*. Qualora il catetere abbia più lumi, verificare quale dei lumi sia adibito alla *power injection*.
- c) Evitare, quanto possibile, l'uso di sistemi totalmente impiantabili (port) per l'infusione di mezzo di contrasto per TC o RM. La finalità del port è l'infusione cronica intermittente di terapia endovenosa (spesso chemioterapia) per periodi prolungati, e l'utilizzo di un mezzo di contrasto comporta un elevato rischio di ostruzione irreversibile e di perdita del dispositivo.
- d) Al di là del possibile o eventuale utilizzo per infusione di mezzo di contrasto, nella pratica clinica è sempre bene preferire cateteri venosi centrali esterni (tunnellizzati e non; cuffiati e non; tipo PICC, CICC o FICC) che siano in poliuretano e certificati come *power injectable*. L'utilizzo di cateteri in silicone, oltre a rendere impossibile l'infusione di mezzo di contrasto, comporta costi più elevati e, soprattutto, un rischio maggiore di lesioni strutturali accidentali e altre complicanze meccaniche. Poiché la necessità di eseguire una TC o una RM con mezzo di contrasto è un'evenienza tutt'altro

che rara nei pazienti portatori di un accesso venoso centrale, si auspica che i fabbricanti orientino la progettazione dei cateteri venosi centrali (e soprattutto quelli a medio-lungo termine) verso la *power injectability* come caratteristica di *default*, anziché riservarla, come oggi avviene per la maggior parte del mercato, a linee di prodotto separate e non sempre disponibili al momento del bisogno clinico. Tale evoluzione porterebbe numerosi vantaggi, poiché consentirebbe (1) di evitare il ricorso a un accesso venoso periferico aggiuntivo al solo scopo di eseguire l'esame radiologico, con relativa riduzione di venipunture e di disagio per il paziente, (2) di ridurre il rischio di complicanze meccaniche, non soltanto durante l'uso in radiologia ma anche durante l'uso normale del dispositivo, (3) di gestire in modo più efficace le complicanze ostruttive, e (4) di semplificare la standardizzazione dei protocolli clinici e la formazione del personale.

- e) Nel predisporre i capitoli di gara, è opportuno richiedere una specifica certificazione di *power injectability*, mentre ha poco senso richiedere che il catetere resista fino a una certa pressione (es. 325 psi) o che consenta un determinato flusso (es. 5 ml/s), poiché i valori di pressione e flusso – come già spiegato – variano a seconda delle caratteristiche strutturali del catetere (lunghezza, calibro, numero dei lumi, ecc.). Richiedere una soglia numerica fissa e uguale per tutti i dispositivi è, oltre che inutile, tecnicamente scorretto, poiché tali valori dipendono dalla geometria specifica di ciascun catetere. A titolo esemplificativo, un capitolo tecnico correttamente impostato potrebbe includere formulazioni quali: “il dispositivo deve essere certificato dal fabbricante per la *power injectability*”; “devono essere dichiarati la portata massima e la pressione massima secondo le condizioni di prova indicate dal fabbricante”; “per i cateteri multilume deve essere specificato quale lume sia autorizzato alla *power injection*”; “devono essere disponibili istruzioni d'uso specifiche per l'infusione di mezzo di contrasto”.

Conclusioni

In sintesi, i messaggi chiave del presente documento sono i seguenti:

- Non esiste un valore universale di pressione o di flusso che definisca la *power injectability*: ogni dispositivo va valutato in base alle specifiche dichiarate dal fabbricante.
- Nei capitoli di gara è bene richiedere la certificazione di *power injectability*, non soglie numeriche prefissate di pressione o di flusso.
- Il valore di 300-325 psi è il limite di sicurezza dell'iniettore, non la pressione a cui viene effettivamente sottoposto il dispositivo: la caduta di pressione lungo il sistema (ago di Huber, giunzioni, lunghezza e calibro del catetere) è sempre marcata.
- I port vanno generalmente evitati per l'infusione del mezzo di contrasto, non per il rischio di rottura, bensì per l'elevato rischio di occlusione.
- Per quanto riguarda il materiale degli accessi venosi, i poliuretani di nuova generazione e il PEBA sono generalmente preferibili ai poliuretani di vecchia generazione e al silicone.

