

1222·2022
800
ANNI



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN “TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA”

Sede di Treviso

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

RUOLO DEL TSRM NEL MONITORAGGIO DEI FOLLOW-UP DELLA PATOLOGIA
ANEURISMATICA TRATTATA CON SPIRALI METALLICHE

Relatore: Dott. Gianluca Piccoli

Laureando: Damiano Bottegal

Anno Accademico 2021/2022

ABSTRACT

Negli ultimi anni si è registrato un sostanziale aumento nell'uso di stent endovascolari per la riparazione degli aneurismi dell'aorta addominale. Una delle maggiori complicanze di questo tipo di intervento è la presenza di endoleak persistenti di tipo II, questo fenomeno si verifica dall' 8% al 23% dei casi a causa del flusso retrogrado proveniente dall'arteria mesenterica inferiore (IMA) e dalle arterie lombari nei pazienti sottoposti ad EVAR.

La maggior parte degli E II sono innocui e si risolvono spontaneamente dopo un periodo di tempo variabile, ma quelli con un meccanismo persistente di afflusso-deflusso di sangue possono portare alla progressione dell'aneurisma con un aumentato rischio di re intervento e fallimento della procedura.

Diverse tecniche di approccio hanno mostrato percentuali di successo non elevate e non possono, quindi, essere identificate come soluzioni definitive, pertanto, l'interesse verso metodi preventivi per evitare il fenomeno dell'endoleak è cresciuto progressivamente.

In particolare, la tecnica percutanea preventiva con spirali metalliche rappresenta un tentativo promettente nell'aumentare le possibilità di guarigione del paziente andando ad opporsi a questo tipo di complicanze.

L'intento dello studio è valutare i dati provenienti da un campione di pazienti operati con questo tipo di trattamento allo scopo di capirne la fattibilità e l'efficacia attraverso il monitoraggio dei follow-up mediante misurazione tridimensionale del volume dell'aneurisma e bidimensionale del diametro. In particolare, l'obiettivo dell'analisi è la verifica dell'efficacia della tipologia di trattamento e la misura del volume dell'aneurisma compiuta dal TSRM prima e dopo l'intervento.

Lo studio ha valutato i dati provenienti da un insieme di 26 pazienti tra i 64 e i 87 anni trattati per il 92% tramite embolizzazione con spirali metalliche dei quali sono stati raccolti valori riguardanti: il diametro precedente all'operazione e a sei mesi di distanza, le volumetrie precedenti al trattamento, postoperatorie, e a sei mesi, la presenza di spirali, il tipo di follow-up, la patologia e la presenza e tipologia di endoleak.

I dati raccolti evidenziano una riduzione delle dimensioni a sei mesi nel 95% dei casi, indicatore della buona riuscita dell'intervento con solo il 12.5% di endoleak di tipo II. La misura del volume della sacca (eseguita dal Tecnico di Radiologia) consente una valutazione obiettiva e indipendente dei risultati della procedura risultando indipendente e non inficiato dagli artefatti derivanti dalle spirali metalliche.

Il trattamento endovascolare degli aneurismi dell'aorta addominale mediante embolizzazione con spirali metalliche è risultato nella nostra esperienza fattibile e sicuro, con risultati nel breve e medio periodo superiori ai valori medi della letteratura come tasso di endoleak e riduzione del volume della sacca.

INDICE

1 INTRODUZIONE	7
1.1 AORTA	8
1.1.1 Aorta ascendente od intrapericardica	8
1.1.2 Arco dell'aorta	8
1.1.3 Aorta toracica	8
1.1.4 Aorta addominale	9
1.2 ANEURISMA DELL'AORTA ADDOMINALE (AAA)	9
1.2.1 Incidenza, prevalenza e stime dell'AAA.....	10
1.2.2 Caratteristiche dell'AAA	10
1.2.3 Eziologia degli aneurismi	14
1.2.4 Sintomatologia	15
1.2.5 Diagnosi, prognosi e terapia	18
1.2.6 Trattamento endovascolare	24
1.2.6.1 Complicanze precoci (che si possono manifestare durante o subito dopo la procedura):.....	26
1.2.6.2 Complicanze tardive (anche a distanza dalla procedura):	27
1.2.7 Trattamento endovascolare dell'AAA	28
1.2.8 Tecnica di posizionamento	32
1.2.8.1 Complicanze	35
1.3 EMBOLIZZAZIONE DI SACCA	39
1.4 FOLLOW UP DEL PAZIENTE TRATTATO	40
1.5 TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	42
1.5.1 Principio di funzionamento	42
1.5.2 Evoluzione della TC	45
1.5.3 TC multistrato	45
1.5.4 TC 64 strati	48
1.5.5 TC dual energy	49
1.5.6 Utilizzo del MAR in TC	54
1.6 MISURAZIONE DEGLI AAA	55
1.6.1 Misurazione volumetrica di aneurismi di piccole dimensioni	57

1.7	CEUS (Contrast-enhanced ultrasound).....	58
2	<i>MATERIALI E METODI</i>	59
2.1	Popolazione.....	59
2.2	Valutazione Statistica	62
3	<i>RISULTATI</i>	63
4	<i>DISCUSSIONE</i>	67
5	<i>CONCLUSIONI</i>	69
6	<i>BIBLIOGRAFIA</i>	70

1 INTRODUZIONE

Negli ultimi anni si è registrato un sostanziale aumento nell'uso di stent endovascolari con tecnica EVAR (endovascular aortic repair) per la riparazione degli aneurismi dell'aorta addominale. In particolare, la embolizzazione preventiva della sacca con spirali metalliche aumenta le possibilità di guarigione del paziente andando ad opporsi al fenomeno dell'endoleak. Mentre ci sono molti benefici per la riparazione endovascolare, la procedura rende più complesso il follow-up mediante imaging. I risultati a medio e lungo termine dopo la riparazione endovascolare con la tecnica descritta sono ancora in fase di indagine.

L'endoleak consiste in una perfusione continua della sacca aneurismatica ed è una delle più comuni complicanze post-intervento. La maggior parte degli endoleak dell'aorta addominale sono di tipo II con perdite derivanti da flusso retrogrado, nella sacca aneurismatica, dall'arteria mesenterica inferiore o da una arteria lombare.

Le perdite potrebbero verificarsi subito dopo l'intervento o in tempi successivi e quindi i pazienti devono essere sottoposti ad una sorveglianza permanente e continuativa.

Le acquisizioni TC trifasiche (fase diretta, fase arteriosa e fase venosa) sono considerate lo standard di riferimento soprattutto le acquisizioni arteriose e venose sono ottime per l'individuazione di endoleak. Recentemente è stata introdotta anche l'ecografia con mezzo di contrasto (tecnica CEUS) che consente di ridurre la radio esposizione del paziente e il mezzo di contrasto iodato nel rispetto dei principi ALARA.

Un ulteriore livello di analisi TC è rappresentato da delle riformattazioni che sfruttano un algoritmo 3D di ricostruzione, il quale a partire dalle angio-TC permette di ricostruire in maniera volumetrica con precisione le dimensioni della sacca aneurismatica e di superare i limiti della misurazione bidimensionale.

Questo tipo di operazioni ad opera del TSRM permettono un monitoraggio più preciso dei follow-up post-operatori e ci ha consentito di monitorare i risultati della nuova tecnica EVAR associata alla embolizzazione preventiva della sacca indipendentemente dagli artefatti legati alle spirali metalliche.

1.1 AORTA

Emerge dal ventricolo sinistro e si dirige in alto e a destra, per poi curvare a sinistra, formando un arco. Scende quindi nel mediastino posteriore, lungo la colonna vertebrale, attraversa il diaframma e, a livello della IV vertebra lombare, termina fornendo le arterie iliache comuni e la piccola arteria sacrale media. Si descrivono nel suo decorso quattro porzioni.

1.1.1 Aorta ascendente od intrapericardica

È la prima porzione del vaso, rivestita da pericardio. All'origine è dilatata in corrispondenza dei seni aortici di Valsalva: è lunga tra 5 e 7 cm e sale fino al margine superiore della II cartilagine costale destra. È in rapporto con la pleura e il polmone destro anteriormente, con l'atrio destro e l'arteria polmonare destra posteriormente, con l'auricola destra e la vena cava superiore a destra e con il tronco polmonare a sinistra. Rami collaterali: arterie coronariche destra e sinistra.

1.1.2 Arco dell'aorta

Si dirige da destra a sinistra e posteriormente formando un arco a concavità inferiore. Il limite convenzionale di questo tratto è la superficie sinistra della IV vertebra toracica. La faccia anteriore o sinistra dell'arco è in rapporto con i nervi frenico di sinistra e vago di sinistra, i nervi cardiaci, la pleura mediastinica e i linfonodi mediastinici anteriori. La faccia posteriore o destra è in rapporto con la trachea, l'esofago e il dotto toracico. La faccia inferiore è in rapporto con l'arteria polmonare destra, il bronco sinistro e il nervo laringeo inferiore o ricorrente di sinistra che risale formando un'ansa attorno all'arco. Tra tronco arterioso polmonare e arco aortico si intende il legamento arterioso di Botallo. Rami collaterali: da destra a sinistra sono l'arteria brachiocefalica o anonima, l'arteria carotide comune sinistra e l'arteria succlavia sinistra.

1.1.3 Aorta toracica

Dalla IV vertebra toracica scende fino alla XII. A questo livello attraversa l'orificio aortico del diaframma e diventa aorta addominale. Decorre spostandosi progressivamente in posizione più mediale. Anteriormente è in rapporto con il peduncolo polmonare sinistro, la faccia posteriore del pericardio e l'esofago, che inizialmente è a destra del vaso. Posteriormente è in rapporto con il rachide e le vene emiazygos; a destra e a sinistra con le pleure mediastiniche. È in rapporto anche con i linfonodi mediastinici posteriori.

Rami collaterali: i rami collaterali viscerali irrorano gli organi del mediastino (arterie pericardiche, bronchiali, esofagee, mediastiniche, freniche). I rami parietali sono le ultime dieci paia di arterie intercostali.

1.1.4 Aorta addominale

Dal margine inferiore della XII vertebra toracica scende fino alla IV vertebra lombare e si divide nelle 2 arterie iliache comuni destra e sinistra e nell'arteria sacrale media, che prosegue in basso e verticalmente. Il vaso decorre nello spazio retroperitoneale davanti ai corpi delle vertebre lombari. Anteriormente è in rapporto con il corpo del pancreas, la terza porzione del duodeno, la radice del mesentere e la vena renale sinistra; a destra è in rapporto con la vena cava inferiore, anche se il rapporto è meno stretto nel tratto superiore. A sinistra è in rapporto con il pilastro sinistro del diaframma e la flessura duodeno-digiunale. Lungo tutto il suo decorso sono scaglionati dei linfonodi che, a seconda della posizione che assumono rispetto al vaso, si suddividono in pre-, para- e retroaortici. Rami collaterali: le arterie viscerali che irrorano il tubo gastroenterico, i surreni e l'apparato urogenitale (tripode celiaco, arteria mesenterica superiore, arterie surrenali medie, arteria mesenterica inferiore, arterie renali, arterie gonadiche) i rami parietali sono le arterie freniche inferiori e le arterie lombari.

1.2 ANEURISMA DELL'AORTA ADDOMINALE (AAA)

L'aneurisma è una dilatazione permanente, irreversibile e patologica di un'arteria. Nel considerare il grado di dilatazione aortica da ritenere patologico bisogna valutare sia l'età sia la struttura fisica del soggetto in esame; secondo la definizione dell'Ad Hoc Committee on Reporting Standards of Society for Vascular Surgery e dal North American Chapter of the International Society for Cardiovascular Surgery, è considerato aneurismatico un diametro trasversale che superi almeno del 50% quello che caratterizza il restante decorso dell'arteria. La formazione di un aneurisma si verifica quando si ha un indebolimento della parete di un'arteria o quando questa viene danneggiata. La continua pressione del sangue che scorre all'interno del vaso danneggiato né può determinare un progressivo cedimento, che porterà all'allargamento della parete del vaso, dando così origine alla formazione di una sacca mono o bilaterale, l'aneurisma.

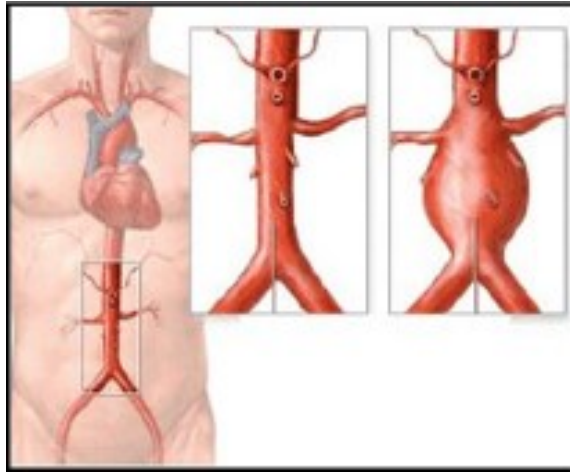


Figura 1.1: Rappresentazione dell'aneurisma dell'aorta addominale

1.2.1 Incidenza, prevalenza e stime dell'AAA

Aneurisma dell'aorta addominale (AAA) ha un'incidenza stimata a 20-40 casi/100.000 abitanti per anno ed è responsabile dell'1,8% delle morti nei soggetti aventi un'età compresa tra i 64 e i 74 anni d'età. I dati relativi all'incidenza e alla prevalenza variano in relazione al tipo di popolazione studiata. Le stime di prevalenza variano dal 1,9 al 5% negli uomini di età superiore ai 60 anni. L'età più colpita è, infatti, quella anziana: raramente si osservano aneurismi in età inferiore ai 50 anni, non eccezionalmente lo si riscontra tra i 50 e i 59 anni, si ha un'incidenza crescente nelle decadi dai 60 ai 69 anni e ancor più dai 70 ai 79 anni. La frequenza degli AAA raggiunge un picco del 5,9% intorno agli 80 anni negli uomini e del 4,5% nelle donne. Nei pazienti anziani ed ipertesi è stata riscontrata una prevalenza che varia dal 10,7 al 12%.

Gli aneurismi hanno la tendenza ad una rottura improvvisa e, per tale ragione, costituiscono la tredicesima causa di morte nei paesi industrializzati.

1.2.2 Caratteristiche dell'AAA

L'aneurisma si può sviluppare in qualunque arteria del corpo umano, dalle grosse arterie quale l'aorta, alle arterie minori come le femorali o le poplitee, anche le arterie cerebrali possono essere interessate da aneurisma. L'aneurisma si può anche sviluppare a livello delle pareti del cuore in conseguenza di un infarto del miocardio. Ad ogni modo la gran parte degli aneurismi si formano a carico dell'aorta, la quale è senza dubbio l'arteria più grossa e dal volume maggiore del corpo umano. Sebbene un aneurisma si possa formare in ogni tratto dell'aorta, la sede comunemente più colpita è la porzione addominale; il 75% degli aneurismi dell'aorta sono localizzati nel tratto addominale. Gli aneurismi dell'aorta toracica, compresi quelli che si

estendono dall'aorta toracica discendente fino alla porzione superiore dell'aorta addominale (aneurismi toraco-addominali), rappresenta solo il 25% degli aneurismi aortici. In base alla loro sede si definiscono aneurismi toracici (TAA), toraco- addominali (TAAA) ed addominali (AAA). I primi si possono localizzare a livello dell'aorta ascendente con eventuale interessamento della valvola aortica (si parla in tal caso, secondo il termine coniato da Cooley, di ectasia anuloaortica, tipicamente associata alla sindrome di Marfan), a livello dell'arco o, più frequentemente dell'aorta discendente. Un TAAA implica il coinvolgimento, con estensione variabile, dell'aorta toracica discendente e dell'aorta addominale. Gli aneurismi dell'aorta vengono classificati in quattro gruppi a seconda della loro localizzazione:

- Tipo I: si estende dalla succlavia sinistra fino alle arterie renali;
- Tipo II: va dalla succlavia sinistra includendo l'aorta sottorenale fino alla biforcazione delle iliache;
- Tipo III: si estende dal 6° spazio intercostale fino alla biforcazione aortica;
- Tipo IV: si estende dal 12° spazio intercostale fino alla biforcazione aortica.

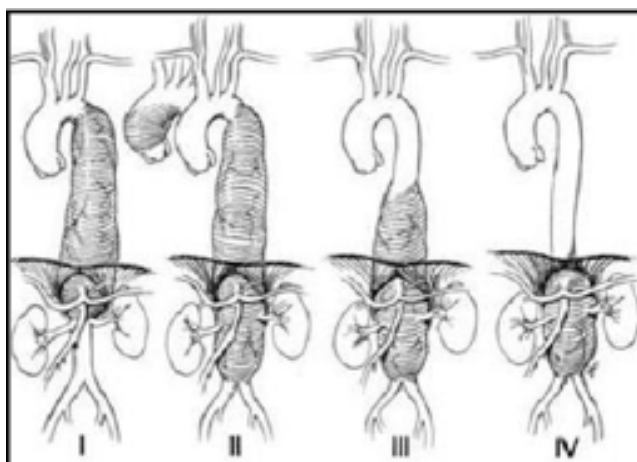


Figura 1.2: Classificazione aneurismi dell'aorta

Gli aneurismi vengono ulteriormente classificati, in base alla loro morfologia, in cinque differenti tipi di cui i primi tre, che rappresentano circa il 51,7% degli aneurismi, sono suscettibili di trattamento endovascolare (secondo Schumacher):

- Tipo I: l'aneurisma presenta un doppio colletto, uno prossimale ed uno distale.
- Tipo IIA: con colletto sottorenale e iliache comuni non ectasiche.
- Tipo IIB: con colletto sottorenale ed ectasia solo del tratto prossimale delle iliache comuni.

- Tipo IIC: con colletto sottorenale ma ectasia di tutte le iliache comuni.
- Tipo III: senza colletto sottorenale.

Classificazione degli aneurismi dell'aorta addominale a livello sottorenale in base alla loro morfologia.

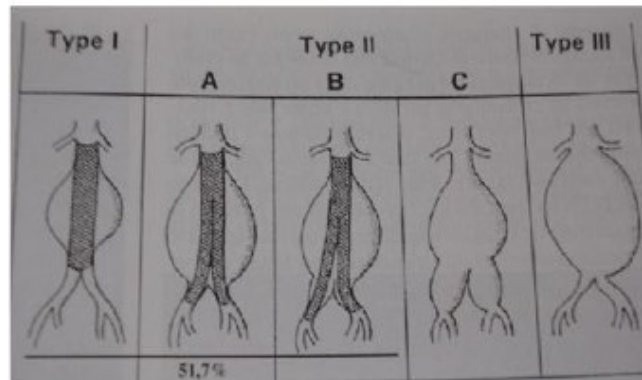


Figura 1.3: Classificazione aneurismi

Un'ulteriore distinzione, più fine, che tiene conto del coinvolgimento delle arterie viscerali suddivide gli AAA sottorenali in:

- soprarenali: non coinvolgono le arterie renali.
- pararenali: a cavallo degli osti renali.
- sottorenali: divisi a loro volta in iuxta e sottorenali.

Proprio in base all'estensione i TAAA sono stati ulteriormente classificati da Crawford in 4 tipi:

- Tipo I: coinvolge la metà prossimale dell'aorta discendente sino alle arterie renali.
- Tipo II: si estende dalla metà prossimale dell'aorta toracica discendente sino all'aorta sottorenale.
- Tipo III: si estende dalla metà distale dell'aorta toracica discendente sino all'aorta addominale.
- Tipo IV: coinvolge la maggior parte dell'aorta addominale.

Gli aneurismi aortici possono essere di diverse tipologie navicolari, cilindrici, fusiformi, sacciformi e cirsoidei. I più comuni sono quelli sacciformi e quelli fusiformi. Gli aneurismi fusiformi sono caratterizzati dall'aumento del diametro dell'aorta, mentre quelli sacciformi sono rappresentati da delle estroflessioni localizzate della parete aortica. Spesso un trombo stratificato può rivestire la parete dell'aneurisma aortico.

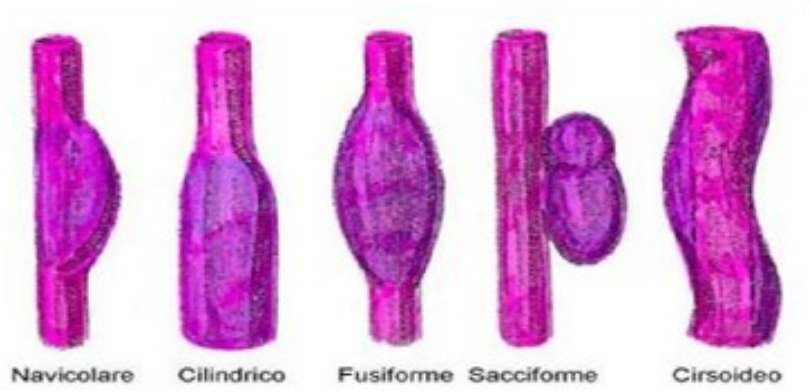


Figura 1.4: Tipologie di aneurismi in base alla forma



Figura 1.5: Aneurisma fusiforme

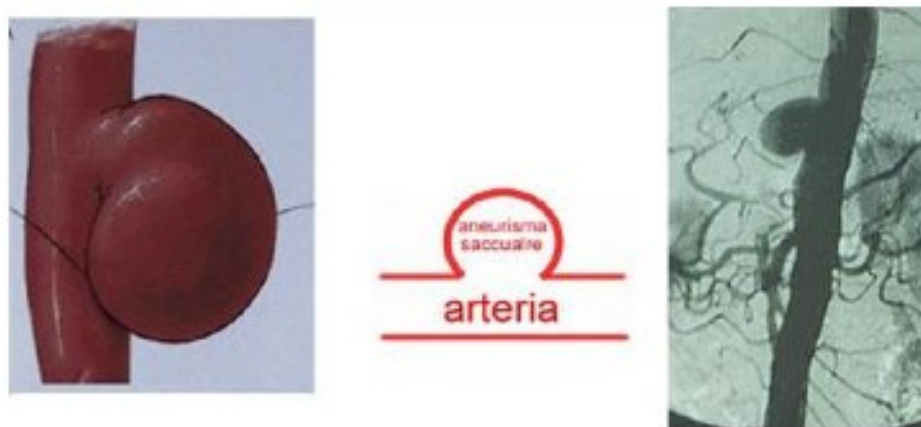


Figura 1.6: Aneurisma sacciforme

1.2.3 Eziologia degli aneurismi

Data la loro eziopatogenesi gli AAA possono essere considerati nella maggior parte dei casi di natura degenerativa. In circa il 25 % dei soggetti con AAA si può rilevare la contemporanea presenza di arteriopatia ostruttiva degli arti inferiori.

Tra le cause di AAA possono essere ricordate patologie come la necrosi cistica della media, la dissezione, la sindrome di Ehlers-Danlos e la sifilide, ma la maggior parte di essi è associata all'arteriosclerosi, da molto tempo considerata la principale responsabile della loro comparsa.

Negli ultimi anni però, l'osservazione che la maggior parte dei pazienti con AAA non presenta un'arteriopatia ostruttiva del tratto aorto-iliaco-femorale e che non più del 25% degli aneurismi aortici è associato ad un'arteropatia significativa, ha portato a riconsiderarne l'eziologia ipotizzando la partecipazione di altri fattori.

Studi biochimici hanno dimostrato la presenza di una ridotta quantità di elastina e collagene nella parete dell'aorta aneurismatica: dati istopatologici mostrano una parete sottile e dilatata con frammentazione e sostituzione dell'elastina della media da parte di uno strato più sottile di collagene e la presenza di calcio e di lesioni arteriosclerotiche che la rendono più fragile. Sembra quindi che la dilatazione dell'aorta con la formazione di aneurismi che tendono a diventare sempre più ricurvi e tortuosi dipende dall'incapacità dell'elastina di garantire una sufficiente resistenza della sua parete, sia in senso circonferenziale che longitudinale.

Alla base della deplezione di elastina e collagene vi è, secondo molti autori, un aumento eccessivo dell'attività delle collagenasi ed elastasi: sembra ormai unanimemente accettato che questa eccessiva attività enzimatica derivi da uno squilibrio all'interno del sistema proteasi/anti-proteasi della parete aortica che porta nel tempo alla degenerazione della matrice extra cellulare.

Alcuni lavori sulla frequenza familiare degli AAA depongono a favore del concetto di una predisposizione genetica per questa patologia: circa il 20-30% dei pazienti con AAA ha un parente di primo grado con la stessa patologia. Anche fattori emodinamici, quali i forti stress meccanici a cui viene sottoposta la parete aortica, possono avere un ruolo importante nella genesi di tali aneurismi. Per tutti questi motivi è oggi più appropriato classificare gli AAA non più come arteriosclerotici ma bensì come multifattoriali o degenerativi. Ricordiamo che, indipendentemente dalla causa, una volta iniziato il processo dilatativo tenderà inesorabilmente a progredire fino alla rottura e, man mano che l'aneurisma cresce, il rischio di rottura aumenta in maniera esponenziale essendo direttamente correlato allo stress della parete, a sua volta proporzionale al raggio dell'aorta secondo una costante di proporzionalità come espresso dalla legge di Laplace: $T=PR$; dove T= stress tangenziale, R= raggio, P= pressione trans murale.

Questa legge non solo spiega perché il processo dilatativo, una volta iniziato, non può che aumentare nel tempo, ma spiega anche perché gli aneurismi di grosse dimensioni hanno una maggiore tendenza alla rottura rispetto a quelli piccoli e perché l'ipertensione arteriosa è un importante fattore di rischio per la rottura. L'aterosclerosi (indurimento delle arterie), malattia più comunemente associata agli aneurismi dell'aorta, può indebolire la parete aortica, causandone l'espansione. L'ipertensione e il fumo di sigaretta contribuiscono al processo degenerativo. Traumi, arteriti e aneurismi micotici costituiscono cause meno frequenti. Gli aneurismi micotici si verificano in corrispondenza di infezioni micotiche o batteriche localizzate a livello della parete dell'aorta o di altre arterie. Questi siti di infezioni sono generalmente il risultato di un'infezione metastatica nel corso di una setticemia, più comunemente causata da un'endocardite infettiva. L'infezione si può anche diffondere localmente alle pareti dei vasi sanguigni e preesistenti aneurismi aortici o arteriosi possono infettarsi, di solito per contaminazione da parte del flusso ematico. Sebbene praticamente tutti i funghi o batteri patogeni possano infettare un aneurisma, le Salmonelle hanno uno speciale tropismo per i tessuti vascolari.

Altri fattori che possono provocare un aneurisma sono: elevato tasso di colesterolo e trigliceridi, età (persone sopra i 55 anni d'età), la familiarità, il sesso maschile. Infatti l'aneurisma dell'aorta addominale colpisce più frequentemente le persone sopra i 60 anni d'età, i soggetti di sesso maschile che risultano in percentuale 4 volte maggiore alle donne.

Il 90% degli aneurismi dell'aorta addominale (AAA) ha origine al di sotto delle arterie renali e, comunemente, si estende distalmente in una o in entrambe le arterie iliache.

1.2.4 Sintomatologia

In circa il 75% dei pazienti l'aneurisma dell'aorta addominale è asintomatico al momento della diagnosi: ciò dipende dal fatto che un numero sempre maggiore di AAA vengono individuati quando ancora sono troppo piccoli perché possano aver dato una qualche sintomatologia. La maggior parte viene infatti diagnosticata accidentalmente durante un esame obiettivo di routine, nel corso del quale il medico apprezza una massa pulsante in sede epigastrica. Alcune volte è lo stesso paziente ad accorgersi di una pulsattilità addominale anomala, più evidente in clinostatismo, per la quale ricorre all'intervento del medico. Altre volte un AAA viene diagnosticato nel corso di un esame strumentale eseguito per altre ragioni, come ad esempio un'indagine radiologica o ecografica su altri sistemi, o addirittura nel corso di un intervento chirurgico eseguito per un'altra patologia. Un notevole contributo in questo senso è stato fornito dall'ultrasonografia che, grazie ai costi contenuti e alla notevole diffusione sul territorio, ha

portato ad un aumento della percentuale di piccoli aneurismi asintomatici diagnosticati. Gli AAA possono causare un dolore tipicamente profondo, lancinante e viscerale, avvertito principalmente nella regione lombo-sacrale. Il dolore è abitualmente stabile. Il paziente può percepire una pulsazione addominale anormalmente prominente. Tuttavia, spesso gli aneurismi diventano enormi e possono rompersi senza sintomi premonitori.

La palpazione rivela spesso una pulsazione anormalmente ampia dell'aorta addominale (di solito percepita ai due lati della linea mediana). Tuttavia, anche un grande aneurisma può essere molto difficile da identificare all'esame obiettivo, specialmente nelle persone obese. Gli aneurismi che si ingrandiscono rapidamente e sono a rischio imminente di rottura sono frequentemente dolenti alla palpazione. In corrispondenza dell'aneurisma si può udire un soffio.

Quando l'AAA diventa sintomatico un vago dolore addominale è il fastidio più comunemente riferito dai pazienti con tale patologia. Il dolore è tipicamente costante o pulsante ed è caratteristicamente localizzato in regione epigastrica o da tale regione tende ad irradiarsi posteriormente o al fianco.

Quando l'aneurisma è in fase di rapida espansione, in conseguenza della compressione esercitata sulle strutture circostanti, può causare dolore addominale, ad esordio improvviso, che può estendersi fino alla radice delle cosce o in sede dorsale e, in fase di rottura, può esser concomitante con uno stato di shock in conseguenza della notevole perdita ematica. Questi sintomi sono probabilmente dovuti all'improvviso stiramento degli strati della parete aortica con compressione degli adiacenti nervi sensitivi somatici e del sovrastante peritoneo. Il dolore provocato dalla palpazione diretta dell'aneurisma fa pensare che i sintomi siano correlati all'aneurisma stesso. Inoltre, la compressione delle strutture circostanti e la sottrazione dello spazio ad esse destinato ad opera dell'aneurisma determina la comparsa di molti altri sintomi che pongono numerosi problemi di diagnosi differenziale. Può essere presente un dolore posteriore aggravato se un aneurisma di grosse dimensioni determina un'erosione a carico di alcuni corpi vertebrali; questo sintomo può essere presente anche in mancanza di qualsiasi alterazione ossea.

Possono esserci senso di sazietà precoce o anche nausea, vomito e perdita di peso se la massa aneurismatica determina una compressione intestinale. Nei casi avanzati può verificarsi un vero e proprio quadro di occlusione intestinale, spesso per compressione del duodeno. Con lo stesso meccanismo può verificarsi un'idronefrosi da ostruzione ureterale: si tratta di un'eventualità abbastanza rara ma che si associa frequentemente alla presenza di aneurismi infiammatori ed alla fibrosi retroperitoneale. Quando presente, l'ostruzione ureterale dà luogo ad un dolore di

tipo colica che dal fianco può irradiarsi all'inguine. Ci sono alcuni eventi che possono complicare un AAA modificandone l'espressione clinica e rendendone problematica la diagnosi e il trattamento.

Il materiale trombotico che riveste la sacca aneurismatica o parte di essa può frammentarsi ed embolizzare a distanza dando luogo ad un'ischemia acuta negli arti inferiori. In questo caso la sintomatologia predominante sarà quella riferibile all'ischemia dell'arto. Quando non è possibile individuarne alcuna fonte emboligena cardiaca, deve essere sospettata la presenza di un aneurisma.

A livello della sacca aneurismatica, inoltre, si realizza un rallentamento del flusso ematico che determina l'apposizione di nuovo materiale trombotico con stratificazione del trombo parietale. Ciò può comportare l'ostruzione di alcuni vasi quali le arterie iliache e la mesenterica inferiore o, molto raramente, si può giungere alla trombosi totale della sacca stessa. Questa evenienza, piuttosto rara, si realizza soprattutto in caso di concomitante presenza di lesioni a carico delle arterie iliache o femorali ed in tal caso può coesistere una sintomatologia riferibile ad arteriopatia ostruttiva degli arti inferiori e/o una claudicatio abdominis per interessamento dell'arteria mesenterica inferiore (AMI) con insufficienza dei circoli di supplenza. Se un aneurisma aumenta rapidamente, se si aprono delle lacerazioni o se ci sono dei versamenti di sangue tra le pareti del vaso sanguigno (ad esempio in caso di dissezione aortica), possono immediatamente presentarsi alcuni sintomi più gravi.

La rottura dell'aneurisma può mettere in pericolo di vita e di conseguenza richiede un intervento d'emergenza. I sintomi riferibili possono essere:

- forte dolore che si presenta improvvisamente;
- pallore;
- battiti accelerati;
- bocca/pelle secca e sete eccessiva;
- ansia;
- nausea e vomito;
- senso di leggerezza o svenimento;
- sudorazione eccessiva;
- shock.

La natura dei sintomi, il loro decorso nel tempo, nonché la probabilità di sopravvivenza, variano in relazione alla natura della rottura stessa. Quando ciò accade, a causa dell'emorragia massiva, il paziente va incontro ad uno shock cardiocircolatorio che, nella maggior parte dei casi, ne

determina l'exitus. Si può avere una rottura franca con emorragia massiva e scompenso cardiocircolatorio oppure, in alcuni casi, la rottura franca può essere preceduta da una fase di fessurazione in cui lo spandimento emorragico viene momentaneamente arrestato dall'azione tamponante delle strutture circostanti. Quest'ultima eventualità è associata ad una maggiore sopravvivenza ed è più spesso osservata rispetto alla rottura libera, poiché l'esordio più lento dell'emorragia consente di eseguire l'intervento chirurgico. La triade sintomatologica costituita da shock, massa addominale pulsante e dolore addominale irradiato posteriormente, associata a distensione addominale, secondaria alla presenza di emoperitoneo, suggerisce la presenza di rottura tamponata. Lo shock può essere assente o di minima entità, in relazione alla perdita ematica iniziale, per cui clinicamente tale condizione può differire dalla rottura libera solo per la stabilità delle condizioni cardiocircolatorie.

Talvolta, dopo rottura tamponata, si può manifestare un'ischemia miocardica che può provocare un'angina pectoris: in questi casi l'ipotensione non deve essere attribuita allo shock cardiogeno poiché, senza intervento chirurgico, il decesso sarebbe inevitabile. Raramente una rottura di piccola entità rimane contenuta nel retro-peritoneo e dà luogo ad una rottura saccata cronica. I pazienti, in tal caso, possono accusare un dolore a livello posteriore ma possono anche rimanere asintomatici per periodi di tempo variabili. Quando la diagnosi è di rottura saccata, poiché tale patologia evolve verso la rottura libera inevitabile ed imprevedibile, dev'essere immediatamente eseguito l'intervento chirurgico. L'evoluzione a rottura libera può manifestarsi in un intervallo di tempo variabile da pochi minuti ad alcuni giorni.

1.2.5 Diagnosi, prognosi e terapia

L'accuratezza del solo esame obiettivo nel porre la diagnosi di AAA oscilla dal 30 al 90%. Tale variabilità deriva dal fatto che per poter essere palpato l'aneurisma deve avere un diametro minimo di almeno 5 cm. Inoltre, esistono tutta una serie di situazioni che possono mascherare la presenza di un aneurisma altrimenti di dimensioni sufficienti per poter essere palpato come l'obesità, la mancanza di collaborazione da parte del paziente o un'eventuale ascite. Di contro esistono anche delle situazioni che possono simulare la presenza di un aneurisma laddove questo non è affatto presente, come tumori o lesioni cistiche adiacenti all'aorta, una tortuosità inusuale dell'aorta stessa, uno stato iperdinamico del paziente o una lordosi lombare particolarmente accentuata. Ciò nonostante l'esame obiettivo resta comunque di fondamentale importanza nel fare diagnosi di aneurisma dell'aorta addominale.

All'ispezione, in sede epi-mesogastrica o in corrispondenza dei quadranti sinistri dell'addome, si osserva una tumefazione, allungata in senso longitudinale, animata da una pulsazione

sincrona con il polso, che tende a sollevare il piano cutaneo. Alla palpazione la tumefazione, di dimensioni variabili, si presenta a superficie liscia, di consistenza duro-elastica, con limiti netti, espansibile in tutte le direzioni, dolorabile e spostabile in senso latero-laterale ma non in quello cranio-caudale. Se i margini della tumefazione convergono al di sotto dell'arcata costale è presumibile che l'aneurisma sia limitato all'aorta sottorenale (manovra dell'uncinamento o di DeBakey). All'auscultazione può essere presente un soffio sistolico. L'elemento obiettivo più importante da valutare per poter stabilire con buona approssimazione se la massa palpabile è un aneurisma, è l'espansibilità in tutte le direzioni.

Il limite dell'esame obiettivo è di non individuare gli aneurismi di piccole dimensioni e di non fornire un'indicazione precisa circa le sue reali dimensioni. Per un approfondimento diagnostico sono poi disponibili diverse tecniche diagnostiche strumentali. L'Rx diretto dell'addome, eseguito in due proiezioni, evidenzia i depositi di calcio che si formano nel contesto delle pareti dell'aneurisma: questi appaiono sotto forma di lamelle radiopache ai lati della colonna in proiezione antero- posteriore e anteriormente a quest'ultima nella proiezione laterale, disegnando in questo modo il profilo dell'aneurisma. Nel 65% circa dei casi la parete aortica contiene una quantità di calcio sufficiente per diagnosticare un aneurisma, ma solo nei 2/3 di essi è possibile stabilirne il diametro massimo. Un Rx negativo non può dunque farci escludere la presenza di un aneurisma aortico. L'ultrasonografia è una metodica ormai disponibile in tutte le strutture ospedaliere. Tale tecnica non fa uso di radiazioni ionizzanti e fornisce numerosi dettagli circa la struttura della parete vasale, le placche arteriosclerotiche presenti, la presenza e le dimensioni del trombo, oltre che le dimensioni dell'aneurisma sia in senso longitudinale che in quello trasversale consentendone una valutazione tridimensionale. L'esatta interpretazione delle immagini dipende strettamente dall'esperienza dell'operatore, ma in mani esperte può avere un'accuratezza diagnostica eccellente: può, infatti, fornire una misurazione delle dimensioni della sacca aneurismatica con uno scarto di circa 0,3 cm. Tuttavia, attualmente l'ultrasonografia ha una capacità limitata nel mostrare i dettagli architettonici di un aneurisma. In particolare, la sua affidabilità è minore nella valutazione del tratto soprarenale dell'aorta addominale e nel definire i rapporti tra aorta addominale e le arterie renali. Inoltre, obesità e meteorismo intestinale, nascondendo l'aorta, possono interferire con la visualizzazione dei vasi iliaci. Tutti questi fattori rendono l'ultrasonografia la tecnica di prima scelta nella valutazione di una massa pulsante a livello addominale e nel follow-up degli AAA per monitorizzarne la velocità di crescita, ma nel caso in cui si decida per l'intervento chirurgico, dovranno essere eseguite delle indagini preoperatorie più dettagliate.

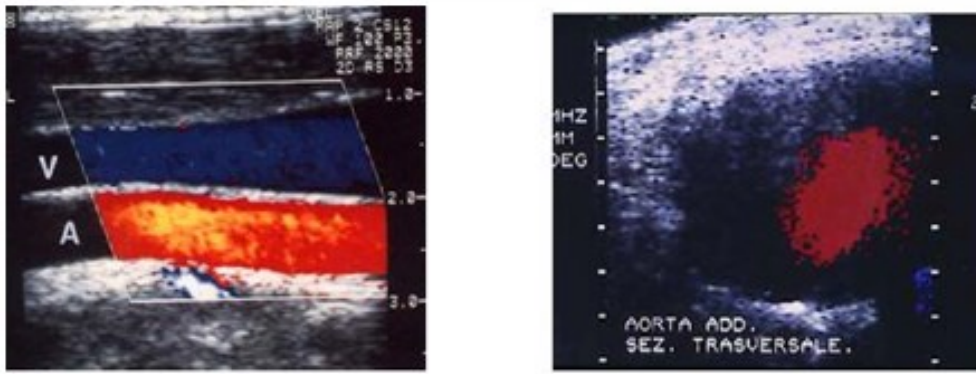


Figura 1.7: a sinistra immagini Eco Color Doppler (ECD) di aorta normale, mentre a destra è riportata un'immagine ECD di AAA: in nero è rappresentato il trombo circostante il normale flusso aortico, rappresentato in rosso.

La TC utilizza radiazioni ionizzanti per ottenere immagini in sezione trasversale dell'aorta e delle altre strutture corporee. Consente di valutare le dimensioni dell'aorta con notevole accuratezza, inoltre la risoluzione spaziale delle apparecchiature più moderne è tale da consentire anche la visualizzazione del tripode celiaco e delle arterie mesenterica superiore, renale ed iliache e i loro rapporti con l'aneurisma. Permette poi anche di visualizzare le principali strutture venose e di individuarne eventuali anomalie. Grazie alla somministrazione endovenosa di mezzo di contrasto permette di valutare il lume aortico, la sede e le dimensioni del trombo murale e, in presenza di una dissecazione, consente la differenziazione tra lume vero e lume falso. Permette poi una completa valutazione del retro-peritoneo e l'individuazione di un eventuale ematoma in caso di rottura o di fibrosi periaortica in caso di aneurisma infiammatorio, condizione in cui l'immagine TC, assumendo un caratteristico aspetto ad alone, dopo la somministrazione del mezzo di contrasto, costituisce la tecnica di prima scelta. Una delle maggiori applicazioni della TC è la definizione dei rapporti tra AAA e l'origine delle arterie renali. In oltre 85% dei casi vengono correttamente individuati eventuali aneurismi delle arterie iliache. I limiti principali della TC sono gli elevati costi di tale metodica, i tempi d'acquisizione delle immagini abbastanza lunghi e la scarsa qualità delle immagini qualora il paziente dovesse muoversi durante l'acquisizione. Le ricostruzioni tridimensionali e sagittali permettono un miglioramento nella definizione dell'estensione prossimale e distale dell'aneurisma e di tutti quei dati morfo volumetrici che, uniti all'individuazione e quantificazione del materiale trombotico e del calcio presente a ridosso della parete aortica,

sono estremamente utili anche ai fini del posizionamento di una protesi endovascolare. [5-6-7-8-9-10-11]

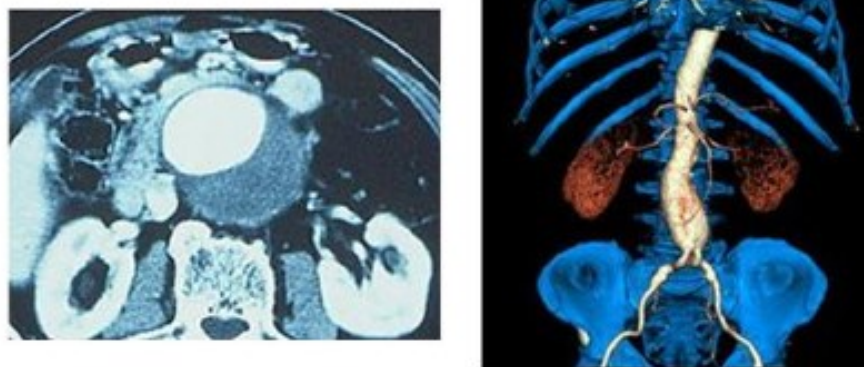


Figura 1.8: Assiale TC di AAA (a sinistra); ricostruzione 3D eseguita con apparecchiatura a 64 slice di voluminoso aneurisma addominale (a destra).