Tabella 1. Materiali e certificazione power injectable per tipo di dispositivo

Dispositivo	Materiale	Certificazione <i>power injectable</i>
Cannula periferiche corte	PUR, PTFE	Sì, nella maggior parte dei modelli di calibro $\geq 20G$. Oltre a tale certificazione, in caso di utilizzo con <i>power injector</i> , considerare l'uso di cannule fenestrate che riducono il picco di pressione a contatto con la parete venosa.
Mini-Midline (cateteri periferici lunghi)	PUR, PEBA	Variabile a seconda del produttore: molti modelli in commercio non sono <i>power injectable</i> . I cateteri arteriosi periferici utilizzati off-label come mini-midline venosi di regola non sono certificati per <i>power injection</i> venosa.
Midline	PUR, silicone	Sì, per i PUR di nuova generazione, se specificamente certificati dal fabbricante.
Cateteri centrali non cuffiati (PICC, CICC, FICC)	PUR, silicone	Soltanto per i cateteri in poliuretano specificamente certificati dal produttore
Cateteri centrali cuffiati (PICC, CICC, FICC)	PUR, silicone	Soltanto per i cateteri in poliuretano specificamente certificati dal produttore
Port	Reservoir in materiale rigido (policarbonato, titanio, etc.) con catetere in PUR o silicone	Alcuni modelli sono specificamente certificati, ma tale certificazione ha poca rilevanza clinica, per i motivi descritti nel testo (basso flusso nel catetere anche se la pressione esercitata dal power injector è alta). Inoltre, l'uso dei port per mezzo di contrasto è da evitare ove possibile (rischio di occlusione del catetere e perdita del dispositivo).

Nota: il poliuretano (PUR) è una condizione necessaria alla *power injectability* ma non sufficiente. La certificazione va sempre verificata sul singolo dispositivo (IFU, etichetta, scheda tecnica del fabbricante) e non può essere dedotta dal solo materiale costitutivo.

Tabella 2. Utilizzo di siringhe di diverso volume nei tentativi di disostruzione idraulica

Volume siringa	Massima pressione generata	Indicazione d'uso
1 ml	Oltre 300 psi	Da non utilizzare per la disostruzione
2,5 ml	200 psi	Utilizzabile nei dispositivi <i>power injectable</i>
5 ml	100 psi	Utilizzabile nei dispositivi <i>power injectable</i>
10 ml	50 psi	Utilizzabile in qualunque dispositivo

Valori desunti da dati sperimentali (31-32).

Tabella 3. Checklist pratica per l'utilizzo del dispositivo con un *power injector*

1. Verificare il tipo di dispositivo e la certificazione di *power injectability* (consultare l'IFU, la scheda tecnica, la tessera del paziente, ecc.).
2. Per i cateteri multilume, identificare il lume specificamente certificato per la power injection.
3. Controllare la stabilità e il corretto posizionamento del dispositivo (assenza di piegature lungo il decorso).
4. Verificare la pervietà del dispositivo e l'assenza di resistenza all'infusione di soluzione fisiologica prima dell'iniezione ad alta pressione.
5. Impostare sull'iniettore il limite di pressione secondo le specifiche del dispositivo, non su un valore generico.
6. Subito dopo l'iniezione del mezzo di contrasto, eseguire un lavaggio manuale con soluzione fisiologica (tecnica *push/pause*; 3-4 volte lo spazio morto del sistema).
7. Documentare la procedura nella cartella.