La RM, a differenza della TC, per la valutazione delle strutture vascolari, non fa uso né di radiazioni ionizzanti né di mezzo di contrasto (anche se in particolari applicazioni possono venir impiegate modiche quantità di m.d.c. paramagnetico a base di Gadolinio). [12-13]

Questa tecnica consente la misurazione dei diametri dell'aneurisma con una risoluzione spaziale di circa 1 mm, permette un'adeguata valutazione dei rapporti con le strutture circostanti e fornisce immagini in proiezione assiale, coronale o sagittale, offrendo la possibilità di effettuare ricostruzioni tridimensionali dell'aorta di qualità superiore a quelle ottenute con le apparecchiature TC .

Gli apparecchi per RM sono in grado di quantificare il flusso ematico e di ricostruire immagini in tutto e per tutto simili a quelle ottenute con un'angiografia tradizionale (RM-Angiography). Per tale motivo la RM risulta migliore rispetto alla TC nel valutare l'interessamento dei rami aortici, in particolare delle arterie renali, da parte della patologia aneurismatica. La RM, come la TC, è in grado di evidenziare i dettagli strutturali della parete aortica, la presenza e l'estensione del trombo murale e l'eventuale presenza di una reazione flogistica periaortica (immagine ad anelli concentrici che circondano il lume aortico).

Negli ultimi anni l'uso di apparecchiature dotate di sequenze veloci ha consentito la riduzione dei tempi di durata dell'esame e quindi la possibilità di un maggior accesso alle apparecchiature stesse con un notevole abbattimento dei tempi d'attesa per i pazienti e dei costi, fattore questo reso ancora più importante dalla crescente diffusione di queste sul territorio.

I principali svantaggi di questa tecnica rimangono l'incapacità di visualizzare i depositi di calcio presenti a livello della parete aortica e l'impossibilità di utilizzare tale metodica in pazienti claustrofobici, portatori di clips metalliche, protesi o pace maker cardiaci.

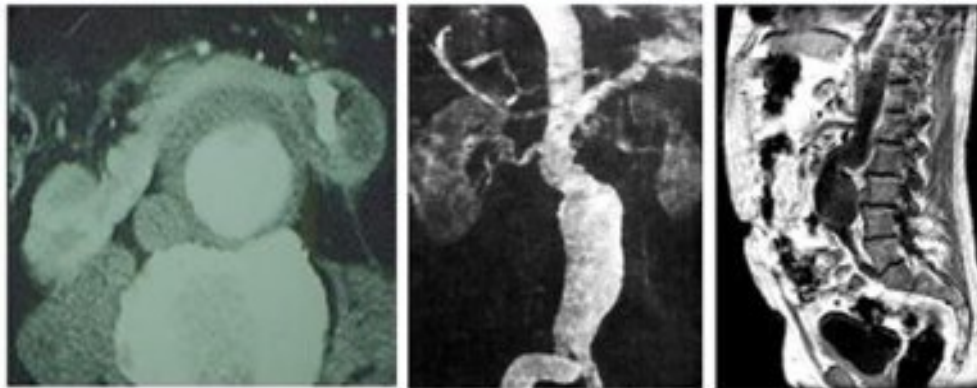


Figura 1.9: Immagine RMN di voluminoso aneurisma dell'aorta addominale: sono riportate immagini su tutti e tre i piani di acquisizione, cioè assiale, coronale e sagittale.

L'angiografia, ancora utilizzata come tecnica di routine da molti chirurghi, è ormai poco impiegata per la valutazione degli aneurismi aortici essendo disponibili tecniche di imaging che consentono valutazioni più accurate con un minor numero di complicanze. Mantiene tuttavia ancora una certa utilità nella valutazione pre-operatoria di alcuni pazienti dal momento che può definire l'estensione prossimale e distale dell'aneurisma e consente l'individuazione di lesioni arteriose a carico delle arterie renali e viscerali oltre che la presenza di lesioni ostruttive a carico dei vasi distali, contribuendo alla pianificazione della strategia chirurgica da seguire. [13-14-15-16-17]

L'angiografia è una metodica che non definisce con precisione le reali dimensioni dell'aneurisma a causa della presenza del trombo murale che costringe il mezzo di contrasto nel più limitato lume centrale. In alcuni casi, inoltre, può anche non documentarne affatto la presenza, anche se solitamente sono presenti dei segni indicativi come l'assenza delle arterie lombari, il cui ostio è ostruito dal trombo murale. Comporta inoltre alcuni rischi come la nefrotossicità delle grandi quantità di mezzo di contrasto utilizzate, la possibilità di complicanze quali le reazioni idiosincrasiche al liquido di contrasto (generalmente < 4%), le complicanze locali da catetere nel punto di introduzione come l'emorragia (10% incidenza per i piccoli ematomi e 0,5-2% per gli ematomi di grossa entità), la trombosi (incidenza dell'1%) e la formazione di un pseudo aneurisma o di una fistola artero-venosa (incidenza dell'1%) e le

complicanze a distanza del cateterismo come embolizzazione, possibile rottura del catetere o della parete, possibilità queste che non sono dipendenti dalla via di accesso e sono le meno frequenti. [15-16-17-22]

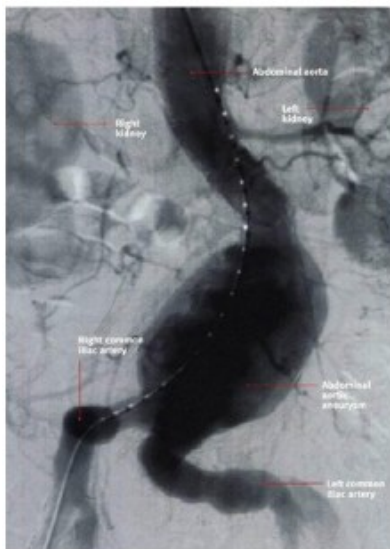


Figura 1.10: Immagine angiografica ottenuta con m.d.c. di AAA; la massa scura rotondeggiante centrale rappresenta la massa dell'aneurisma.

L'ecografia è il metodo di valutazione non invasivo che ha il miglior rapporto costi/benefici. Abitualmente fornisce un quadro chiaro dell'estensione e delle dimensioni dell'aneurisma. È una tecnica in cui un trasduttore viene passato sopra l'addome; questo capta le onde sonore e le visualizza in forma grafica per ricreare l'immagine dell'aorta. Quindi possiamo sostenere che l'ultrasonografia è in grado di diagnosticare anche aneurismi di piccole dimensioni che spesso possono sfuggire all'esame fisico. [13]

Anche la TC dell'addome, in particolar modo se eseguita con m.d.c. somministrato per via endovenosa, e la RMN possono determinare le dimensioni e l'anatomia dell'aneurisma, ma sono tecniche notevolmente più costose e di minore disponibilità. Una radiografia dell'addome, soprattutto in proiezione laterale, può rilevare calcificazioni a livello della parete dell'aneurisma. L'aortografia addominale ci consente di valutare l'estensione dell'aneurisma ed evidenzia quali altri importanti vasi sono coinvolti. È indicata nel caso in cui se ne sospetti l'estensione al di sopra delle arterie renali (presente in circa il 10% dei casi). Dal momento che l'aortografia come tecnica va ad evidenziare il lume aortico, la vera dimensione dell'aneurisma può essere sottostimata se un trombo ne riveste la parete. Poiché molti pazienti con AAA

presentano anche un'arteriosclerosi generalizzata, lo stato dell'apparato cardiovascolare deve essere valutato prima dell'intervento chirurgico. La miocardio scintigrafia con Tallio 201 sotto sforzo o dopo somministrazione endovenosa di dipiridamolo si è rivelata molto utile nello screening dei pazienti ad alto rischio cardiaco, nei quali è necessario valutare con attenzione i problemi legati alle coronarie prima di eseguire l'intervento chirurgico per AAA. [14-15-16-17-22]

La rottura di un aneurisma è solitamente preceduta dall'insorgenza di un dolore estremamente intenso nella parte inferiore dell'addome e della schiena, con dolorabilità alla palpazione. Possono verificarsi rapidamente shock ipovolemico e morte, a seconda della gravità dell'emorragia. Il rischio operatorio di un aneurisma in fase di rottura è di circa il 50%; l'insufficienza renale post- operatoria rappresenta una prognosi infausta. La storia naturale degli AAA è strettamente legata alle dimensioni. La rottura è rara se l'aneurisma non supera i 5 cm di larghezza, ma è sensibilmente più frequente se supera i 6 cm (Grafico 1.1).

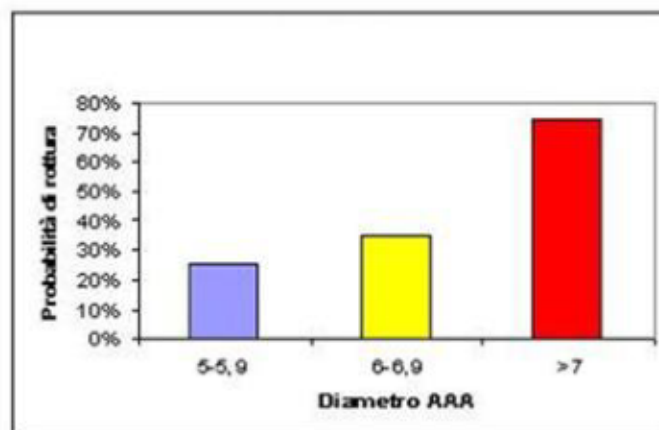


Grafico 1.1: Andamento del rischio di rottura di AAA in relazione al loro diametro

Le principali tecniche impiegate per il trattamento dell'aneurisma dell'aorta addominale sono :

- Chirurgia Tradizionale "OPEN";
- Chirurgia Endovascolare.

1.2.6 Trattamento endovascolare

L'intervento endovascolare è una seconda possibile tecnica per la riparazione di un AAA; l'impulso che ha portato allo sviluppo di questa tecnica è stato l'impossibilità di trattare con la chirurgia tradizionale tutti i pazienti in cui il rischio chirurgico supera il rischio di rottura

(aneurismi di piccole dimensioni, pazienti ad alto rischio, ecc...) o in cui, complice l'aggressività del gesto chirurgico tradizionale, il paziente si rifiuti di sottoporsi a tale procedura. In questi casi, e non solo, il trattamento endoluminale costituisce una valida alternativa al trattamento chirurgico tradizionale in quanto permette di ottenere l'esclusione immediata e protratta nel tempo della sacca aneurismatica con tutta una serie di vantaggi rispetto all'intervento "OPEN". Il trattamento degli aneurismi addominali per via endovascolare consiste nella completa esclusione della sacca aneurismatica mediante l'impiego di una protesi (endoprotesi) inserita per via endoluminale, utilizzando come accesso alla sede della malattia un'arteria periferica (ad esempio un'arteria femorale) accessibile attraverso una piccola incisione eseguita in anestesia locale.

Il trattamento consiste nell'inserire, all'interno del lume aortico, l'endoprotesi composta da un tessuto di forma tubulare, cui si affida il compito di escludere il flusso ematico a livello dell'aneurisma, e da uno stent, singolo o doppio, che ha la funzione di ancorare la protesi all'aorta nativa e, nei modelli più recenti, anche di sostenere globalmente la parte protesica vera e propria.

L'endoprotesi è costituita da un tessuto sottile che incorpora uno scheletro (stent) metallico di supporto. La protesi di misura adeguata viene fornita compressa in un contenitore fusiforme di piccolo calibro che viene spinto attraverso le arterie femorali, unico tratto esposto chirurgicamente, fino al tratto aortico iuxtarenale, in corrispondenza del tratto di aorta normale (colletto) prossimale all'inizio della dilatazione.

La rimozione della camicia, sempre eseguita per via femorale, permette all'endoprotesi di riassumere le dimensioni originarie, tali da farla aderire per forza radiale al colletto dell'aorta addominale ed agli assi iliaci, escludendo così la parte aneurismatica dalla circolazione e prevenendone la rottura. In caso di colletto molto corto è possibile utilizzare endoprotesi che presentano, nel tratto iniziale, stent non ricoperti. Questi permettono un ancoraggio al di sopra delle arterie renali, in un tratto di aorta quasi sempre integro, garantendo nel contempo il flusso arterioso diretto al parenchima renale. [1-2-3-4-5-6-7-8-9-10- 11]

Gli aneurismi, a seconda del loro diametro, vengono così classificati:

- Small (S): se il diametro della sacca aneurismatica è inferiore a 5 cm.
- Medium (M): se il diametro è compreso tra 5 e 6,5 cm.
- Large (L): se il calibro della sacca è superiore ai 6,5 cm.

In base poi alla loro estensione longitudinale possono essere suddivisi in:

- Grado I: se il colletto prossimale misura almeno 1,5 cm e quello distale almeno 1 cm.

- Grado II: se il colletto prossimale è superiore ad 1,5 cm ma quello distale è inferiore ad 1 cm senza un coinvolgimento delle arterie iliache oppure se l'aneurisma coinvolge anche le arterie iliache o è associato ad un aneurisma iliaco.
- Grado III: quando il colletto prossimale è inferiore a 1,5 cm mentre quello distale è superiore ad 1 cm.
- Grado IV: quando il colletto prossimale misura meno di 1,5 cm con un colletto distale inferiore a 1 cm o con un coinvolgimento iliaco come in caso di aneurismi di grado II. Anche la tortuosità dell'aorta è un parametro importante e l'angolazione viene calcolata rispetto all'asse longitudinale del vaso. Si parla quindi di:
 - Grado I: se l'angolazione è compresa tra 150° e 180°.
 - Grado II: con angolazione compresa tra 120° e 150°.
 - Grado III: quando l'angolazione è inferiore ai 120°.

Il trattamento endovascolare è una procedura indicata in pazienti di età avanzata con alto rischio operatorio (ASA 3-4) e basse aspettative di vita (1-5 anni). Tecnica questa che può variare, in relazione alla tipologia di protesi impiegata, dando risultati altrettanto variabili. La durata della protesi è relativamente poco nota e si verifica spesso la necessità di re interventi; richiede quindi uno stretto e lungo follow-up. È una metodica a bassissima invasività e raramente possono insorgere complicanze importanti. I vantaggi della tecnica endovascolare rispetto alla chirurgia convenzionale sono:

- Minore invasività.
- Minore morbilità e mortalità.
- Ridotti tempi di ospedalizzazione.
- Tempi di recupero per il paziente più rapidi.

Anche questa tecnica, come l'intervento di chirurgia "OPEN", può comportare molteplici complicanze, sia precoci che tardive.

1.2.6.1 Complicanze precoci (che si possono manifestare durante o subito dopo la procedura):

- Impossibilità di completare la procedura per svariati motivi.
- Non completo contatto dell'endoprotesi nelle porzioni di arteria sana sui quali la protesi è fissata con conseguente passaggio di sangue nella sacca aneurismatica che tenderà, nel tempo, ad ingrossarsi (endoleak); tale evenienza può essere corretta immediatamente o può rendere necessaria l'osservazione nel tempo.

- Rifornimento della sacca aneurismatica da parte di alcune arterie che originano dalla stessa e che comunque il più delle volte tendono a chiudersi con il tempo.
- Tossicità o reazioni allergiche impreviste al mezzo di contrasto utilizzato per la procedura endoluminale, che possono determinare conseguenti danni alla funzione del rene o reazioni allergiche di varia gravità.
- Rarissimamente sono stati descritti episodi di paralisi degli arti inferiori e degli sfinteri anale e vescicale, transitori o permanenti.
- Di altrettanta eccezionale rarità è il verificarsi di una dissecazione dell'aorta con grave pericolo di vita.

1.2.6.2 Complicanze tardive (anche a distanza dalla procedura):

- Ingresso di sangue nella sacca aneurismatica dovuto all'apertura di arterie che originano a livello dell'aneurisma e che non sono state ben occluse dalla trombosi verificatasi nella sacca aneurismatica dopo il posizionamento dell'endoprotesi.
- Dislocazione della protesi dalla sua originaria posizione, con conseguente ingresso del sangue nell'aneurisma in modo massivo con possibile rottura dell'aneurisma.
- Incremento delle dimensioni dell'aneurisma fino alla possibile rottura.
- Perforazioni o danneggiamenti delle componenti della protesi con conseguente ingresso del sangue nella sacca aneurismatica e quindi conseguente rischio di rottura.
- Occlusione di un tratto di protesi per angolatura con deficit di irrorazione a carico di un arto inferiore.
- In rari casi si possono manifestare infezioni che si possono protrarre alle arterie di cui si è resa necessaria la riparazione per complicanze insorte durante la procedura iniziale.
- Rarissimi casi di infezione a livello dell'inguine o a livello della sacca endoprotesica.

Questo intervento viene effettuato in collaborazione interdisciplinare tra il Radiologo Interventista ed il Chirurgo Vascolare. La decisione finale sull'opportunità di trattare un aneurisma e sul metodo da utilizzare dipende comunque da molti fattori, tra cui la natura dell'aneurisma e lo stato di salute generale del paziente. Tale strategia beneficia della valutazione combinata degli specialisti. [23-24-25-26-27-28] In fine il trattamento di un aneurisma micotico consiste in un'intensa terapia antibiotica diretta contro il microrganismo specifico, seguita dalla resezione chirurgica dell'aneurisma.

La prognosi è favorevolmente influenzata da una diagnosi e da un trattamento precoci. [29-30-31-32-33-34-35]



Figura 1.11: Immagini angiografiche pre e post posizionamento della protesi.

1.2.7 Trattamento endovascolare dell'AAA

Il trattamento endovascolare degli aneurismi aortici è divenuto un'alternativa sempre più utilizzata al fine di prevenire la possibile rottura dell'aneurisma. I dati EVEM (European Vascular and Endovascular Monitor) mostrano un aumento negli ultimi due anni dell'incidenza del trattamento endovascolare degli AAA (EVAR), a tal punto che questa tecnica costituisce oggi giorno circa il 10% del totale degli aneurismi trattati in Europa. L'esperienza maturata in questi ultimi 10 anni, in relazione alla verifica dei follow-up dei pazienti sottoposti a trattamento EVAR e il progresso tecnico dei materiali utilizzati necessita di chiare indicazioni e linee guida nella selezione dei pazienti. Il successo del trattamento endovascolare è, infatti, estremamente condizionato da un'accurata selezione dei pazienti che devono essere sottoposti a posizionamento di endoprotesi.

L'esperienza derivata dal registro EUROSTAR (European Collaborators on Stent-Graft Techniques for Abdominal Aortic Aneurysm Repair), ha analizzato i dati di oltre 4.000 pazienti sottoposti ad EVAR e definito delle linee guida sulle indicazioni da osservare per l'arruolamento dei pazienti da sottoporre a tale procedura. Questa scrupolosa selezione dei pazienti è legata al rischio di complicanze che possono incorrere come la migrazione o il mal posizionamento della protesi o per la presenza di endoleak, eventi questi che si verificano con frequenza in caso di un indiscriminato utilizzo del trattamento endovascolare. In tal senso appare chiaro come tali criteri d'inclusione siano stati spesso rivisitati negli ultimi 5 anni e come una particolare attenzione sia stata posta nella stesura di linee guida per la valutazione pre-procedurale dei pazienti candidati al trattamento. Nel nostro dipartimento la scelta del

trattamento viene effettuata secondo le linee guida proposte dal TEAM (Transfemoral Endovascular Aneurysm Management) italiano, a cura della sezione di studio di Radiologia Vascolare ed Interventistica della SIRM (Società Italiana di Radiologia Medica) che propone i criteri d'inclusione e la valutazione post-procedurale da effettuare al fine di identificare le reali prospettive di questa terapia.

Quando Parodi nel 1990 a Buenos Aires trattò con successo, per la prima volta, un paziente con aneurisma dell'aorta addominale mediante il posizionamento di uno stent ricoperto, un nuovo e crescente interesse si è generato nell'ambito di uno dei capitoli, qual è quello della patologia aneurismatica, che più di ogni altro ha segnato la storia della chirurgia vascolare. Tuttavia la maggior parte dei chirurghi vascolari, inizialmente, non si dimostrò interessata o non diede sufficiente credito alle potenzialità di sviluppo delle procedure endovascolari lasciando così libero il campo a specialisti di altre discipline. Tali procedure hanno subito poi nel corso di un solo decennio, enormi sviluppi, che sicuramente continueranno in futuro, e hanno dimostrato una consistente efficacia e sicurezza nel trattamento delle lesioni aneurismatiche. Ad oggi quindi i chirurghi vascolari devono affrontare compiti non facili poiché da una parte devono acquisire le conoscenze necessarie nelle tecniche endovascolari così da farle diventare parte integrante del loro bagaglio professionale e dall'altra, acquisite le tecniche, renderle fattibili all'interno della complessa struttura di una sala operatoria che nella maggior parte dei casi dovrà essere considerata a tal fine.

Ciò nonostante, l'enorme interesse nato intorno a tale materia non deve far perdere di vista al clinico quale sia l'obiettivo primario del trattamento degli aneurismi e cioè quello di scongiurare eventi drammatici, come la rottura, in grado di mettere a repentaglio la vita del paziente. La tecnologia delle endoprotesi è quindi in costante evoluzione così che continuamente appaiono sul mercato nuovi modelli di endograft e necessariamente ci vuole del tempo prima che ogni nuovo dispositivo venga valutato in maniera corretta in termini d'efficacia clinica al fine di capire se i nuovi materiali potranno risolvere i problemi dei vecchi o crearne anch'essi di nuovi. [35]

Di qui la necessità per il clinico chirurgo di operare con estrema cautela, considerando il trattamento endovascolare non ancora lo standard per la maggior parte dei pazienti con aneurisma sebbene la minore invasività lo renda senza dubbio affascinante nei confronti della chirurgia che, va detto, rappresenta a tutt'oggi il "gold standard". [34]

Un'ulteriore considerazione deve essere fatta nei riguardi della storia naturale della patologia aneurismatica, infatti la decisione di un qualsiasi trattamento non può prescindere dalla conoscenza di quest'ultima affinché l'atto medico si traduca in un effettivo vantaggio per il

paziente, in particolare alla problematica dei piccoli aneurismi ed alla possibilità che il trattamento endovascolare possa favorire un estendersi delle indicazioni nei confronti di lesioni di calibro sempre minore senza che ciò si traduca in un effettivo beneficio per la qualità di vita del paziente. I diametri principali e le lunghezze vengono valutati sulla base delle immagini assiali di Angio-TC e delle ricostruzioni MIP in modo da inserire dei criteri standard per il trattamento endovascolare; devono quindi esser sempre valutati:

- Lunghezza del colletto infrarenale (L1) e diametro (D1).
- Diametro massimo dell'aneurisma (D2).
- Distanza tra la biforcazione aortica e l'origine delle arterie iliache interne (L3-L4).
- Diametro delle arterie iliache comuni (D5).
- Diametro delle iliache esterne e delle arterie femorali comuni (D6-D7).
- Angolazione della biforcazione aortica.

Attenendosi scrupolosamente a queste linee guida, la possibilità di trattare con EVAR gli aneurismi dell'aorta addominale si restringe a circa il 25% dei casi totali. L'allargamento delle indicazioni al trattamento anche a quei pazienti che non rientrano nei criteri del TEAM provoca un significativo aumento delle complicanze.

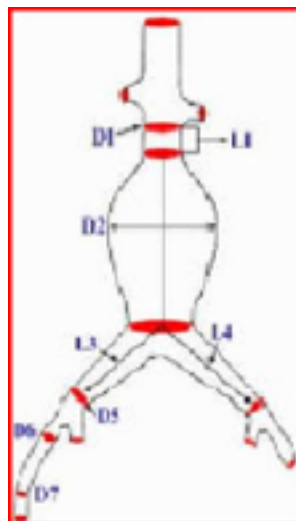


Figura 1.12: Rappresentazione delle principali misurazioni necessarie per valutare l'inclusione dei pazienti al trattamento endovascolare di aneurisma a livello aortico.

Consideriamo come candidati al trattamento endovascolare solo i pazienti in cui tutti i criteri d'inclusione qui sotto riportati sono soddisfatti.

- Diametro prossimale e distale e lunghezza del colletto (lunghezza > 15 mm; diametro < 30 mm).
- Angolazione delle arterie iliache (> 90°; se < 90° senza calcificazioni diffuse delle arterie iliache).
- Arterie iliache esterne (diametro > 7 mm e < 14 mm).
- Angolazione del colletto prossimale > 120°.
- Minime calcificazioni del colletto (coinvolgimento di calcificazioni per meno della metà del colletto).
- Coinvolgimento parziale del colletto prossimale da parte della trombosi (rischio di mancato aggancio della protesi).
- Dimensioni dell'aneurisma (diametro < 7 cm e > 4 cm).
- Controindicazioni al trattamento sono:
 - 1 Coinvolgimento di entrambe le arterie iliache da parte dell'aneurisma.
 - 2 Arteria iliaca interna localizzata prossimalmente in caso di contro laterale occlusa.
 - 3 Sindrome di Marfan.
 - 4 Aneurisma Aortico infiammatorio in fase acuta.

L'aneurisma dell'aorta addominale non è la sola indicazione all'impiego della protesi aortica, altre possibili indicazioni includono l'Occlusione Aortica (Sindrome Di Leriche), il Blister della Parete, o il trattamento in casi di emergenza di dissecazione aortica, fistola (aorto-enterica, aorto-cavale, ecc...), rottura pseudo aneurismatica e fallimento del trattamento chirurgico. Inoltre è indicato il trattamento endovascolare in condizioni generali critiche, negli interventi ad alto rischio di complicanze post-operatorie, in pazienti appartenenti a classi ASA 3-4 e nei pazienti con controindicazione al trattamento chirurgico.

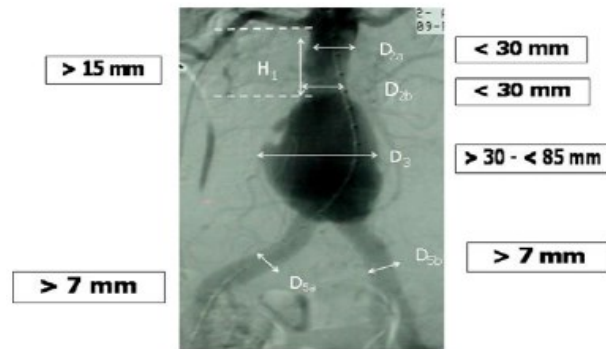


Figura 1.13: Immagine angiografica di AAA con indicati i criteri di inclusione per il trattamento endovascolare

1.2.8 Tecnica di posizionamento

Nella maggior parte dei centri le procedure endovascolari vengono effettuate in sala operatoria con l'utilizzo di un angiografo digitale portatile, da un team misto composto da chirurghi e radiologi vascolari. L'intervento è condotto in anestesia generale o, più spesso, peridurale, essendo questo tipo di anestesia efficace, sicuro e tale da permettere una riduzione dei tempi di ospedalizzazione. Un metro radio-opaco viene posizionato lungo la colonna, alla sinistra del paziente sul letto operatorio, in modo tale da avere un repere per gli spostamenti in alto e in basso del braccio a C dell'angiografo.

L'intervento inizia con l'esposizione chirurgica di una o di entrambe le arterie femorali comuni per un breve tratto, di solito mediante un'incisione obliqua di 5 cm al di sopra della plica inguinale. L'arteria viene circondata da lacci elastici così da permettere il clampaggio mettendo in tensione il medesimo laccio. Viene allora somministrata eparina sodica per via sistemica nel dosaggio di 100 UI per chilo di peso corporeo del paziente. Dal lato scelto per l'introduzione della sola branca iliaca contro laterale viene posizionato un introduttore da 8 Fr lungo 10 cm su una guida idrofila 0,035 in con punta a 5 J e quindi un catetere diagnostico tipo pig tail 5 Fr con punta radio-opaca .

Dall'altro lato si posiziona un lungo introduttore (10 Fr, 45 cm) su guida Amplatz super stiff 0,0035 con punta a 5 J, che possa accettare un catetere IVUS 12,5 Mhz con il quale si reperita l'esatta posizione delle arterie iliache comuni e delle ipogastriche, segnandone la posizione sullo schermo rispetto ai punti fissi del metro radio-opaco. Se non si ha a disposizione l'IVUS, l'angiografia pre- operatoria al tavolo può dare le stesse informazioni. Clampata l'arteria femorale, si esegue una piccola arteriotomia trasversale da cui si introduce il sistema principale biforcuto. L'uso di introduttori di calibro minore (18 F o meno) può consentire di evitare il

clampaggio e la conseguente arteriotomia e, in alcuni casi, permette anche l'introduzione percutanea.

In situazioni anatomiche difficoltose, l'uso di una guida molto rigida, quale la Lunderquist (Cook) può essere d'aiuto. Un'altra opzione in casi difficili può essere l'utilizzo di una guida passata dall'arteria omerale alla femorale così da costruire un tragitto rettilineo mettendo in tensione la guida stessa. In tal caso l'origine della succlavia sinistra dev'esser protetto coprendo la guida con un lungo introduttore o un catetere così da evitare la possibilità di lesioni della parete arteriosa nei punti di maggiore attrito durante la trazione. Tutte queste tecniche, compresa la manovra di trazione ("pull-down") della femorale con legatura delle collaterali, sono efficaci nel ridurre le tortuosità iliache soltanto quando le arterie presentano calcificazioni circonferenziali; in quest'ultimo caso può essere impedito l'avanzamento del catetere al cui interno è contenuta l'endoprotesi costringendo ad un accesso retroperitoneale o addirittura alla conversione chirurgica. [34]

Una volta posizionato il catetere portante, se il modello consente un rilascio graduale, se ne libera la prima parte in posizione sopra renale così da aggiustare il corretto orientamento ed avere la possibilità di scendere gradualmente al livello desiderato. Di solito tale manovra viene effettuata in road-mapping con un'immagine ingrandita e posta al centro dello schermo, così da evitare errori di parallasse dovuti alla divergenza dei raggi. Il precedente posizionamento di un pig tail da un accesso contro laterale o da un accesso brachiale è utile e può essere lasciato in sede per tutto il tempo necessario ad aprire la protesi e quindi controllare la pervietà degli osti delle arterie renali.

In un momento successivo è previsto il cateterismo del foro di alloggiamento della branca contro laterale che può essere eseguito in 3 diversi modi: dall'arteria omerale, dalla femorale omolaterale alla protesi principale già inserita, o a livello contro laterale. Molti preferiscono avanzare una guida idrofila dall'arteria femorale contro laterale, guidata da un catetere curvo tipo Cobra o Judkins J5. Per assicurarsi del corretto posizionamento della guida si può utilizzare un pig tail che viene portato fino alla porzione aortica della protesi e fatto ruotare: se la curvatura non si modifica con la rotazione si è sicuri di aver cateterizzato il moncone protesico e di non essere tra protesi e parete aortica. Il catetere serve poi per il cambio della guida e per il posizionamento della super-stiff su cui viene avanzata la branca iliaca. Di fondamentale importanza è il controllo finale per evitare di lasciare eventuali leak non corretti; a tal scopo è meglio eseguire una doppia acquisizione, prossimale e distale, con sequenze tardive, così da registrare eventuali rifornimenti ad opera di arterie collaterali. In caso di endoleak è necessario

eseguire tutte le procedure per diagnosticare la sede di insorgenza, utilizzando diverse iniezioni con il catetere posto dentro la protesi, proiezioni oblique e controllo IVUS se disponibile.

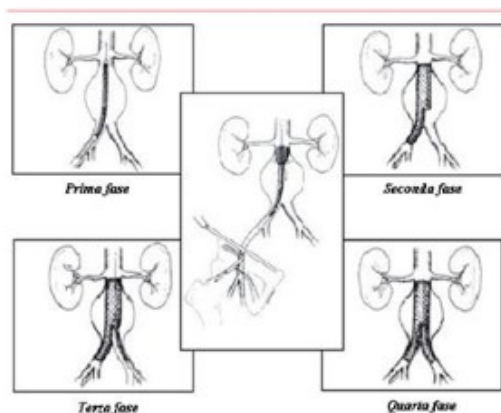


Figura 1.14: Rappresentazione delle fasi in cui si svolge il posizionamento della protesi per via endovascolare attraverso accesso femorale. Possiamo vedere le 4 diverse fasi della procedura: l'introduzione e l'apertura della protesi seguita dal posizionamento e dall'apertura della branca.

Alcune protesi hanno una porosità maggiore di altre e possono dimostrare un diffuso e precoce extravaso di mezzo di contrasto, che va differenziato dagli altri tipi di endoleak. A tale scopo talvolta è sufficiente rimuovere le guide ed i cateteri e suturare le arteriotomie, antagonizzare l'effetto dell'eparina e ripetere l'acquisizione per vedere scomparso il rifornimento dell'aneurisma.

Il successo tecnico della procedura, così come definito da uno specifico Comitato della Società Americana di Chirurgia Vascolare, è rappresentato dall'introduzione del device da un'arteria a distanza dall'aorta, con la conseguente liberazione della protesi, esclusione della sacca aneurismatica e pervietà della protesi senza tortuosità o stenosi significative (maggiori del 20%) evidenti all'angiografia intra-operatoria. Il successo tecnico non è necessariamente connesso al successo clinico, che nella stessa sede è definito come la presenza di una protesi che non dimostri alcun segno di leak, determini una riduzione del diametro aneurismatico ed in definitiva una protezione dal rischio di rottura. L'endoleak è invece la condizione associata con la persistenza di flusso ematico nell'aneurisma al di fuori dell'endoprotesi; causato da un incompleto contatto della protesi con i colletti prossimali o distali, come dimostrabile con ogni tecnica di controllo post-operatorio, sia TC che angiografico, ecodoppler o RM. Il trattamento dell'endoleak può variare dalla semplice osservazione, alla correzione endoluminale, fino alla

conversione chirurgica, dipendendo dal tipo, dal momento dell'insorgenza ed ovviamente dalle condizioni cliniche del paziente. Una volta evidenziato l'endoleak in sala operatoria si deve sempre procedere ad un tentativo di correzione o attraverso dilatazione dello stent-graft con palloni da angioplastica, nel caso in cui vi sia stata un'incompleta espansione dell'endoprotesi, o con l'apposizione di altri segmenti protesici in caso di insufficiente contatto con i colletti prossimali o distali. [36-37]

1.2.8.1 Complicanze

Le possibili complicanze legate a tale procedura possono essere causate da fattori direttamente inerenti la protesi, da errore dell'operatore e da fattori correlabili all'anatomia del paziente. Le complicanze più frequenti sono:

- La migrazione.
- La rottura della protesi.
- La separazione tra i vari segmenti nelle protesi modulari.
- L'endoleak.
- L'endotension.
- L'occlusione o la stenosi della protesi.

Per migrazione distale viene considerato lo spostamento della protesi di almeno 5 mm (secondo il Lifeline Registry); questa complicanza è un'indicazione sempre più frequente al re intervento. Nelle diverse casistiche, seppure sottostimata, appare presente con larga incidenza tanto che negli studi in cui è riportata varia a 3 anni tra il 30 e il 42%, anche se solo il 5,6% dei pazienti ha subito un re intervento. La separazione fra le differenti componenti del device porta alla formazione di endoleak di tipo III ad alto rischio di rottura. Tale complicanza è stata osservata con differenti tipologie di devices. La causa che sottointende questa complicanza sembra legata al rimaneggiamento della sacca (shrinking) dopo l'esclusione dell'aneurisma creando nuove forze che vengono applicate sulla protesi, specialmente in quelle più rigide, causando la separazione tra i componenti. La rottura della protesi è un evento descritto in letteratura con i modelli di protesi di prima generazione e sono correlati alla rottura degli uncini, delle suture e la rottura degli stent. Con le protesi più recenti questo problema appare di minore rilevanza anche se bisogna aspettare un follow-up a maggiore distanza.

L'occlusione o la stenosi di una delle branche si manifesta di solito approssimativamente nei primi tre mesi ed è solitamente legata ad una stenosi pre esistente; anche in questo caso le protesi modulari di nuova generazione, più flessibili e con maggiore forza radiale, hanno

notevolmente ridotto questo problema. L'endoleak è definito come il rifornimento della sacca aneurismatica esclusa dalla protesi. Questo viene suddiviso in cinque differenti tipi:

- Tipo I: correlato al fallimento dell'aggancio della protesi all'arteria nativa prossimalmente (Ia) o distalmente (Ib). Tale complicanza viene riscontrata nel caso in cui venga sovrastimato il diametro del colletto con una scelta inadeguata della protesi che va incontro a ripiegamento, in caso di vasi con diametri di grandi dimensioni, in caso di colletti angolati o di iliache tortuose. Questo tipo di endoleak è spesso ad alto rischio di rottura della sacca, sebbene con l'introduzione in campo clinico delle protesi di nuova generazione sia una complicanza in netta diminuzione, può tuttavia essere trattato mediante l'impiego di cuffie prossimali o distali o con il posizionamento di un'altra endoprotesi.
- Tipo II: causato dall'inversione del flusso di un'arteria a partenza dalla sacca aneurismatica (arterie lombari e arteria mesenterica inferiore) che rifornisce l'aneurisma. La presenza di questo tipo di endoleak è spesso di difficile individuazione e può essere visualizzato solo nelle scansioni TC più tardive. Molti autori ritengono che questo tipo di endoleak si possa risolvere spontaneamente e solo in caso di incremento della sacca aneurismatica richieda un intervento. Tale intervento può essere l'embolizzazione del ramo rifornente tramite spirali o con iniezione di sostanze trombi gene, ovvero l'applicazione di clips per via endoscopica.
- Tipo III: dipende da un difetto della protesi che può essere legato ad una disgiunzione tra le componenti della protesi modulare o ad una breccia nel graft. Tale evenienza risulta poco frequente e può essere trattata mediante posizionamento di un'ulteriore protesi che escluda il rifornimento alla sacca.
- Tipo IV: legato alla porosità della protesi e generalmente intercorre entro 30 giorni dal posizionamento. Il trattamento è di tipo conservativo.
- Tipo V: l'endotension o endoleak di tipo V consiste in un aumento della pressione all'interno della sacca con ingrandimento della stessa senza evidenza di rifornimento ematico. Questo fenomeno è molto controverso non essendo chiara la reale incidenza e quando non sia in relazione a follow-up effettuati con tecniche di imaging inadeguate.

Il successo tecnico del trattamento endovascolare degli aneurismi dell'aorta addominale dipende da un approccio multidisciplinare. Tutte le procedure devono essere eseguite con la collaborazione di un team costituito da Radiologi Interventisti, Chirurghi Cardiovascolari, Anestesisti Rianimatori, preferibilmente in sale angiografiche adatte per procedure combinate

Radiologico-Chirurgiche (Blocco Radiologico Chirurgico: BCR). Le sale angiografiche, se ben attrezzate con ambiente sterile, permettono una migliore qualità della scopia, con conseguente migliore definizione delle immagini e riduzione della dose di radiazioni sia per il paziente sia per gli operatori. Di fondamentale importanza per il risultato finale è poi la selezione del materiale. La scelta della protesi, del diametro prossimale e della lunghezza della branca principale, così come per il diametro e la lunghezza dell'estensione iliaca, devono essere stabilite sulla base dell'anatomia vascolare del paziente, che deve essere valutata con Angio-TC multistrato che rappresenta attualmente la tecnica di prima scelta dal momento che consente di ottenere immagini assiali e la possibilità di effettuare ricostruzioni multiplanari e la misurazione di tutti i parametri che devono essere considerati per un'adeguata scelta della protesi.

Un accenno merita poi l'aortografia nella fase di conferma delle misure dell'endoprotesi. L'esecuzione di tale metodica, con catetere centimetrato, nel corso della procedura di embolizzazione, consente una più corretta stima della lunghezza del tratto aorto-iliaco, che può venir sottostimata dall'indagine Tomografica per la presenza di curve e tortuosità, limitando in tal modo in sede di impianto, costose aggiunte di prolunghie. [18-19-20-21]

A livello preoperatorio ha notevole importanza anche la Risonanza Magnetica Nucleare che non permette però la visualizzazione del calcio. Uno studio ottimale prevede l'esecuzione di sequenze Spin Eco sul piano assiale e sagittale obliquo seguite da uno studio Angio-RM dell'aorta. La possibilità di acquisizioni multiplanari riduce la percentuale di errore nelle misure eseguite rispetto a quelle ottenute con un software di ricostruzione. [12-13]

La corretta scelta delle misure è essenziale al fine di prevenire endoleak ed ottenere la completa esclusione della sacca aneurismatica. Per prevenire il verificarsi di endoleak di Tipo I distali si può, allo scopo di evitare l'evenienza di claudicatio glutea, embolizzare l'arteria ipogastrica quando la sua origine è troppo prossimale purchè in presenza di pervietà della collaterale. L'embolizzazione a livello dell'ostio dell'arteria si ottiene con spirali dopo una cateterizzazione superselettiva della stessa. Per inserire la protesi si sceglie la via di accesso più favorevole, per cui si valutano gli assi iliaci optando per quelli più rettilinei. In presenza di tortuosità degli assi iliaci è possibile rettilineizzare gli stessi usando una guida stiff ("Back Up" della Schneider) o ponendo in trazione la guida tra l'approccio trans-ascellare e quello trans-femorale. Alcuni autori sostengono che in caso di tortuosità severa sia necessario raddrizzare l'iliaca esterna per facilitare l'accesso del sistema in

introduzione, in particolare per quelli di ampio calibro. La tortuosità degli assi iliaci può quindi essere considerata un'importante controindicazione al trattamento endovascolare.

La protesi viene posizionata in genere in anestesia epidurale. Viene poi posizionato un metro con reperi radiopachi, parallelamente alla colonna del paziente alla sua sinistra in modo da avere dei riferimenti sul livello di origine delle arterie renali ed ipogastriche. Durante il posizionamento del device è sempre meglio ridurre la pressione arteriosa per evitare un possibile spostamento che potrebbe compromettere l'adesione della protesi ed il suo corretto rilascio. In alcuni casi può essere posizionato un catetere pig tail in aorta tramite un approccio trans-ascellare per ottenere controlli angiografici durante la procedura e per cateterizzare la gamba corta del device principale, quando non è possibile riuscirci attraverso la via femorale omolaterale. Si esegue un'angiografia in modo da poter valutare correttamente la posizione delle arterie renali e la morfologia dell'aorta addominale. Per la maggior parte delle protesi è necessario scegliere un accesso femorale bilaterale, per alcune misto (preparazione chirurgica per la porzione protesica principale e percutaneo per la branca accessoria) per altre con la preparazione chirurgica delle arterie femorali bilateralmente. Si procede con l'avanzamento del corpo protesico principale su una guida metallica, fino ad arrivare all'origine delle arterie renali. Si esegue poi un breve test angiografico in modo da valutare il corretto posizionamento dell'endoprotesi rispetto al colletto aortico ed all'ostio delle arterie renali. Dopo aver controllato la corretta localizzazione del dispositivo se ne effettua il rilascio subito al di sotto dell'emergenza dell'ostio dell'arteria renale più bassa. In caso di protesi con aggancio soprarenale bisognerà rilasciare la parte rivestita della protesi al di sotto dell'ostio della arteria renale più caudale con la porzione non rivestita al di sopra. Attraverso l'accesso contro laterale si cateterizza successivamente la branca principale dell'endoprotesi e si posiziona la gamba iliaca contro laterale. La branca principale viene fatta risalire fino a che non vi sia la sovrapposizione dei markers della componente aortica con quelli prossimali della branca iliaca. Al termine della procedura si effettua un ulteriore controllo angiografico per valutare il corretto posizionamento di tutta la componente protesica, la completa esclusione dell'aneurisma e la presenza di eventuali endoleak.