Referenze bibliografiche

- 1) Food and Drug Administration. Reminder to Use Only FDA-Cleared Peripheral Vascular Access Devices for Power Injection. 7 luglio 2004.
https://gavecelt.it/nuovo/sites/default/files/uploads/fda_warns_of_dangers_of_misusing_vascular_access_devices.pdf
- 2) Fielding JC, Wagner-Bartak NA, Javadi S, Morani AC, Ganeshan D, Ibarra-Rovira JJ, Liu X, Jensen CT. Improved Computed Tomography Contrast Injection Rates Through Implantable Chest Power Ports. *J Comput Assist Tomogr*. 2020 Nov/Dec;44(6):911-913. doi: 10.1097/RCT.0000000000001048.
- 3) Paddock KD, Mager P, Jazzar U, Akram M, Bohle K, Khan A, Zhang J, Mistry-Patel S, Brady J, Nance JW, Gupta N. Effect of Contrast Prewarming on Vascular Enhancement at Cardiac CTA-An Observational Study. *J Comput Assist Tomogr*. 2026 Jan-Feb 01;50(1):97-106. doi: 10.1097/RCT.0000000000001784. Epub 2025 Aug 22.
- 4) Gebauer B, Teichgräber UK, Hothan T, Felix R, Wagner HJ. Kontrastmitteldruckinjektion in Portkathetersysteme -- Ergebnisse einer In-vitro-Studie [Contrast media pressure injection using a portal catheter system--results of an in vitro study]. *Rofo*. 2005 Oct;177(10):1417-23. German. doi: 10.1055/s-2005-858480.
- 5) Bonciarelli G, Batacchi S, Biffi R, Buononato M, Damascelli B, Ghibaudo F, Orsi F, Pittiruti M, Scoppettuolo G, Verzè A, Borasi G, De Cicco M, Dosio R, Gazzo P, Maso R, Roman A, Ticha V, Venier G, Blackburn P, Goossens GA, Bowen Santolucito J, Stas M, Van Bortel T, Vesely TM, de Lutio E; Gruppo Aperto di Studio Accessi Venosi Centrali a Lungo Termine (Study Group on Long-Term Central Venous Access). GAVeCeLT* consensus statement on the correct use of totally implantable venous access devices for diagnostic radiology procedures. *J Vasc Access*. 2011 Oct-Dec;12(4):292-305. doi: 10.5301/JVA.2011.7736.
- 6) Guiffant G, Durussel JJ, Flaud P, Royon L, Marcy PY, Merckx J. Power port contrast medium flushing and trapping: impact of temperature, an in vitro experimental study. *Med Devices (Auckl)*. 2013 Sep 3;6:133-40. doi: 10.2147/MDER.S47206.
- 7) Nickel B, Gorski L, Kleidon T, Kyes A, DeVries M, Keogh S, Meyer B, Sarver MJ, Crickman R, Ong J, Clare S, Hagle ME. Infusion Therapy Standards of Practice, 9th Edition. *J Infus Nurs*. 2024 Jan-Feb 01;47(1S Suppl 1):S1-S285. doi: 10.1097/NAN.0000000000000532.
- 8) Biffi R, La Greca A. Should we use a patient's port as the preferred intravenous route rather than inserting an additional venous access? *J Vasc Access*. 2022 Nov;23(6):861-863. doi: 10.1177/11297298211015058. Epub 2021 May 7.
- 9) Washio H, Kashimoto K, Sakashita N, Ohira S, Tanaka J, Maeda N, Shimada M, Kawamata M, Yoneda A, Nakanishi K. Practical use of the central venous access port for contrast-enhanced CT: comparison with peripheral intravenous access regarding enhancement and safety. *Clin Radiol*. 2024 Mar;79(3):213-220. doi: 10.1016/j.crad.2023.12.010. Epub 2024 Jan 3.

10) Gentil E, de Roux Q, Ribot S, Lapeyre L, Palombi V, Luciani A, Quesnel C, Tacher V, Mongardon N. Computed tomography image quality with high-flow contrast via high-pressure central venous catheter in critically ill patients. *Crit Care*. 2025 Oct 14;29(1):433. doi: 10.1186/s13054-025-05673-4.