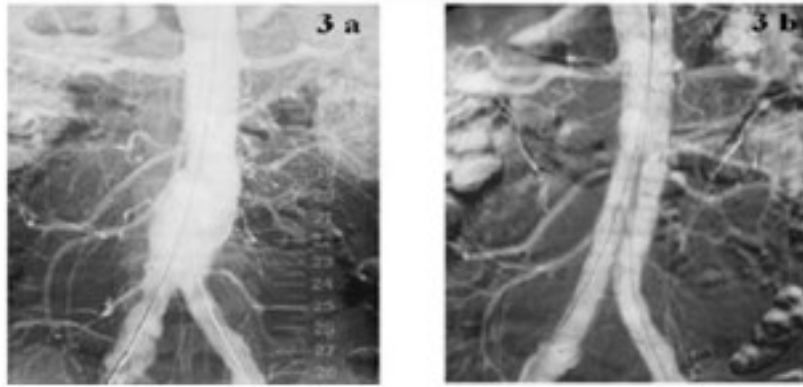


Figura 1.15: Immagine angiografica; la DSA pre-procedurale evidenzia la presenza di un aneurisma a livello sottorenale (Immagine 3a). Il controllo angiografico eseguito al termine della procedura mostra il corretto posizionamento dell'endoprotesi biforcata aorto-bisiliaca, con completa esclusione della sacca aneurismatica e pervietà delle arterie renali (Immagine 3b).

Il follow-up per controllare la posizione dell'endoprotesi e la presenza di eventuali complicanze viene eseguito mediante l'esecuzione di un'Angio-TC a distanza di 7 giorni dalla procedura, solitamente entro le prime 24-48 ore. Si valuterà una completa esclusione dell'aneurisma e la presenza di eventuali endoleak. Verranno poi eseguiti controlli Angio-TC o Angio-RM adistanza di 30 giorni (se al primo controllo sono presenti segni di endoleak), 3, 6 e 12 mesi per poi continuare, se non sono presenti complicanze, annualmente. [29]

1.3 EMBOLIZZAZIONE DI SACCA

Una delle maggiori complicanze degli interventi endovascolari agli AAA è la presenza di endoleak persistenti di tipo II, questo fenomeno si verifica dall' 8% al 23% dei casi a causa del flusso retrogrado proveniente dall'arteria mesenterica inferiore (IMA) e dalle arterie lombari nei pazienti sottoposti ad EVAR.

La maggior parte degli EII sono innocui e si risolvono spontaneamente dopo un periodo di tempo variabile, ma quelli con un meccanismo persistente di afflusso-deflusso di sangue possono portare alla progressione dell'aneurisma con un aumentato rischio di re intervento.

Diverse tecniche di approccio hanno mostrato percentuali di successo non elevate e non possono, quindi, essere identificate come soluzioni definitive, pertanto, l'interesse verso metodi

preventivi tra i quali l'uso di spirali metalliche per evitare il fenomeno dell'endoleak è cresciuto progressivamente.

La presenza di fattori morfologici pretrattamento, come vasi efferenti multipli e il carico trombotico della sacca consentono di identificare i pazienti ad alto rischio di sviluppare questa patologia.

L'embolizzazione intraoperatoria del AAA in pazienti selezionati ad alto rischio ha permesso di ridurre il tasso di endoleak a 1 anno dal 73% al 20%, se confrontato con pazienti a rischio simile e nessuna procedura preventiva.

Tuttavia, esiste ancora una parte non trascurabile di casi in cui l'embolizzazione intraoperatoria del AAA è risultata inefficace. Una possibile spiegazione per questo può essere cercata in una trombosi incompleta del sacco.

I risultati dello studio Mascoli raccolti tramite un'indagine volumetrica delle dimensioni dell'aneurisma dimostrano, su un totale di 326 pazienti sottoposti a EVAR nei quali il 19% trattati con spirali metalliche, come il successo dell'embolizzazione di sacca sia influenzata dalla presenza di diversi fattori. [79]

Questa tecnica sembra essere particolarmente efficace quando viene raggiunta una concentrazione minima di spirali all'interno della sacca aneurismatica. Inoltre, dimostra come il volume endoluminale residuo dopo l'endotrapianto sia un indicatore importante nella possibilità della formazione di endoleak. [79]

I dati dello studio evidenziano come il successo della procedura dipenda dalla concentrazione di spirali e identificano il valore soglia di 0.17 spirali/cm³ come la concentrazione minima per prevenire il leak; al di sotto di questo valore il rischio aumenta fino al 40%. Tuttavia, è importante sottolineare che questa tecnica preventiva è considerabile vantaggiosa solo in casi clinici che coinvolgano pazienti ad alto rischio di sviluppare la patologia, e nonostante la procedura di embolizzazione preventiva con spirali abbia mostrato risultati incoraggianti, non sempre si arriva ad una prevenzione completa del fenomeno dell'endoleak.

1.4 FOLLOW UP DEL PAZIENTE TRATTATO

Il posizionamento di stent endovascolari è diventata la principale tecnica per il trattamento degli aneurismi dell'aorta addominale di grandi dimensioni (> 5 cm) in pazienti con anatomia idonea. [30]

Tuttavia dopo il trattamento endovascolare di AAA, la sorveglianza continua con immagini è necessaria per valutare le potenziali complicanze.

La migrazione dello stent, l'occlusione, la formazione di fistole arterovenose e l'endoleak sono complicanze frequenti, mentre il leak endovascolare è la complicanza ritardata più acuta e comune che si verifica dopo il trattamento endovascolare. L'ecografia (US), la tomografia computerizzata (TC) e la risonanza magnetica (RM) possono essere utilizzati per la sorveglianza con immagini dopo il trattamento endovascolare. [29]

La TC è la modalità più utilizzata per i pazienti che hanno subito l'intervento endovascolare. Nella maggior parte dei centri, la TC viene eseguita prima della somministrazione di mezzo di contrasto e poi durante le fasi arteriosa e la fase venosa tardiva per ottimizzare il rilevamento di endoleak. Anche se questa metodica lavora bene, il rovescio della medaglia è l'esposizione sostanziale del paziente a radiazioni ionizzanti. Sebbene il rischio cancerogeno delle radiazioni ionizzanti come risultato dell'esposizione TC sia basso, questo rischio è stato collegato ad un aumento del rischio permanente di sviluppare tumori mortali. [75]

Inoltre questo rischio è cumulativo e aumenta con la continua esposizione a radiazioni, come è il caso della sorveglianza dopo trattamento endovascolare.

Come risultato vi è la controversia riguardo la strategia di imaging ottimale per i pazienti dopo l'intervento endovascolare. I ricercatori in diversi studi hanno esaminato la possibilità di diminuire il numero di acquisizioni TC senza compromettere la sensibilità dell'esame di rilevare l'endoleak.

Un progresso tecnologico recente nella TC è stato l'introduzione della doppia energia (DETC). Con l'utilizzo di questa tecnica è possibile acquisire contemporaneamente dati TC a due livelli energetici di fotoni durante una singola acquisizione. I dati DETC sono acquisiti tipicamente a 80 kVp e 140 kVp durante una singola elica di acquisizione.

Questo a sua volta facilita la generazione di un set completo da 80 a 140 kVp e immagini medio-ponderate dai dati grezzi. Il set di dati medio-ponderati sono la combinazione dei dati ricavati da 80 kVp a 140 kVp e possono essere utilizzati per generare un data set virtuale a 120 kVp. Anche se i dati medio-ponderati non sono equivalenti ad un'acquisizione standard a 120 kVp in termini di qualità dell'immagine risultante. In aggiunta i dati virtuali senza mezzo di contrasto possono essere generati utilizzando gli algoritmi di post elaborazione. [50-51-52-53] DETC ha potenziali implicazioni cliniche nell'imaging dei pazienti dopo trattamento endovascolare dell'aorta. La generazione di dati virtuali senza mezzo di contrasto potrebbe ovviare all'acquisizione di routine di dati veri.

Questo a sua volta potrebbe consentire una singola acquisizione a singolo contrasto che produce sia dati a contrasto migliorato sia dati senza contrasto e quindi ridurre l'esposizione a radiazioni del paziente. In aggiunta, a causa di un aumento dell'assorbimento fotoelettrico e il minor

scatter Compton dei fotoni a bassa energia, l'attenuazione del mezzo di contrasto è superiore a 80 kVp rispetto a 120 o 140 kVp. [64-65]

Tuttavia, l'utilizzo della tecnica a bassa tensione è associata ad un incremento del rumore nell'immagine. Potenzialmente piccoli endoleak possono essere meglio visualizzati quando i dati sono valutati a più bassi livelli di energia dei fotoni.

1.5 TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

1.5.1 Principio di funzionamento

La Tomografia Computerizzata è una metodica tomografica che impiega raggi X per l'acquisizione e ricostruzione di sottili sezioni di un oggetto in esame. Rappresenta i vari organi e tessuti sulla base della loro densità, rilevata grazie all'attenuazione del fascio di raggi X che attraversa il paziente da differenti punti di vista. Le immagini TC, inoltre, sono di tipo digitale cioè sono il frutto di una serie di calcoli numerici eseguiti da un elaboratore, che converte la densità dei tessuti attraversati in livelli di grigio. Alla base della formazione dell'immagine c'è il principio di Radon che afferma che un oggetto sconosciuto può essere ricostruito se si dispone di infinite proiezioni attraverso l'oggetto stesso. Quindi lo scopo dello scanner è quello di acquisire un ampio numero di misurazioni in diverse posizioni o punti di vista. La sorgente di raggi X emette un fascio che viene captato dal detettore, posizionato al lato opposto: esso misura l'intensità della radiazione rilevata che, rispetto al valore d'intensità iniziale emesso dalla sorgente, è stata attenuata dall'attraversamento del corpo in esame e quindi risulta essere inferiore. Il processo segue la legge dell'attenuazione dell'energia radiante:

$$I_t = I_0 e^{-\mu t}$$

Dove I_t è l'intensità trasmessa che dipende dall'attenuazione dei vari tessuti, I_0 è l'intensità iniziale incidente, μ è il coefficiente di attenuazione lineare medio in cm^{-1} , t è lo spessore attraversato in cm. Conoscendo questi valori si può ricavare μ ($\mu t = \ln(I_0/I_t)$) per ogni raggio cioè per ogni colonna di voxel, che dipende dalla densità, dal numero atomico del materiale e dallo spessore attraversato. La legge di attenuazione richiede però che i contributi individuali di μ si sommino per raggiungere l'attenuazione risultante necessitando, quindi, di un gran numero di misurazioni angolari. In pratica, il sistema sorgente-detettore ruota, acquisizione dopo acquisizione, ripetendo la sequenza numerosissime volte fino a compiere una rotazione completa. L'energia assorbita dal detettore viene convertita in segnale elettrico dal fotodiodo

che viene inviato ai DAS (convertitori analogico-digitali) che, a loro volta, amplificano il segnale e convertono il profilo di intensità di segnale in profilo di attenuazione. Ogni proiezione genera quindi un profilo di assorbimento, e alla fine della scansione, si dispone di un numero elevatissimo di valori numerici, riferiti ad “infinite” traiettorie attraverso lo strato in studio. Dai diversi profili ottenuti si deve risalire ai coefficienti di ciascun voxel e alla loro posizione nello spazio, attraverso la tecnica di convoluzione, che permette di costruire l’immagine in parallelo con l’acquisizione dei dati. Dopo l’applicazione del filtro kernel avviene la back projection che, per ogni proiezione, crea una matrice di numeri retroproiettati. La trasformata di Fourier poi è in grado di calcolare i diversi contributi di ciascun voxel all’attenuazione del fascio radiogeno, attribuendo loro un μ e una localizzazione spaziale, ottenendo così una mappa numerica di valori.

I numeri associati a ciascun pixel sono proporzionali alla densità e sono chiamati numeri TC:

$$\text{Numero TC } (x,y) = 1000 * (\mu [(x,y) - \mu_{acqua}] / \mu_{acqua})$$

Infine, l’immagine numerica viene convertita in una immagine visibile attribuendo ad ogni valore numerico una diversa gradazione di grigio che ne rappresenta quindi l’assorbimento differenziale.

Il voxel è l’unità di volume dello strato esaminato durante una scansione; è un parallelepipedo che comprende un volume di tessuti. Esso dipende dalle dimensioni del pixel, dalla matrice, dal campo di vista e dallo spessore dello strato. Se all’interno del voxel esaminato si sovrappongono tessuti di densità molto diversa, il valore del numero TC che si ottiene è una media delle densità degli stessi.

La superficie superiore del voxel, denominata pixel, a sua volta è l’unità dell’immagine bidimensionale visualizzata sul monitor della macchina. Esso indica il potere di risoluzione del sistema: tanto più piccoli sono i pixel, tanto più dettagliata è l’immagine.

Riassumendo, le immagini digitali di interesse radiografico sono rappresentazioni visive della distribuzione spaziale di una definita densità tessutale.

Per la visualizzazione dei valori di assorbimento, ci si riferisce ai numeri TC precedentemente nominati, e la loro unità di misura è l’UH, in onore dell’ingegnere Hounsfield.

I valori densitometrici sono disposti su una scala di valori in cui -1000 rappresenta l’attenuazione dell’aria, lo 0 dell’acqua e +1000 dell’osso compatto; ciò consente alla tecnologia TC di fornire immagini con un’elevata risoluzione di contrasto che permette di distinguere diversi tessuti in base alla loro densità.

I numeri TC sono universali per acqua e aria ma non per i tessuti: infatti ciascun organo ha un range di densità tipico. La scala dei numeri TC e i livelli di grigio rappresentabili sono più di quanti l'occhio umano sia in grado di distinguere, questo comporta che la distinzione tra due tessuti con densità simili possa sfuggire al TSRM, per ovviare a questo problema la consolle permette di espandere tutta la scala dei grigi in un ristretto intervallo di densità: questa proprietà dà modo all'operatore di regolare la "finestra" e il "livello" intermedio più adatti. [38]

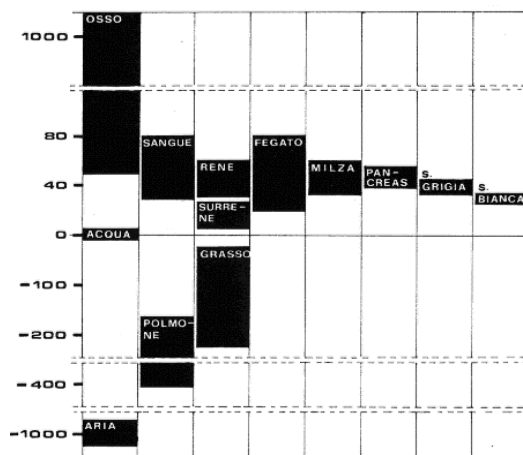


Figura 1.16: La scala dei numeri TC: range di densità tipici per i vari organi e tessuti

Finestra: definita dall'ampiezza e dagli estremi (min e max) dell'intervallo di valori di grigio considerati. Rappresenta la quantità di numeri convertiti in livelli di grigio: infatti grazie ad essa è possibile convertire in grigi un intervallo limitato di numeri anziché tutti i numeri presenti nella scala. Valori di densità maggiori all'estremo superiore dell'intervallo saranno rappresentati in bianco, valori minori all'estremo inferiore con il nero.

Un'ampiezza maggiore della finestra comporta che vengano rappresentati molti livelli di grigio causando una riduzione del contrasto e del rumore. Un'ampiezza minore della finestra, invece, comporta una diminuzione dei livelli di grigio utilizzabili causando un'aumento del contrasto e del rumore di fondo. In generale, solo utilizzando ampiezze ottimali si possono identificare reperti patologici che altrimenti sarebbero destinati a rimanere misconosciuti.

Livello: Definisce quali numeri vengono convertiti in livello di grigio. È il punto in cui fissiamo il centro al di sopra del quale stanno i tessuti più densi e al di sotto i tessuti meno densi della struttura che si vuole studiare. Abbassando il livello della finestra si rende l'immagine più luminosa, alzando il livello della finestra si scurisce l'immagine. [38]

Vi sono varie finestre rappresentabili tra cui ad esempio quella per parti molli, organi solidi, per parenchima polmonare-aria e per osso. Una finestra ampia >1500 con centro su valori elevati 400-800 viene utilizzata per la visualizzazione dell'osso e dei tessuti duri, mentre il centro spostato su valori molto negativi -500-700 viene usata per i tessuti aerati; una finestra stretta <500 con livelli compresi tra 0 e 70-80 viene usata per i tessuti molli. Gli elementi che presentano una bassa attenuazione e quindi un basso coefficiente saranno ipodensi cioè più scuri, quelli che presentano una elevata attenuazione e quindi un alto coefficiente saranno iperdensi cioè più chiari, quelli con coefficiente uguale rispetto al background circostante saranno isodensi.

1.5.2 Evoluzione della TC

Nel panorama della diagnostica medica la tomografia computerizzata è stata una delle maggiori innovazioni, questa vede la sua ideazione e realizzazione nel 1971 per mano di un ingegnere (G. Hounsfield) e di un fisico (A.M.Cormack) che in seguito vinsero il premio Nobel nel 1979. La TC nasce con lo scopo di sopperire ai limiti della radiologia tradizionale come la bidimensionalità, la sovrapposizione proiettiva di strutture e la scarsa risoluzione di contrasto dovuta alle densità simili di organi e tessuti. Questo risultato è reso possibile dalla sua natura stratigrafica, dalla particolare elaborazione del segnale e dal fatto che il tubo ruota acquisendo molteplici proiezioni attorno al paziente. Inoltre, coglie le piccole differenze di densità fornendo un'elevata risoluzione contrastografica. Infine, l'utilizzo di un fascio radiogeno ben collimato e di detectori tecnologicamente avanzati riduce al minimo le radiazioni diffuse. [39-40]

Ciò che ha reso possibile la nascita della prima TC è stata la capacità di trasformare un segnale di tipo analogico in uno di tipo digitale grazie alla trasformata di Fourier e il principio di ricostruzione di un oggetto dalle sue infinite proiezioni introdotto da Radon.

1.5.3 TC multistrato

Questi tomografi rappresentano un'ulteriore innovazione tecnologica sviluppata conservando la tecnologia spirale. Il tubo radiogeno emette in maniera continua raggi X e ruota unidirezionalmente a 360° grazie ai contatti elettrici striscianti, eliminando la presenza dei tempi morti dovuti al riavvolgimento dei cavi. Durante la scansione il lettino compie una traslazione continua a velocità costante; quindi, è presente un movimento sincrono di tubo e lettino. Rispetto alla precedente TC spirale nella quale il fascio di raggi X colpiva solo una singola corona di detectori distribuiti lungo il piano x-y permettendo di acquisire una sola fetta a ogni rotazione. Con la TC multistrato il fascio conico di raggi X viene sfruttato e utilizzato

anche lungo l'asse z poiché viene letto da più corone o file contigue di detettori che vanno a costituire una matrice bidimensionale di elementi sensibili.

I dati rilevati confluiscono a più stazioni DAS e quindi i dati grezzi sono prodotti non da uno ma da più canali. La matrice è formata da numerose file di detettori in modo da poter offrire diverse selezioni di spessore più adatte allo studio che si vuole eseguire. Tutto questo permette, per singola rotazione, di acquisire molteplici fette quanti sono i sistemi di acquisizione DAS, e con maggiore velocità. [41-42-43]

Il primo tomografo multistrato fu introdotto da Elscint nel 1992 e presentava due corone di detettori che consentivano di acquisire un volume doppio a parità di tempo rispetto alla TC spirale. Nel corso degli anni 90 diverse ditte hanno sviluppato la tecnologia multistrato, puntando alla realizzazione di apparecchiature in grado di eseguire l'acquisizione di un numero sempre maggiore di strati aumentando in modo proporzionale la velocità di acquisizione. Quindi oltre ad aver lavorato al numero dei canali, si sono sempre più ridotti i tempi di rotazione del complesso tubo-detettori scendendo al di sotto del secondo. Attualmente in commercio esistono detettori simmetrici, costituiti da elementi della stessa larghezza-spessore sull'asse z (matrix detectors), e detettori asimmetrici, costituiti da elementi di diversa larghezza: al centro vi sono quelli di dimensioni minori ed esternamente quelli di dimensioni maggiori (adaptive array detectors). [43]

La novità inoltre sta nella possibilità, rispetto alla TC spirale, di retro ricostruire i dati acquisiti secondo spessori di strato diversi da quelli originariamente impostati. Il sistema rotante tubo-detettori è considerevolmente più pesante, ciò nonostante può compiere una rotazione completa in solo 0,5 sec. Mentre le TC convenzionali e spirali ruotavano con un sistema di cinghie più o meno complesso, la TC multislice utilizza un sistema di magneti che vengono azionati in modo alternato e imprimono l'accelerazione al tubo; una volta in rotazione, alcuni detettori monitorizzano continuamente la velocità del tubo frenandolo o accelerandolo per mantenerla al valore desiderato. Nella TC multistrato cambia la definizione di pitch. Questo parametro è definito come un valore assoluto che quantifica l'entità dello spostamento del paziente nel corso della rotazione del tubo radiogeno, ed è dato dalla relazione avanzamento del lettino/collimazione. Rispetto alla sua versione a spirale nella TC multistrato i termini collimazione e spessore della fetta non sono più sinonimi. Da questa distinzione prende forma una nuova definizione pitch intesa come il rapporto tra l'avanzamento del lettino e la somma delle ampiezze di tutti i detettori lungo l'asse originale.