11) van Rens MR, van der Lee R, Spencer TR, van Boxtel T, Barone G, Crocoli A, Pinelli F, Pittiruti M; WoCoVA Foundation (World Conference on Vascular Access) and of the Global Vascular Access Network (GloVANet). The NAVIGATE project: A GloVANet-WoCoVA position statement on the nomenclature for vascular access devices. *J Vasc Access*. 2025 Sep;26(5):1439-1446. doi: 10.1177/11297298241291248. Epub 2024 Oct 24.

12) Buijs SB, Barentsz MW, Smits MLJ, Gratama JWC, Spronk PE. Systematic review of the safety and efficacy of contrast injection via venous catheters for contrast-enhanced computed tomography. *Eur J Radiol Open*. 2017 Sep 29;4:118-122. doi: 10.1016/j.ejro.2017.09.002.

13) Barone G, Piersigilli F, Pittiruti M. Vascular access in the newborn: a position paper of Neonatal European Vascular Access Teams (NEVAT). *Eur J Pediatr*. 2026 Jan 12;185(2):71. doi: 10.1007/s00431-025-06717-1.

14) Schwartz FR, Lewis DS, King AE, Murphy FG 4th, Howle LE, Kim CY, Nelson RC. Hemodialysis catheter integrity during mechanical power injection of iodinated contrast medium for computed tomography angiography. *Abdom Radiol (NY)*. 2021 Jun;46(6):2961-2967. doi: 10.1007/s00261-020-02905-9. Epub 2021 Jan 2.

15) White NA, van der Molen AJ, Limpens RWAL, Maas JJ, van der Bogt KEA, Horeman T, Rotmans JI. In vitro safety of power injection of contrast media through central venous hemodialysis catheters. *J Vasc Access*. 2026 Jan;27(1):190-200. doi: 10.1177/11297298251333014. Epub 2025 Apr 14.

16) Johnson PT, Christensen GM, Fishman EK. I.v. contrast administration with dual source 128-MDCT: a randomized controlled study comparing 18-gauge nonfenestrated and 20-gauge fenestrated catheters for catheter placement success, infusion rate, image quality, and complications. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Jun;202(6):1166-70. doi: 10.2214/AJR.13.11730.

17) Kim J, Kim EJ, Hur JH, Ham JO, Kim YK, Choi SI. The Usefulness of Fenestrated Intravenous Catheters Compared With Nonfenestrated Catheter for Cardiac Multidetector Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 2019 May/Jun;43(3):423-427. doi: 10.1097/RCT.0000000000000855.

18) Gavin NC, Wignall E, Marsh N, Marquart L, Dobeli KL, O'Brien C, Verderosa AD, Totsika M, Keogh S. Perforated intravenous catheter design is acceptable for the administration of contrast-enhanced computed tomography administration in cancer patients: Results of a pilot randomised controlled trial. *J Vasc Access*. 2024 Sep;25(5):1519-1527. doi: 10.1177/11297298231171422. Epub 2023 Jun 1.

19) Tamura A, Kato K, Kamata M, Suzuki T, Suzuki M, Nakayama M, Tomabechi M, Nakasato T, Ehara S. Selection of peripheral intravenous catheters with 24-gauge side-holes versus those with 22-gauge end-hole for MDCT: A prospective randomized study. *Eur J Radiol.* 2017 Feb;87:8-12. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.12.005. Epub 2016 Dec 6.

20) Romańczuk D, Lange S, Mędrzycka-Dąbrowska W, Cichowlas G. Safety and Efficacy of Contrast Media Administration via Selected Vascular Access Devices in Computed Tomography. *J Clin Med.* 2026 Jun 25;15(13):4958. doi: 10.3390/jcm15134958.

21) Wortley V, Almerol LA. Misplacement of piccs following power-injected CT contrast media. *Br J Nurs.* 2020 Oct 22;29(19):S4-S10. doi: 10.12968/bjon.2020.29.19.S4.