L'avvento della tomografia multidetettore ha introdotto innumerevoli vantaggi:

- utilizzo ottimizzato del tubo radiogeno: la velocità di scansione consente di sfruttare al meglio le elevate prestazioni degli attuali tubi radiogeni; infatti, rispetto ad una TC spirale, è possibile effettuare studi multifasici, anche su ampi volumi, senza pause di scansione o acquisizioni di ampi volumi a strato più sottile. Inoltre, è possibile, pur dovendo effettuare scansioni prolungate, incrementare l'esposizione (tempo di rotazione o mA), specialmente negli studi in cui si vuole massimizzare la definizione o nei quali la qualità dell'immagine risulta penalizzata dalla grossa costituzione del paziente (aumento del rumore).
- Miglioramento della risoluzione temporale: incrementando la velocità di scansione dell'esame, si ottiene una riduzione degli artefatti da movimento (atti respiratori, cinetica cardiaca, peristalsi, etc.). I tempi d'apnea, inoltre, si accorciano consentendo di eseguire esami soddisfacenti anche su pazienti poco collaboranti (pazienti politraumatizzati, pazienti anziani o pediatrici) o esami che necessitano di una copertura più estesa. [43-44-45]
- Miglioramento della risoluzione spaziale lungo l'asse z: la velocità di scansione permette di coprire ampi volumi, con scansioni a strato sottile e con la possibilità poi di retricostruire con uno spessore di strato diverso. Complessivamente migliora l'accuratezza della tecnica e la detezione di lesioni piccole, riducendo gli artefatti da volume parziale. [43-44-45]
- Voxel isotropico: gli spessori sottili oggi ottenibili permettono di ottenere voxels "isotropici", questo significa disporre della medesima risoluzione spaziale lungo l'asse z e nel piano assiale x – y; in questo modo le ricostruzioni ortogonali hanno la medesima qualità delle scansioni assiali di origine. Questo vantaggio, unitamente alla possibilità di retricostruire strati sottili con diverso grado di sovrapposizione (strati embricati overlap), consente di ottenere ricostruzioni 3D e multiplanari di elevata qualità, con ottimo dettaglio anatomico
- Ottimizzazione nell'uso del mdc: avendo la possibilità di eseguire la scansione completa più rapidamente il mdc viene somministrato più velocemente, risultandone una più cospicua opacizzazione dei distretti vascolari ed una migliore distinzione tra le varie patologie. L'utilizzo di flussi a velocità elevata (ad es 4 ml/s) infatti consente di ottenere una concentrazione plasmatica di mdc più elevata ed una miglior separazione tra le fasi arteriosa e venosa.

1.5.4 TC 64 strati

Dall'introduzione della TC nella pratica clinica, ci sono state innumerevoli innovazioni, come la TC 64 slices detta anche superveloce introdotta nel 2004. Questi tomografi permettono l'acquisizione simultanea di 64 strati a ogni rotazione grazie ai canali 64 DAS presenti, con un tempo di rotazione molto breve di circa 0,33-0,40 sec. [39-46]

La TC 64 slices presenta numerosi vantaggi:

Vengono acquisite molte più fette a rotazione e con spessori più sottili e questo porta a una sempre più ampia copertura volumetrica permettendo l'acquisizione di larghi volumi per singola rotazione.

Presenta una miglior risoluzione spaziale longitudinale sull'asse z (0,3-0,6 mm) e questo porta a una migliore visualizzazione di organi e lesioni nei minimi dettagli o in localizzazioni difficili. I voxel sono isotropici permettendo ottime ricostruzioni multiplanari e tridimensionali. La risoluzione temporale è incrementata data l'elevata velocità di scansione e la quantità di contrasto per una TC può essere minimizzata. [49]

Infine, per trarre beneficio dalle performance e dalla tecnologia della 64 strati bisogna ridisegnare i protocolli di imaging e di contrasto, tenendo sempre la dose di radiazioni più bassa possibile. La TC multistrato con numero di strati maggiore, volumi maggiori, strati sottili ed esami multifasici porterebbe un aumento della dose per compensare il rumore, per ovviare a questo problema sono state ideate delle strategie per la riduzione della dose che sfruttano la maggiore sensibilità dei detettori, che hanno una migliore efficienza di risposta, la velocità di scansione, e i sistemi automatici di modulazione di dose, che adeguano la dose in base alle dimensioni del paziente. Prima della scansione l'utente seleziona la qualità dell'immagine desiderata (espressa in mA) o l'indice di rumore dell'immagine che si può accettare; poi in base alla scout il sistema aggiusta l'esposizione durante l'esame TC, cioè aumenta e diminuisce i mA quando incontra spessori e asimmetrie diverse. Rispetto all'uso di un mA fisso, questo sistema riduce la dose al paziente del 32,5 % mantenendo costante la qualità dell'immagine. [48]

Innovativo è il sistema ASIR installato nella GE: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, algoritmo che, durante l'acquisizione, riduce il rumore nell'immagine consentendo alle radiazioni di attestarsi al livello più basso richiesto e abbassa la dose del 10-30 %. Il più importante vantaggio è che questa TC apre l'era a ulteriori nuove applicazioni che non erano possibili con i vecchi scanner: soprattutto in campo cardiaco.

La maggiore risoluzione temporale e lo sviluppo di algoritmi di ricostruzione dedicati, sincronizzati con il segnale ECG del ciclo cardiaco ha permesso l'acquisizione di immagini del

cuore in una determinata fase senza artefatti da movimento. Questo ha permesso una visualizzazione precisa del comparto anatomico anche in pazienti con battito cardiaco elevato; le immagini sono più affidabili e il numero di TC non diagnostiche è stato ridotto perché le immagini possono essere costituite da un minor numero di cicli cardiaci. Oggi è possibile quindi effettuare diagnosi cardiache in pochi secondi, senza cateteri, in modo meno invasivo e rischioso e studi di perfusione del fegato: grazie all'ampia copertura volumetrica che fornisce la capacità di rilevare alterazioni del flusso sanguigno regionale e globale dell'organo. È utile poiché la caratterizzazione delle lesioni avviene tramite l'analisi della doppia vascolarizzazione e del loro contributo alterato nella malattia. [46]

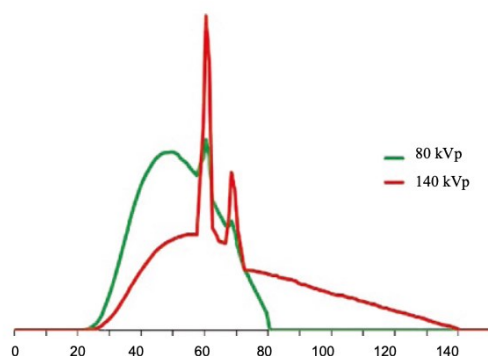
La valutazione delle immagini viene fatta sfruttando le tecniche di imaging-processing 3D con ricostruzioni multiplanari (MPR), MIP e Volume Rendering (VR).

1.5.5 TC dual energy

I primi tentativi di utilizzare le informazioni spettrali in tomografia computerizzata risalgono alla fine degli anni 1970 (Millner et al. 1979; Arvin et al. 1978; Chiro et al. 1979; Genant e Boyd 1977).

A quel tempo il protocollo prevedeva l'acquisizione di due scansioni separate e, successivamente, la post-elaborazione dei dati di proiezione e di ricostruzione. Tuttavia, la mancanza di stabilità dei valori di densità delle TC, i tempi lunghi di scansione che spesso causavano il "patient motion" tra le scansioni, la limitata risoluzione spaziale, e la difficoltà di post-processing sono stati i motivi principali per cui il metodo non ha mai raggiunto un'ampia accettazione clinica (Kelez et al. 1979). Con la necessità di acquisire entrambe le scansioni separatamente, l'utilizzo di mezzo di contrasto e la sua differenziazione attraverso la doppia energia o l'analisi spettrale era impossibile. Dal 2006 la doppia energia ha vissuto una rinascita ed il successo nelle applicazioni cliniche. La ragione principale è stata l'introduzione di una doppia sorgente TC che ha consentito di acquisire due scansioni spirali contemporaneamente con differenti spettri di raggi X attraverso due sorgenti a diverse tensioni del tubo (Flohr et al. 2006; Johnson et al. 2007a). Oggi ci sono diversi approcci tecnici per la TC doppia energia. Generalmente ci sono tre requisiti per l'immagine spettrale TC: in primo luogo le sorgenti che forniscono i raggi X con diverse energie che sono necessarie. Ovviamente questo può essere realizzato in modo ottimale quando si utilizzano due distinte sorgenti di raggi X che emettono i fotoni alle due diverse energie. Tuttavia, questo criterio è sostanzialmente riscontrabile anche con una sola sorgente di raggi X poiché generalmente lo spettro fornito è policromatico. Lo spettro di un normale tubo con anodo di tungsteno è costituito da una parte continua, il

Bremsstrahlung, e un picco discretizzato secondo i livelli di energia degli elettroni negli shell degli atomi di tungsteno.



La figura 1.17 mostra gli spettri ottenuti da un tubo a raggi X funzionante a 140 kV (linea rossa) e a 80 kV (linea verde).

La figura 1.17 mostra gli spettri ottenuti da un tubo a raggi X funzionante a 140 kV (linea rossa) e a 80 kV (linea verde). Ovviamente l'area sotto la curva per corrente di tubo equivalente differisce di un fattore di circa 4-5, e la corrente del tubo deve essere adattata per ottenere una uscita di fotoni simile da entrambi i tubi. Lo spettro dell'energia più alta è dominata dalla linea caratteristica dell'anodo di tungsteno, mentre lo spettro di energia inferiore è formato principalmente di Bremsstrahlung. In questo caso le energie caratteristiche dei fotoni sono 71 e 53 keV, rispettivamente per gli spettri primari. E' consigliabile avere una minima sovrapposizione tra gli spettri, pertanto vengono sempre utilizzati i potenziali più alti e più bassi offerti dagli scanner TC per le acquisizioni a doppia energia. Una tensione del tubo inferiore a 80 kV non è utile poiché troppi fotoni verrebbero assorbiti dal corpo umano; valori superiori a 140 kV non sono generalmente disponibili e comporterebbero un contrasto nei tessuti molli bassissimo e contribuirebbe ben poco alla differenziazione del tessuto. Ovviamente non è possibile ottenere uno spettro monocromatico con la tecnologia odierna, sorgenti a raggi X monocromatici sono lontane dal fornire fotoni sufficienti in uscita per le applicazioni cliniche. Il secondo requisito è che il rivelatore deve essere in grado di distinguere i fotoni di energia diversi. Con la tecnologia usata nella TC clinica oggi, questo non è direttamente possibile con un singolo rivelatore. Il rivelatore integra l'intensità luminose fluorescenti di tutti i fotoni rilevati durante un singolo intervallo di lettura, ma non distingue la loro energia. L'approccio attuale è di far corrispondere due sorgenti di raggi X a separati rivelatori, che leggono i dati di

proiezione in tempi diversi, oppure utilizzando un rivelatore a doppio strato o con una sensibilità spettrale diversa. Nel prossimo futuro materiali a base di cadmio come il CdZnTe potrebbero servire come semiconduttore per il detettore a conteggio fotonico il quale discrimina l'energia del singolo fotone. Tuttavia, questa tecnologia di rilevazione non può ancora far fronte all'alto flusso di fotoni richiesto nella TC clinica. Il terzo requisito è una sufficiente differenza nelle proprietà spettrali del materiale sotto esame. L'attenuazione quantificata nell'esame TC per caratterizzare i diversi tessuti del corpo umano è causata da tre processi fisici:

- L'effetto Compton, la componente maggiore dell'attenuazione. Esso è legato alla densità elettronica e non ai protoni nel nucleo atomico che permettono la differenziazione del materiale (McCullough 1975).
- La produzione di coppie, legata per lo più agli elettroni e non al nucleo atomico, ma contribuisce solo marginalmente.
- L'effetto fotoelettrico, fortemente correlato al numero atomico, Z , del materiale, cioè al numero di protoni del nucleo atomico.

Pertanto, solo gli elementi con una differenza notevole in valori di Z saranno distinguibili attraverso la loro proprietà spettrale. Questa differenza può essere caratterizzata con il cosiddetto indice di doppia energia (DEI):

$$DEI = (X80 - X140) / (X80 + X140 + 2000)$$

dove $X80$ è il valore TC in HU a 80 kV e $X140$ il valore del rispettivo voxel a 140 kV (Johnson et al. 2007a). Secondo Alvarez e Macovski (1976) l'interazione fotoelettrica con l'anello K è proporzionale alla terza potenza del numero atomico (Z). Pertanto valori alti applicabili per valori Z di 53 (iodio) oppure 54 (xenon). Gli elementi di cui il corpo umano è composto, ad esempio l'idrogeno ($Z=1$), l'ossigeno ($Z=8$), il carbonio ($Z=6$) e l'azoto ($Z=7$), hanno un basso numero Z e quindi non mostrano un sufficiente effetto fotoelettrico e un comportamento spettrale che avrebbe permesso una differenziazione (Michael 1992). L'osso con il suo alto contenuto di calcio ($Z=20$) e il grasso, il quale consiste solo di idrogeno e carbonio, rappresentano tessuti che differiscono dagli altri tessuti del corpo in modo significativo, il che spiega anche la loro buona differenziazione anche in una TC tradizionale. L'applicazione più utile clinicamente della TC doppia energia può essere prevista per la differenziazione dello iodio (Kruger et al. 1977; Riederer and Ristretta 1977; Nakayama et al. 2005), che è generalmente utilizzato in TC come mezzo di contrasto e la cui distribuzione può essere mascherata dal tessuto sottostante. Al momento ci sono tre diversi approcci alla TC clinica a

doppia energia commercialmente disponibili e sotto indagine. L'approccio più semplice è la TC doppia sorgente con due sorgenti di raggi X funzionanti a diverse tensioni con due rivelatori corrispondenti. Questa configurazione ha diversi vantaggi, il più importante tra questi è che il voltaggio e la corrente di tubo possono essere regolati liberamente per ottenere la più grande differenza possibile nell'energia dei fotoni con simili flussi di fotoni da entrambi i tubi. Uno svantaggio di questo approccio è il notevole impegno dell'hardware, rendendo il sistema costoso. Inoltre, lo spazio nel TC gantry è sufficiente solo ad un piccolo secondo rivelatore in modo che il campo di vista delle scansioni a doppia energia sia limitato. In primo luogo, i dati di proiezione acquisiti devono essere ricostruiti attraverso la retroproiezione filtrata, separatamente per le due acquisizioni simultanee. Il fatto che i dati di proiezione acquisiti abbiano un angolo di 90° ad una stessa posizione sull'asse z significa che la post-elaborazione dei dati acquisiti è impossibile poiché non ci sono proiezioni equivalenti. Tuttavia, i dati di una stessa posizione z sono campionati contemporaneamente e quindi l'offset angolare non implica un offset temporale tra le due acquisizioni. Un problema è posto dallo scatter incrociato che è orientato perpendicolarmente alla direzione del fascio primario che così colpisce il secondo detettore e contamina i relativi dati. Tuttavia, la simulazione comparativa Monte Carlo mostra una buona separazione spettrale con la TC doppia energia (Kappler et al. 2009). Un altro approccio che richiede un minore sforzo dell'hardware è la commutazione rapida della tensione (Fast kV switching). Con questo metodo la tensione del tubo segue una curva pulsata e i dati di proiezione sono raccolti due volte per ogni acquisizione, uno ad alto ed uno a basso voltaggio del tubo. In modo ottimale la corrente di tubo dovrebbe essere modulata almeno inversamente alla tensione in modo che la differenza nel numero di fotoni sia mantenuto il più piccolo possibile (Grasruck et al. 2009). Il maggior vantaggio di questo approccio è che può essere realizzato a costi notevolmente inferiori, in quanto non è richiesto nessun hardware aggiuntivo. Le limitazioni comprendono l'acquisizione lenta poiché il tempo di rotazione deve essere ridotto a meno della metà per consentire la raccolta delle proiezioni supplementari. Inoltre, l'andamento della corrente e della tensione del tubo non conservano un andamento rettangolare così che la differenza nella risultante spettrale non corrisponda alla tensione nominale del tubo. Anche l'adattamento della corrente ha delle limitazioni per cui vi è in genere un segnale molto inferiore alle basse energie rispetto alle alte energie.

La figura 1.18 mostra lo spettro risultante con una differenza piuttosto marcata.

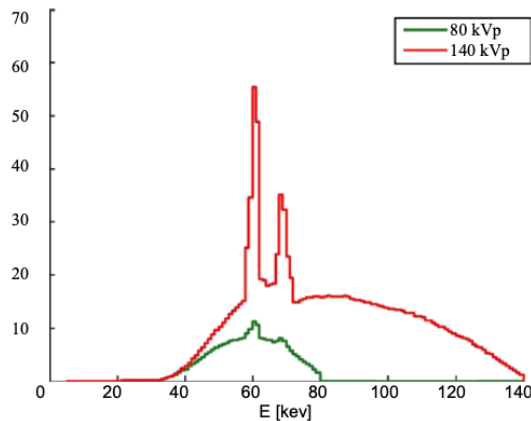


Figura 1.18: C'è un'ovvia differenza nel numero totale di fotoni nello spettro perché l'uscita del fascio è minore ai bassi voltaggi del tubo, e questa differenza non può essere compensata completamente attraverso la correzione della corrente. 140 kVp linea rossa e 80 kVp linea verde.

Un terzo approccio non consiste nel generare fotoni a diversi spettri ma di lavorare con due strati di rivelatori che hanno la loro massima sensibilità per le diverse energie dei fotoni. La sensibilità è determinata dal materiale scintillatore, ad esempio quello costituito dal ZnSe o CsI superiormente e Gd₂O₂S nello strato inferiore. Questa configurazione ha il vantaggio che è necessario solo il tubo standard. Gli svantaggi includono lo sforzo hardware per gli strati rivelatori e la inferiore efficienza di dose di tale configurazione. Inoltre, la differenza spettrale ottenibile è piuttosto bassa così che il contrasto dell'informazione spettrale è ristretta o richiede una dose aggiuntiva. Un altro approccio che non è attualmente in fase di attuazione è il filtraggio sequenziale o il cambio di tensione vale a dire due rotazioni successive sono acquisite in una modalità sequenziale nella stessa posizione del tavolo con tensione del tubo diversa e un filtro addizionale opzionale. Questo implicherebbe uno sforzo minore dell'hardware e potrebbe essere una valida alternativa specialmente per i sistemi con ampi detettori e con un alto numero di fette di acquisizione. Un evidente svantaggio è il lungo ritardo tra due acquisizioni il quale è troppo lungo per escludere artefatti da movimento cardiaco o respiratorio oppure cambio nella opacizzazione del mezzo di contrasto. Per quanto riguarda l'esposizione a radiazioni la TC doppia energia basata sulle acquisizioni TC a doppia sorgente non richiede maggior dose al paziente di una scansione TC di routine nello stesso distretto corporeo. E' possibile adattare la corrente del tubo in modo tale che la dose da entrambi i tubi corrisponda a quella di un protocollo TC a singola sorgente (Johnson et al. 2007a). Recenti studi comparativi su fantocci

con convalida esterna hanno dimostrato che le acquisizioni a doppia energia possono fornire un SNR simile o addirittura migliore ad una dose equivalente (Schenzle et al. 2010). Questo è in contrasto con lo studio di Ho et al. che hanno osservato dosi due o tre volte superiori per la TC doppia energia. Tuttavia la loro configurazione era basata su una singola sorgente utilizzando un rapido cambio di tensione non conteneva ne una normalizzazione del rumore dell'immagine ne della dose, così lo spettro di energia inferiore era ottenuto con lo stesso prodotto corrente/tempo del tubo di una scansione a singola energia. In un altro studio con la normalizzazione a rilevabilità equivalente a basso contrasto, Li et al. ha osservato una dose aggiuntiva del 14% nel corpo e il 22% nel capo con il metodo della commutazione rapida di tensione. Studi clinici specifici di confronto tra la dose efficace di diversi sistemi TC doppia energia mancano ma è evidente che la TC doppia energia non necessariamente implica una dose maggiore. In sintesi, la TC doppia energia offre la possibilità di sfruttare le informazioni spettrali per scopi diagnostici. Ci sono diversi approcci tecnici che hanno tutti vantaggi e svantaggi. Alcuni sistemi sono commercialmente disponibili, e c'è già un numero di applicazioni cliniche consolidate. [51-52-64-65-66-67-70-71-73-74-75]

1.5.6 Utilizzo del MAR in TC

Tra le principali caratteristiche che hanno contribuito allo sviluppo della Tomografia Computerizzata vi è sicuramente la possibilità di poter impostare diversi tipi di algoritmi elaborazione dei dati grezzi allo scopo di esaminare le immagini in maniera più accurata possibile. In questo contesto l'algoritmo MAR (Metal artifact reduction) riveste un ruolo di primo piano per lo studio di pazienti con impianti protesici come: pacemaker, stent endovascolari, e mezzi di sintesi. In situazioni ottimali, gli scanner TC moderni sono in grado di produrre immagini di altissima qualità, la presenza dentro al corpo di alcuni materiali come il metallo, però, a causa dell'alto numero atomico e della conformazione caratterizzata da bordi netti e definiti porta ad un aumento del rumore con la formazione di artefatti da indurimento del fascio e volume parziale. Il ruolo del MAR è proprio quello di andare ad attenuare la formazione di artefatti, cercando di mantenere la qualità dell'immagine. In base al funzionamento, possiamo avere diverse tipologie di algoritmo, quella più comune tra le TC di ultima generazione prende il nome di "Sinogram inpainting", il quale opera andando ad identificare e a trattare i dati deteriorati dalla presenza del metallo, che prendono il nome di "traccia o ombra metallica", come dati mancanti. L'idea di fondo è quella di considerare tutti i valori come completamente inaffidabili se i raggi corrispondenti hanno intersecato oggetti

metallici e di escluderli dal sinogramma. Questo processo è possibile grazie all'uso di un algoritmo di interpolazione che permette di sostituire i dati mancanti nel sinogramma con dei surrogati, lungo la zona della traccia metallica. Il funzionamento del MAR parte da un meccanismo di thresholding grazie al quale è possibile identificare e isolare la zona della traccia metallica, la quale determina la parte dei dati grezzi che dev'essere sostituita. Stabilita la zona avviene la modifica con l'inserimento nel sinogramma dei dati sostituivi e poi, grazie ad un algoritmo di interpolazione, l'immagine viene ricostruita. Il principale svantaggio di questi tipi di algoritmi è che si ha una perdita di informazioni, più o meno importante a seconda della quantità di dati che vengono sostituiti, inoltre, un altro effetto negativo è la comparsa di streak artifacts tangenti all'oggetto metallico, causati da una non efficiente conversione tra i dati grezzi e quelli interpolati. Questi effetti negativi sono tanto più evidenti quanto ci si avvicina alla fonte di interferenza in quanto una maggiore parte di informazioni deve essere sostituita nel sinogramma.[77]

1.6 MISURAZIONE DEGLI AAA

La misurazione accurata degli aneurismi aortici addominali è necessaria per prevedere il rischio di rottura e per seguire il comportamento della sacca dopo la riparazione endovascolare.