22) Elli S, Cavalli S, Scigliano L, Mastroianni G, Rondelli E. Femorally inserted central catheter, migration and catheter damage during contrast media injection: A case report. *J Vasc Access.* 2024 Mar;25(2):666-668. doi: 10.1177/11297298221125154. Epub 2022 Nov 7.

23) Cohen AB, Dagli M, Stavropoulos SW Jr, Mondschein JI, Soulen MC, Shlansky-Goldberg RD, Solomon JA, Chittams JL, Trerotola SO. Silicone and polyurethane tunneled infusion catheters: a comparison of durability and breakage rates. *J Vasc Interv Radiol.* 2011 May;22(5):638-41. doi: 10.1016/j.jvir.2011.01.433.

24) Balsorano P, Galducci G, De Fanti I, Evans SK, De Gaudio AR, Pelagatti C. Fractures of totally implantable central venous ports: more than fortuity. A three-year single center experience. *J Vasc Access.* 2014 Sep-Oct;15(5):391-5. doi: 10.5301/jva.5000261. Epub 2014 Jul 8.

25) Schults JA, Kleidon T, Charles K, Young ER, Ullman AJ. Peripherally inserted central catheter design and material for reducing catheter failure and complications. *Cochrane Database Syst Rev.* 2024 Jun 28;6(6):CD013366. doi: 10.1002/14651858.CD013366.pub2.

26) Slaughter E, Kynoch K, Brodribb M, Keogh SJ. Evaluating the Impact of Central Venous Catheter Materials and Design on Thrombosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Worldviews Evid Based Nurs.* 2020 Oct;17(5):376-384. doi: 10.1111/wvn.12472.

27) Busch JD, Vens M, Mahler C, Herrmann J, Adam G, Ittrich H. Complication Rates Observed in Silicone and Polyurethane Catheters of Totally Implanted Central Venous Access Devices Implanted in the Upper Arm. *J Vasc Interv Radiol.* 2017 Aug;28(8):1177-1183. doi: 10.1016/j.jvir.2017.04.024. Epub 2017 May 24.

28) Kojima S, Hiraki T, Gobara H, Iguchi T, Fujiwara H, Matsui Y, Mitsuhashi T, Kanazawa S. Fracture of totally implanted central venous access devices: a propensity-score-matched comparison of risks for Groshong silicone versus polyurethane catheters. *J Vasc Access.* 2016 Nov 2;17(6):535-541. doi: 10.5301/jva.5000606. Epub 2016 Oct 21.

29) Gomes de Souza NM, Silveira Rocha R, Pinheiro Ferreira R, Bastos da Silveira Reis C, Souza Bandeira RS, Façanha Melo AP. Comparing the use of silicone and polyurethane Peripherally Inserted Central Catheters in newborns: A retrospective study. *J Clin Nurs.* 2021 Dec;30(23-24):3439-3447. doi: 10.1111/jocn.15799. Epub 2021 Sep 20.

30) Saijo F, Mutoh M, Tokumine J, Yoshinobu O, Hama H, Namima T, Shibahara M, Tokumura H. Late fracture of Groshong ports: A report of the three cases. *J Vasc Access*. 2019 Sep;20(5):563-566. doi: 10.1177/1129729819834512. Epub 2019 Mar 11.

31) Hayward WA, Haseler LJ, Kettwich LG, Michael AA, Sibbitt WI Jr, Bankhurst AD. Pressure generated by syringes: implications for hydrodissection and injection of dense connective tissue lesions. *Scand J Rheumatol*. 2011;40(5):379-82. doi: 10.3109/03009742.2011.560892. Epub 2011 Apr 6.

32) Bertoglio S. What are we talking about when we talk of power injectability. 9th WoCoVA World Congress on Vascular Access, Valencia, Spain, 15-17 aprile 2026.
[comunicazione congressuale]