Nella pratica clinica fino al recente periodo la valutazione di questa patologia è sempre avvenuta grazie alla misurazione bidimensionale del diametro massimo della sacca lungo i 2 assi principali, ritenuta lo standard per lo studio dei follow-up clinici.[77]

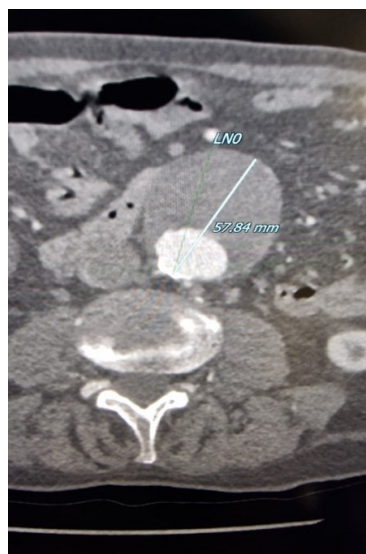


Figura 1.19: Misurazione diametro aneurisma.

L'uso della misurazione del diametro dell'AAA come fattore prognostico per eventi cardiovascolari e per la progressione della patologia è stato riportato nella letteratura inizialmente da Szilagy et al in uno studio del 1972 in cui esaminò l'esito di 90 casi respinti per la riparazione elettiva. Le principali cause di morte nei 90 pazienti furono la malattia coronarica (37/ 90, 41%), e la rottura di AAA (25/90, 28%). Da questo lavoro iniziale, l'importanza delle misurazioni del diametro dell'aneurisma dell'aorta infrarenale sono diventate sempre più importanti nella gestione dell'esito della malattia.

Con lo sviluppo delle nuove tecnologie lo studio della patologia in sede di screening si è evoluto grazie all'utilizzo di metodiche ad ultrasuoni accompagnate dall'utilizzo di mdc; tra queste la CEUS (Contrast-enhanced ultrasound) ricopre sicuramente un ruolo di primo piano. Nonostante l'accessibilità e l'elevata sensibilità dell'ecografia per il rilevamento degli aneurismi in approcci asintomatici del paziente, questa rimane una metodica fortemente operatore dipendente e, per questo motivo, non viene considerata il gold standard nello studio della malattia, ruolo ricoperto dall'angio-TC, ma rimane una metodica utile per le procedure di screening. Malgrado la diffusione della metodica e la facilità di accertamento della misurazione bidimensionale del diametro, diversi studi hanno concluso che questa tecnica possa non essere del tutto affidabile come indicatore prognostico del rischio di rottura e che dovrebbe essere sostituita da criteri più specifici; uno di questi potrebbe essere la misurazione tridimensionale del volume dell'AAA. In particolare, ci sono una serie di problemi metodologici, che potrebbero essere superati valutando il volume dell'aneurisma piuttosto che il diametro.

I limiti della misurazione semplice del diametro includono:

- decidere in quale piano misurare il diametro,
- come viene misurato il diametro (cioè, da interno a interno, da esterno a esterno o bordo d'attacco),
- l'elevata eterogeneità tra diversi studi osservati quando il diametro è utilizzato per monitorare la crescita,
- l'incapacità di rilevare i cambiamenti di forma,
- la valutazione del volume del sangue per le tecniche di embolizzazione dell'aneurisma,
- la valutazione del volume del trombo per la previsione del rischio di rottura dell'aneurisma.

I volumi relativi ad un aneurisma aortico possono essere misurati a partire da diverse metodiche di imaging, tra cui la risonanza magnetica, l'ecografia (utilizzata per lo screening e la sorveglianza dell'aneurisma) e la TC (utilizzata per la pianificazione della riparazione e della

sorveglianza dell'aneurisma dopo la riparazione endovascolare).Recentemente ci sono stati notevoli progressi nel software di segmentazione, che permette un rapido calcolo semiautomatico o addirittura completamente automatico di volumi accurati, da scansioni TC. Tale software mira a combinare rapidità, accuratezza e riproducibilità del post-processing di imaging. Un recente studio canadese ha dimostrato che l'applicazione di tale software permette di effettuare delle misurazioni accurate del volume dell'aneurisma (da 3,0 a 8,0 cm di diametro) con un tempo medio richiesto per la segmentazione inferiore ai 4 minuti. Inoltre, il calcolo della volumetria può avvenire mantenendo dei buoni risultati anche senza l'utilizzo di mdc.Questo tipo di software, non hanno ancora raggiunto il mercato di massa ma col tempo sembrano destinati a prendere il posto delle misurazioni del diametro sia per quanto riguarda i piccoli aneurismi sia per quelli di grandi dimensioni.

1.6.1 Misurazione volumetrica di aneurismi di piccole dimensioni

I AAA di piccole dimensioni hanno una crescita molto lenta, questo fattore può farli sembrare stabili ad una misurazione bidimensionale, soprattutto se si fa riferimento al diametro esterno della sacca. La misurazione volumetrica, invece, permette di cogliere le variazioni, anche graduali, della morfologia dell'aneurisma che non sempre sono correlate ad un'alterazione delle dimensioni del diametro andando a risolvere degli svantaggi chiave della misurazione bidimensionale quali la misurazione in piani variabili e le sezioni ellittiche. Questo tipo di postprocessing è, inoltre, superiore per quanto riguarda gli aneurismi sacciformi. Tali tipologie, al contrario dei fusiformi, sembrano avere un comportamento diverso in quanto all'aumentare del diametro non sembra esserci un aumento lineare del rischio di rottura.

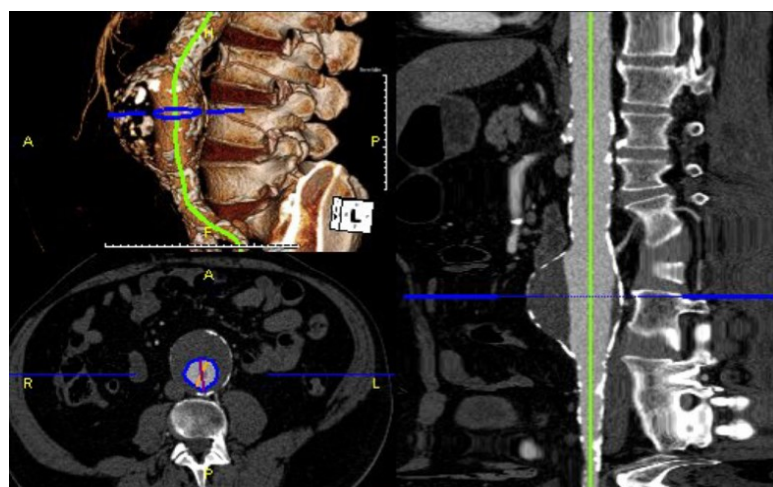


Figura 1.20: Journal of vascular surgery : misurazione dimensione aneurisma

1.7 CEUS (Contrast-enhanced ultrasound)

L'ecografia è una metodologia di indagine utilizzata per il follow-up e per la ricerca di endoleak nei pazienti trattati tramite l'utilizzo di endoprotesi. Tra le caratteristiche che rendono la CEUS (Contrast-enhanced ultrasound) così vantaggiosa c'è sicuramente l'utilizzo di ultrasuoni che rendono questa metodica meno dannosa per la salute del paziente rispetto all'angio-TC, inoltre, un fatto da non trascurare soprattutto se si pensa al concetto di "azienda sanitaria" è il costo di tale procedura, la quale si presenta come un'alternativa sicuramente più economica all'indagine tomografica.

Un altro vantaggio che sicuramente va ad aumentare la qualità diagnostica della CEUS è l'utilizzo di mdc. Negli anni si sono visti mezzi contrasto di prima generazione, costituiti da microbolle circondate da un guscio lipidico contenenti acido palmitico che risuonano se colpite da ultrasuoni aumentando il segnale ricevuto. Farmaci grazie ai quali, è però possibile acquisire solo immagini ad intermittenza in quanto l'impulso usato per far risuonare le microbolle tende a deteriorarle e quindi, dopo un primo periodo, a ridurre il segnale. Nonostante ciò, nei primi studi pubblicati, molti autori hanno giudicato positivamente la sensibilità di questa tecnica per quanto riguarda la ricerca di endoleak.

L'avvento dei mdc di seconda generazione ha poi aumentato sostanzialmente l'accuratezza diagnostica della CEUS, grazie all'utilizzo di esafluoruro di zolfo, gas che ha permesso di stabilizzare le microbolle ora circondate da un guscio fosfolipidico. Questi tipi di microbolle hanno la capacità di generare un segnale non lineare anche se colpite da ultrasuoni di minore intensità che quindi non ne alterano la struttura e permettono la visione e lo studio della patologia aneurismatica in tempo reale per diversi minuti. Inoltre, c'è la possibilità di usare un breve impulso ad alta intensità per distruggere le bolle presenti in quel momento nel FOV, allo scopo di valutare la perfusione a carico dei vasi e confermare la presenza di leak.

Numerosi studi, tra cui quello di Heano et al, esprimono chiaramente come, nonostante l'angio-TC rimanga il gold standard per lo studio della patologia aneurismatica, soprattutto per quanto riguarda la porzione discendente e addominale dall'aorta, la CEUS abbia un'elevata sensibilità per quanto riguarda il riconoscimento di endoleak di tipo II, questo fattore, unito ad un costo inferiore rispetto all'angio-TC e ad una minore esposizione del paziente la rendono uno strumento importante per lo studio della patologia aneurismatica in sede di follow-up. [75]

2 MATERIALI E METODI

2.1 Popolazione

Da marzo 2021 a luglio 2022 presso il Polo angiografico di Conegliano sono stati trattati attraverso intervento endovascolare n. 26 pazienti per aneurisma all'aorta addominale.

Di questi 26 pazienti analizzati, aventi un'età compresa tra i 64 e gli 87 anni, età media del gruppo 77.65 anni, soltanto uno è risultato femmina.

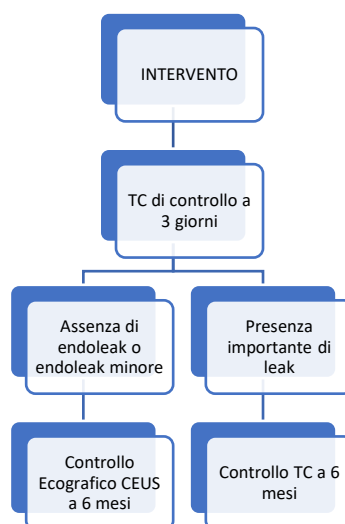
Sempre dei 26 pazienti presenti nello studio, 24 sono stati sottoposti a un monitoraggio TC o ecografico nei giorni precedenti all'operazione, a tre giorni e a sei mesi da questa mentre in 2 casi il follow-up a sei mesi non è avvenuto. In 9/26 casi il follow-up a sei mesi è avvenuto tramite l'esecuzione di esame TC mediante l'utilizzo di apparecchiatura TC MULTISTRATO della ditta GENERAL ELECTRIC, secondo il protocollo di acquisizione angio prima e dopo la somministrazione di mdc, iodato non ionico, iniettato in una vena antecubitale del braccio ad alto flusso (4 mL/s) con acquisizione di fasi arteriosa e venosa con tecnica bolus tracking.

In 15/26 casi il follow-up a sei mesi è avvenuto tramite guida ecografica CEUS.

Il protocollo di follow-up del paziente prevede una TC di controllo a tre giorni dal trattamento e a seconda della presenza o meno e dell'importanza dell'endoleak, seguiranno diversi percorsi di monitoraggio. Se il paziente non presenta endoleak o lo presenta in forma minore viene fissato un controllo ecografico a sei mesi di distanza. Nel caso in cui il paziente dovesse presentare un leak maggiore si procederà ad un controllo angio-TC dopo un periodo di sei mesi per valutare le condizioni dell'aneurisma.

Cognome-Nome	Patologia	Età	Volume aneurisma preop in mm ³	Diametro medio preop in mm
A-A	Aneurisma	77	180304,9	56,5
C-G	Aneurisma	75	154220,0	50,0
C-S	Aneurisma	76	141770,7	51,0
C-L	Aneurisma	80	52468,7	44,5
C-D	Aneurisma	86	61026,3	47,0
C-V	Aneurisma	80	114900,7	51,5
D-G	Aneurisma	86	256788,4	68,0
D-G	Aneurisma	80	109277,5	49,5
D-B	Aneurisma	87	169855,8	59,5
D-V	Aneurisma	79	151042,4	49,5
D-M	Aneurisma	85	196323,6	60,0
D-R	Aneurisma	71	137005,7	47,5
D-G	Aneurisma	72	198192,8	58,0
F-G	Pseudoaneurisma	86	46568,8	36,0
F-P	Aneurisma	68	196643,0	59,0
G-A	Aneurisma	73	219653,0	57,0
K-A	Aneurisma	74	143425,8	54,5
L-M	Pseudoaneurisma	77	45570,4	31,0
M-P	Aneurisma	75	193487,4	60,0
N-G	Aneurisma	69	150732,6	49,5
R-P	Aneurisma	81	155925,5	52,0
S-E	Aneurisma	71	126446,6	52,5
S-N	Aneurisma	64	138564,6	64,0
T-A	Aneurisma	86	106004,3	51,5
Z-G	Aneurisma	79	195246,8	58,5
Z-S	Aneurisma	82	119696,8	48,5

Tabella 2.1



Di tutti gli esami TC eseguiti pre e post procedura a sei mesi sono state valutate le immagini prendendo in considerazione i seguenti parametri: presenza di endoleak, embolizzazione di sacca (fonte di possibili artefatti da indurimento del fascio), evoluzione nel tempo della volumetria e del diametro degli aneurismi.

<i>Caratteristiche popolazione</i>
<i>N° casi:</i> 26
<i>Età media e deviazione standard:</i> 77.7 ± 7.7
<i>Range di Età</i> 64-87
<i>Sesso maschi-femmine</i> 25-1

2.2 Valutazione Statistica

I dati dello studio, ottenuti attraverso le modalità diagnostiche descritte nella tabella (TC, CEUS), sono stati oggetto di una valutazione statistica allo scopo di confermare l'efficacia del trattamento correttivo.

La analisi statistica si è basata sulla valutazione:

- La media del diametro preoperatorio.
- Media del diametro sei mesi dall'operazione e la deviazione standard per ogni paziente.
- La media dei volumi preoperatori a tre giorni e a sei mesi nei casi giunti alla nostra osservazione, e la deviazione standard dei pazienti.
- La media, la deviazione standard, e il range dell'età dei pazienti.
- Il Δ risultante dalla differenza tra la media dei diametri preoperatori ed il follow-up a sei mesi.
- Il Δ risultante dalla differenza dei volumi preoperatori e a tre giorni.
- Il t test appaiato dei diametri e dei volumi a tre giorni.

Indici statistici

Media:

Età, Diametro preoperatorio, Diametro postoperatorio, Volume preoperatorio, Volume postoperatorio

σ :

Diametri, Volumi

Δ :

Diametri, Volumi

t test:

Diametri, Volumi

3 RISULTATI

Per ogni paziente trattato con procedura EVAR: l'età, la data dell'intervento, il diametro precedente all'operazione e a sei mesi di distanza, le volumetrie precedenti, postoperatorie a 3 giorni, e a sei mesi qualora sia stato sottoposto a controllo tramite TC, la presenza di spirali, il tipo di follow-up, la patologia e la presenza e tipologia di endoleak.

A partire da marzo 2021, sono stati sottoposti a EVAR 26 pazienti (24/26 per aneurisma e 2 per pseudoaneurisma).

Dei 26 pazienti in esame 2 sono stati persi al follow-up a sei mesi, in 24 casi si è scelto di compiere l'embolizzazione di sacca. Per quanto riguarda le volumetrie a sei mesi, solamente di 9 le stesse sono disponibili; questo significa che nei 15 casi rimanenti (62,5%) il monitoraggio è avvenuto tramite CEUS vista l'assenza o la scarsa entità del fenomeno dell'endoleak.

Le tabelle (3.1, 3.2) evidenziano come il diametro sia diminuito a sei mesi in 22/24 casi e come il volume sia diminuito anche solo dopo un periodo di tre giorni in 18/24 pazienti.

Come riportato, in nessun caso si verifica l'endoleak di tipo I e solamente 3/24 pazienti (12,5%) sono stati soggetti a endoleak di tipo II.

Lo studio evidenzia una riduzione della media dei diametri a sei mesi e dei volumi a tre giorni rispetto ai dati preoperatori.

Il t test indica come la riduzione del volume a tre giorni in relazione a quello preoperatorio sia statisticamente significativo al contrario di quello calcolato sui volumi a sei mesi.

Il t test sui diametri, invece, appare molto significativo e registra una diminuzione importante tra le misurazioni precedenti all'intervento e durante il follow-up.

Cognome-Nome	Patologia	Volume aneurisma preop in mm ³	Diametro medio preop in mm	Volume aneurisma a 3G in mm ³	Δ Volumi a 3G in mm ³	Volume aneurisma a 6M in mm ³	Δ Volumi a 6M in mm ³	Diametro medio a 6M in mm	Δ diametri a 6M in mm
A-A	Aneurisma	180304,9	56,5	178362,6	-1942,3	159644,3	-20660,6	55,0	-1,5
C-G	Aneurisma	154220,0	50,0	144342,4	-9877,6	142569,5	-11650,5	49,0	-1
C-S	Aneurisma	141770,7	51,0	137173,7	-4597,7	100000	-41770,7	26,5	-24,5
C-L	Aneurisma	52468,7	44,5	68320,3	+15851,6			39,5	-5
C-D	Aneurisma	61026,3	47,0	69921,0	+63818,3	80395,3	+19369,0	51,5	+4,5
C-V	Aneurisma	114900,7	51,5	124191,5	+9290,8	109893,2	-5007,5	50,0	-1,5
D-G	Aneurisma	256788,4	68,0	255009,3	-1779,1	353516,2	+96727,8	68,5	+0,5
D-G	Aneurisma	109277,5	49,5	105771,0	-3506,5	88495	-20782,5	45,5	-4
D-B	Aneurisma	169855,8	59,5	143157,3	-26698,5			50,0	-9,5
D-V	Aneurisma	151042,4	49,5	163310,4	+12268,0			48,0	-1,5
D-M	Aneurisma	196323,6	60,0	165863,1	-30460,5			49,5	-10,5
D-R	Aneurisma	137005,7	47,5	120675,2	-16330,5			36,5	-11
D-G	Aneurisma	198192,8	58,0	188992,3	-9200,5			44,0	-14
F-G	Pseudoaneurisma	46568,8	36,0	42167,6	-4401,2			33,5	-2,5
F-P	Aneurisma	196643,0	59,0	193193,5	-3449,5			36,0	-23
G-A	Aneurisma	219653,0	57,0	212907,5	-6745,9			55,0	-2
K-A	Aneurisma	143425,8	54,5	135028,7	-8397,1				
L-M	Pseudoaneurisma	45570,4	31,0	37180,3	-8390,1				
M-P	Aneurisma	193487,4	60,0	187232,6	-6254,8	141305,5	-52181,9	52,0	-8
N-G	Aneurisma	150732,6	49,5	180995,2	+30262,6			39,0	-10,5
R-P	Aneurisma	155925,5	52,0	156003,2	+77,7	153801,7	-2123,8	51,0	-1
S-E	Aneurisma	126446,6	52,5	121993,6	-4453			49,5	-3
S-N	Aneurisma	138564,6	64,0	120610,3	-17954,3			55,0	-9
T-A	Aneurisma	106004,3	51,5	74127,5	-31876,8			41,0	-10,5
Z-G	Aneurisma	195246,8	58,5	135315,1	-59931,7			52,5	-6
Z-S	Aneurisma	119696,8	48,5	106899,5	-12797,3			32,3	-21

Tabella 3.1

Cognome-Nome	Volumei aneurisma in mm ³	Diametro 1 preop in mm	Diametro 2 preop in mm	Diametro medio in mm	Volume aneurisma a 3G in mm ³	Volume aneurisma a 6M in mm ³	Controllo a 6M	Diametro 1 a 6M in mm	Diametro 2 a 6M in mm	Diametro medio a 6M in mm	Endoleak tipo 1	Endoleak tipo 2	Embolizzazione di sacca
AA	180304,9	58,0	55,0	56,5	178362,6	159644,3	TC	57,0	53,0	55,0	NO	NO	SI
C-G	154220,0	50,0	50,0	50,0	144342,4	142569,5	TC	50,0	48,0	49,0	NO	NO	SI
C-S	141770,7	51,0	51,0	51,0	137173,7	100000,0	TC	31,0	22,0	26,5	NO	NO	SI
C-L	52468,7	52,0	37,0	44,5	68320,3		ECO	42,0	37,0	39,5	NO	NO	SI
C-D	61026,3	54,0	40,0	47,0	69921,0	80395,3	TC	63,0	40,0	51,5	NO	SI	NO
C-V	114900,7	53,0	50,0	51,5	124191,5	109893,2	TC	50,0	50,0	50,0	NO	SI	SI
D-G	256788,4	72,0	64,0	68,0	255009,3	353516,2	TC	74,0	63,0	68,5	NO	NO	SI
D	109277,5	52,0	47,0	49,5	105771,0	88495,0	TC	48,0	43,0	45,5	NO	NO	SI
D-B	169855,8	62,0	57,0	59,5	143157,3		ECO	54,0	46,0	50,0	NO	NO	SI
D-V	151042,4	51,0	48,0	49,5	163310,4		ECO	51,0	44,0	48,0	NO	NO	SI
D-M	196323,6	60,0	60,0	60,0	165863,1		ECO	54,0	45,0	49,5	NO	NO	SI
D-R	137005,7	53,0	42,0	47,5	120675,2		ECO	43,0	30,0	36,5	NO	NO	SI
D-G	198192,8	60,0	56,0	58,0	188992,3		ECO	48,0	40,0	44,0	NO	NO	SI
F-G	46568,8	44,0	28,0	36,0	42167,6		ECO	39,0	28,0	33,5	NO	NO	SI
F-P	196643,0	60,0	58,0	59,0	193193,5		ECO	36,0	36,0	36,0	NO	NO	SI
G-A	219653,0	57,0	57,0	57,0	212907,5		ECO	55,0	55,0	55,0	NO	NO	SI
K-A	143425,8	58,0	51,0	54,5	135028,7		NO-FOLLOW-UP				NO	NO	SI
L-M	45570,4	32,0	30,0	31,0	37180,3		NO FOLLOW-UP				NO	NO	SI
M-P	193487,4	60,0	60,0	60,0	187232,6	141305,5	TC	52,0	52,0	52,0	NO	NO	NO
N-G	150732,6	50,0	49,0	49,5	180995,2		ECO	44,0	34,0	39,0	NO	NO	SI
R-P	155925,5	56,0	48,0	52,0	156003,2	153801,7	TC	56,0	46,0	51,0	NO	SI	SI
S-E	126446,6	53,0	52,0	52,5	121993,6		ECO	50,0	49,0	49,5	NO	NO	SI
S-N	138564,6	64,0	64,0	64,0	120610,3		ECO	59,0	51,0	55,0	NO	NO	SI
T-A	106004,3	52,0	51,0	51,5	74127,5		ECO	44,0	38,0	41,0	NO	NO	SI
Z-G	195246,8	59,0	58,0	58,5	135315,1		ECO	53,0	52,0	52,5	NO	NO	SI
Z-S	119696,8	59,0	48,0	48,5	106899,5		ECO	34,0	31,0	32,3	NO	NO	SI

Tabella 3.2

4 DISCUSSIONE

Dall'esperienza ottenuta nel nostro centro si evince come l'embolizzazione con spirali metalliche sia risultata fattibile ed efficace nel trattamento endovascolare dei pazienti con patologia aneurismatica dell'aorta addominale ed anatomia complessa.

Questa tecnica di trattamento ha avuto risultati incoraggianti nell'85% dei pazienti coinvolti nello studio, portando in alcuni casi alla scomparsa dell'aneurisma e alla guarigione della malattia.

La letteratura recente indica come la riduzione delle dimensioni della sacca sia il determinante più significativo nel garantire il buon risultato dell'EVAR correlando con la assenza di re-interventi e con la sopravvivenza a lungo termine.

Nella tesi, che ha visto la rivalutazione retrospettiva di una popolazione sottoposta a trattamento e follow-up secondo la prassi del centro, si è dimostrato che la tecnica di embolizzazione della sacca consente una rapida riduzione sia dei diametri che del volume della sacca aneurismatica con una percentuale di endoleak di tipo 2 molto bassa (12%) inferiore alla media riportata dalle review in letteratura.

Dai dati emersi si evince come il trattamento porti i diametri a calare nel tempo, dati peraltro confermati dai valori medi pre e postoperatori.

I volumi, invece, si dimostrano già in calo significativo dopo tre giorni; il dato in questione è fortemente rappresentativo per lo studio in quanto mette in evidenza come ci sia la possibilità di distinguere in fase precoce la buona riuscita dell'intervento.

Il t test che mette in relazione tra loro i diametri e i volumi a tre giorni esprime come la differenza tra le misurazioni pre e postintervento sia statisticamente significativa in quanto inferiore al livello soglia di 0.05.

Un fattore in controtendenza rispetto a quelli già analizzati è il t test calcolato sul volume a sei mesi che, come riportato precedentemente, risulta poco significativo. Questo risultato può essere attribuito a 2 fattori:

- la scarsità di misurazioni volumetriche a sei mesi,
- l'incogruità della popolazione statistica.

Il primo punto è causato dal fatto che il 62,5 % dei pazienti studiati siano stati sottoposti a un controllo CEUS e non TC. Questa procedura avviene quando, durante il controllo TC a tre giorni non sono presenti segni di endoleak maggiore, situazione che fa propendere per un controllo ecografico al fine di ridurre l'esposizione del paziente. Il dato sopracitato, quindi,

esprime come nel 62,5% dei casi il trattamento con spirali multiple sia andato a buon fine in quanto non sono presenti segni di leak nei tre giorni successivi a EVAR.

Il secondo punto fa riferimento al fatto che gli indici statistici calcolati sui volumi a sei mesi, siano stati calcolati solamente in casi in cui era stata già stata diagnosticata la presenza di endoleak e fanno quindi riferimento a una determinata della casistica di partenza.

In considerazione di questi fattori emerge come i dati riguardanti le misurazioni a sei mesi possano essere meno significativi data la scarsità di casi in esame e l'incongruità della popolazione statistica.

Per lo studio della patologia aneurismatica, è richiesto un accurato ed efficiente approccio diagnostico composto da un'indagine preoperatoria specifica e da un protocollo stabilito ed efficiente di monitoraggio della situazione del paziente nei mesi successivi al trattamento.

La Tomografia Computerizzata Multistrato (TCMS) ha ampiamente migliorato e ampliato le applicazioni cliniche per questa modalità di imaging ed è ormai diventata lo standard di riferimento nella diagnosi e nel follow up dei pazienti con patologie aortiche, soprattutto per il follow up dopo trattamento endovascolare dell'aneurisma.

In questo senso, il nostro studio ha dimostrato come il TSRM possa avere un ruolo di primo piano non solo nell'esecuzione dell'indagine diagnostica, ma anche nel monitoraggio durante tempo dell'evoluzione della patologia aortica. Il post-processing 3D permette di analizzare la patologia in maniera più completa ed efficace grazie a una maggiore presenza di informazione riguardanti in particolare la morfologia e la distribuzione spaziale dell'aneurisma. Inoltre, la presenza di versioni sempre più performanti di algoritmo MAR rende questo tipo di misurazione compatibile con la presenza di devices metallici intra aortici quali stent o spirali metalliche.

La presenza di software sempre più performanti che grazie anche ad algoritmi di intelligenza artificiale aiutano il TSRM nell'identificare i contorni dell'aneurisma permettono una analisi estremamente precisa ed obiettiva dello stato dell'aneurisma prima e dopo la procedura senza risentire degli artefatti da spirali metalliche che vanno invece a mascherare qualche piccolo endoleak di tipo II. In futuro anche questo tipo di problema potrà essere superato con l'applicazione della doppia energia in TC e allo spectral imaging e al photon counting.

Importante è stato anche il contributo dato dalla CEUS nel monitoraggio dei pazienti sottoposti a EVAR. Il controllo ecografico permette infatti di valutare l'andamento del percorso clinico del paziente senza sottoporlo necessariamente a radiazioni ionizzanti, nonostante i risultati in termini di qualità diagnostica siano legati alla presenza di una adeguata finestra acustica e alle capacità dell'operatore.

5 CONCLUSIONI

L'endoleak di tipo II è uno dei maggiori problemi della tecnica EVAR, la sua presenza nel follow up costringe ad aumentare i controlli mediante imaging, i re interventi e può portare a fallimento del trattamento con necessità di conversione chirurgica. La embolizzazione preventiva della sacca aneurismatica dopo il rilascio della endoprotesi aortica ha lo scopo di ridurre questo tipo di complicanza. Nella nostra esperienza questa procedura applicata con tecnica standardizzata ha dimostrato di essere fattibile e di ridurre rispetto ai dati di letteratura il tasso di endoleak di tipo II e promuovere la riduzione delle dimensioni della sacca aneurismatica.

Fondamentale risultano in questi pazienti il follow-up TC ed ecografico. In questo senso, la misurazione volumetrica eseguita dal Tecnico di Radiologia rappresenta una tecnica innovativa che permette di ottenere più informazioni sulle dimensioni reali, la distribuzione spaziale e la morfologia dell'aneurisma consentendo una valutazione obiettiva dei risultati dell'EVAR.

Lo sviluppo di versioni sempre più avanzate di questo tipo di software porterà nel tempo a performance di ricostruzioni sempre più veloci e dettagliate con un ridotto margine di errore.

L'insieme di questi fattori permette, grazie alla misurazione tridimensionale, di sottoporre il paziente a un monitoraggio più efficiente fornendo un'immagine maggiormente specifica rispetto alla misurazione bidimensionale specie in presenza di artefatti legati alle spirali metalliche.

Il Tecnico di Radiologia deve essere sempre più coinvolto nell'utilizzo dei software di postprocessig vascolare al fine di affiancare il Medico Radiologo non solo in fase di acquisizione ma anche di elaborazione.

6 BIBLIOGRAFIA

- [1] Sanchez LA; Talent e LPS IDE Trial Investigators. Five-year outcomes of the Medtronic Talent AAA Stent-Graft Pivotal IDE trial. Abstract Presented at 2009 Society for Vascular Surgery Annual Meeting, Denver, Colorado; June 12,2009.
- [2] Svensson LG, Crawford ES, Hess KR et al. Experience with 1509 patients undergoing thoracoabdominal aortic operations. *J Vasc Surg* 1993.
- [3] Cambria RP, Clouse WD, Davison JK et al. Thoracoabdominal aneurysm repair: Results with 337 operations performed over a 15-year interval. *Ann Surg* 2002.
- [4] Shortell CK, Johansson M, Green RM et al. Optimal operative strategies in repair of juxtarenal abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* 2003.
- [5] Greenberg RK, Clair D, Srivastava S et al. Should patients with challenging anatomy be offered endovascular aneurysm repair? *J Vasc Surg* 2003.
- [6] Criado FJ. A percutaneous technique for preservation of arch branch patency during thoracic endovascular aortic repair (TEVAR): retrograde catheterization and stenting. *J Endovasc Ther* 2007.
- [7] Larzon T, Gruber G, Friberg O et al. Experiences of intentional carotid stenting in endovascular repair of aortic arch aneurysms—Two case reports. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2005.
- [8] Hiramoto JS, Schneider DB, Reilly LM et al. A double-barrel stent-graft for endovascular repair of the aortic arch. *J Endovasc Ther*, 2006.
- [9] Greenberg RK, Haulon S, O'Neill S et al. Primary endovascular repair of juxtarenal aneurysms with fenestrated endovascular grafting. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2004.
- [10] Verhoeven EL, Muhs BE, Zeebregts CJ et al. Fenestrated and branched stent-grafting after previous surgery provides a good alternative to open redo surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2007.
- [11] Beck AW, Bos WT, Vourliotakis G et al. Fenestrated and branched endograft repair of juxtarenal aneurysms after previous open aortic reconstruction. *J Vasc Surg* 2009.
- [12] Debatin JF, Spritzetr CE, Grist TM et al. Imaging of the renal arteries. Value of MR Angiography.
- [13] Masciocchi C, Di Cesare E. US-TC-RM: Nuove tecniche angiografiche. Idelson Gnocchi editori 2000.

- [14] Rubin GD, Shiau MC, Schmidt et al. Computed Tomographic Angiographic: Historical perspective an New State of the Art Using Multi Detector row Helical Computed Tomography. *J. of Computer Assisted Tomography* 1995.
- [15] Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and Hepatic Peak Enhancement at CT: Effect of contrast Medium Injection Rate- pharmacokinetic Analysis and Experimental Porcine Model. *Radiology* 1998.
- [16] Choe YH, Phyun LH, Han BK. Biphasic and Discontinuos injection of Contrast Material for thin- Section Helical CT Angiography of the whole Aorta and Iliac Arteries. *AJR* 2001.
- [17] Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA et al. Improved Uniformity of Aortic Enhancement with Customized Contrast Medium Injection Protocols at CT Angiography. *Radiology* 2000.
- [18] Van Hoe L, Baert AL, Gryspeerdt S et al. Supra and Juxtarenal Aneurysm of the Abdominal Aorta: Preoperative Assessment with Thin-Section Spiral CT. *Radiology* 1996.
- [19] Killingenbeck-Regen K, Schaller S, Flohr T et al. Subsecond multislice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 1999.
- [20] Rydberg J, Buckwater KA, Caldmejer KS et al. Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *RadioGraphics*, 2000.
- [21] Rydberg J, Kopeky KK, Lalka SG et al. Stent Grafting of Abdominal Aortic Aneurysms: Pre and Post operative Evalutation with Multislice Helical CT. *J Computer Assisted Tomography* 2001.
- [22] Van Hoe L, Marchal G, Baert AL et al. Determination of Scan Delay Time in Spiral CT-Angiography: Utility of a Test Bolus Injection. *J Computer Assisted Tomography* 1995.
- [23] Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD et al. Suggested standards for reporting an arterial aneurysms. *J Vasc Surg* 1991.
- [24] Mitchell RS, Miller DC, Dake MD et al. Thoracic aortic aneurysms repair with an endovascular stent graft: the “first generation”. *Ann Thorac Surg* 1999 Jun.
- [25] Coselli JS, MD Scott, LeMaire MD et al. Mortality and paraplegia after thoraco-abdominal aortic aneurysm repair: a risk factor analysis. *Ann Thorac Surg* 2000.
- [26] Acher CW, Wynn MH, Hoch JR et al. Cardiac function is a risk factor for paralysis in thoraco-abdominal aortic replacement. *J Vasc Surg* 1998 May.
- [27] Palmaz JC, Richter GM, Noeldge G. Intraluminal stents in atherosclerotic iliac artery stenosis: preliminary report of multicenter study. *Radiology* 1998. [28] Cuyperes P, Buth J, Harrys P et al. Realistic expectation for patients with stent-graft treatment of abdominal aortic aneurysms. Result of an European multicenter registry. *Eur J Vasc End Surg* 1999.

- [29] Simonetti G, Gandini G, Inglese L et al. Abdominal aortic aneurysms: guidelines for patients selection and follow-up management. *La Radiologia Medica* 2000.
- [30] Carpenter JP, Baum RA, Barker CF et al. Impact of exclusion criteria selection for endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg*, 2001.
- [31] Uflacker R, Robinson J. Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms: a review. *Eur Radiol* 2001.
- [32] Cuyperes P, Nevelsteen A, Buth J et al. Complication in endovascular repair abdominal aortic aneurysms: a risk factor analysis. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1999.
- [33] Carpenter P, Rimbau V, Raithel D et al. Challenging EVAR indication. Supplement to *Endovascular Today*; May-June 2003.
- [34] Maher MM, McNamara AM, MacEneaney PM et al. Abdominal aortic aneurysms: elective endovascular repair versus conventional surgery- evaluation with evidence based medicine techniques. *Radiology* 2003.
- [35] Brewster DC, Cronenwett JL, Hallett JM. Guidelines for treatment of Abdominal Aortic Aneurysms. *J Vasc Surg* 2003.
- [36] Pitton MB, Schweitzer H, Heiber S et al. MRI versus helical CT for endoleak detection after endovascular aneurysm repair 2005.
- [37] Van Der Laan MJ, Bakker CJ, Blankensteijn JD et al. Dynamic CE-MRA for endoleak classification after endovascular aneurysm repair. *Eur. J Vasc Endovasc Surg*, 2006.
- [38] Prokop M, Galanski M. Tomografia computerizzata spirale e multistrato. Masson 2006
- [39] M. F. Reiser, C. R. Becker, K. Nikolaou G. Multislice CT 3rd Revised. Edition Springer 2009
- [40] Hsieh J. Computed tomography, principles, design, artifacts and recent advances. Spie Bellingham 2003 p 2-16
- [41] M.A. Ciccone, L. Cesarini, P. D'Angelo. Multidetector computed tomography: a short technical overview. *Rassegna tecnica di Radiologia Medica* 42:42-45 2000
- [42] Bruening R, Kuettner A, T. Flohr. Protocols for multislice CT. Second edition 2006 Springer
- [43] J Rydberg, K.A. Buckwalter, S. Caldemeyer. Multisection CT: Scanning Techniques and Clinical Applications. *RadioGraphics* 2000; 20:1787-1806
- [44] A. Oto, E.P. Tamm, J. Szklaruk. Multidetector Row CT of the Liver. *Radiol Clin N Am* 2005 43:827-848

- [45] Meduri S, De petri T, Modesto A, Moretti C.A. Tomografia computerizzata multidetettore, principi tecnici ed applicazioni cliniche. *Radiol Med* 2002 103:143-157
- [46] A. Laghi. Multidetector CT 64 slice of the liver: examination techniques. *Eur Radiol* 2007 17:675-683
- [47] T. Flohr. Performance evaluation of 64 slice CT-system with z-flying focal spot. 2004 176:1803-1810
- [48] P. Rogalla, C. Kloelers, P.A. Hein. CT technology overview: 64 slice and beyond. *Radiol Clin N Am* 47 1-11 2009
- [49] J.M. Boone. Multidetector CT: opportunities, challenges, and concerns associated with scanners with 64 or more detector rows. *Radiology* 2006 241:334-337
- [50] Marcus H., Neil Strickman, Ali Mortasavi et al. Preliminary results of endovascular abdominal aortic aneurysm exclusion with the aneuRx stent-graft. *Journal of the American College of Cardiology*, 2001
- [51] Alexander W. Leber, Thorsten Johnson, Alexander Becker et al. Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease. *European Heart Journal*, 2007
- [52] Hatem Alkadhi, Hans Scheffel, Lotus Desbiolles et al. Dual-source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. *European Heart Journal*, 2008
- [53] Paul Schoenhagen Back to the future: coronary CT angiography using prospective ECG triggering. *European Heart Journal*, 2008
- [54] Felix J.V. Schlosser, John E. Aruny, Carter B. Freiburg et al. The chimney procedure is an emergently available endovascular solution for visceral aortic aneurysm rupture. *J Vasc Surg*, 2011
- [55] Fabian Bamberg, Alexander Dierks, Kostantin Nikolaou et al. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*, 2011
- [56] Young Han Lee, Kwan Kyu Park, Ho-Taek Song et al. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol*, 2012
- [57] Oliver Watzke, Willi A. Kalender. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images. *Eur Radiol*, 2004 [58] Alvin C. Silva, Holly J. Lawder, Amy Hara et al. Innovations in CT dose reduction strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm. *American Association of Physicists in Medicine*.

- [59] Daniel Cornfeld, Gary Israel, Ezra Detroy et al. Impact of Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: A qualitative and quantitative analysis. *AJR*:196, 2011
- [60] Jonathon Leipsic, Troy M. LaBounty, Brett Heilbron et al. Estimated radiation dose reduction using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in coronary CT angiography: The ERASIR study. *AJR*:195, 2010
- [61] Yoshiko Sagara, Amy K. Hara, William Pavlicek et al. Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and routine-dose CT with Filtered Back Projection in 53 patients. *AJR*:195, 2010
- [62] Alvin C. Silva, Holly J. Lawder, Amy Hara et al. Innovation in CT dose reduction strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction algorithm. *AJR*:194, 2010
- [63] Marcel van Straten, Michiel Schaap, Marcel L. Dijkshoorn. Automated bone removal in CT angiography: Comparison of methods based on single energy and dual energy scans. American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [64] Lifeng Yu, Jodie A. Christner, Shuai Leng et al. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality. American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [65] Mitchell M. Goodsitt, Emmanuel G. Christodoulou, Sandra C. Larson. Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner. American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [66] Clemens Maass, Esther Meyer, Marc Kachelriess. Exact dual energy material decomposition from inconsistent rays (MDIR). American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [67] A. N. Primak, J. C. Ramirez Giraldo, X. Liu L. Yu et al. Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration. American Association of Physicists in Medicine, 2009
- [68] Lifeng Yu, Andrew N. Primak, Xin Liu et al. Image quality optimization and evaluation of linearly mixed image in dual-source, dual-energy CT. American Association of Physicists in Medicine, 2009
- [69] Xin Liu, Lifeng Yu, Andrew N. Primak et al. Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: Three-material decomposition. American Association of Physicists in Medicine, 2009

- [70] Clemens Maass, Matthias Baer, Marc Kachelriess. Image-based dual energy CT using optimized precorrection functions: A practical new approach of material decomposition in image domain. American Association of Physicists in Medicine, 2009
- [71] Rezvan Ravanfar Haghighi, S. Chatterjee, Akondi Vyas. X-ray attenuation coefficient of mixtures: Inputs for dual-energy CT. American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [72] Da Zhang, Xinhua Li, Bob Liu. Objective characterization of GE Discovery CT750 HD scanner: Gemstone spectral imaging mode. American Association of Physicists in Medicine, 2011
- [73] Hersh Chandarana, Myrna C. B. Godoy, Ioannis Vlahos et al. Dual-source dual-energy multidetector CT after endovascular repair of aneurysm – Initial observations. *Radiology*: vol.249, number 2, 2008
- [74] Thorsten R. C. Johnson, Christian Fink, Stefan O. Schonberg et al. Dual energy CT in clinical practise. Ed. Springer – Verlag Berlin Heidelberg, 2011 [75] David J. Brenner, Ph. D., D. Sc. et al. Computed tomography – An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*, 2007
- [75] Carrafiello, G., Recaldini, C., Laganà, D. *et al.* Endoleak detection and classification after endovascular treatment of abdominal aortic aneurysm: value of CEUS over CTA. *Abdom Imaging* **33**, 357–362 (2008). <https://doi.org/10.1007/s00261-007-9268-3>
- [76] Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelriess M (2010, October 10). *Normalized Metal Artifact Reduction (NMAR) in Computed Tomography*. Medical physics. Retrieved September 12, 2022
- [77] Kitagawa, A. Mastracci, T. M. von Allmen, R. & Powell, J. T. (2013). The role of diameter versus volume as the best prognostic measurement of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 58(1), 258–265.
- [78] Piazza, M. Frigatti, P. Scrivere, P. Bonvini, S. Noventa, F. Ricotta, J. J. Grego, F. & Antonello, M. (2013). Role of aneurysm sac embolization during endovascular aneurysm repair in the prevention of type II endoleak-related complications. *Journal of Vascular Surgery*, 57(4), 934–941.
- [79] Mascoli C. G. Faggioli, E. Gallitto, R. Pini, C. Fenelli, L. Cercenelli, E. Marcelli, & M. Gargiulo, (2021). Tailored SAC embolization during EVAR for preventing persistent type II endoleak. *Annals of Vascular Surgery*, 76, 293–301.

