

INTRODUZIONE

Allo stato attuale RM dinamica e TC multifasica mediante l'analisi dell'enhancement consentono informazioni quali- quantitative della vascolarizzazione di piccoli tumori renali e quindi una più accurata caratterizzazione.

TIPOLOGIA DELLO STUDIO ED OBIETTIVI

Studio retrospettivo di piccole masse renali con diagnosi istologica, identificate con ecografia e/o con TC trifasica.

OBIETTIVO PRIMARIO:

Confrontare i risultati della RM dinamica e della TC trifasica nella valutazione quali-quantitativa dell'enhancement dei carcinomi renali di piccole dimensioni.

OBIETTIVO SECONDARIO:

Valutare la possibilità dell'analisi quali- quantitativa dell'enhancement con RM dinamica e TC trifasica nella diagnosi differenziale dei tumori renali.

La ricerca comprende tre fasi di studio:

I FASE

Identificazione di pazienti con tumori renali dal sistema RIS/PACS o dai registri di anatomia patologica

Criteri di inclusione

Pazienti con età superiore a 18 anni, con piccoli tumori renali con diagnosi istologica dopo tumorectomia o nefrectomia sottoposti a RM dinamica e TC trifasica

TC: Tecnica:

Le immagini TC sono state ottenute utilizzando un'apparecchiatura TC multislice (TCMS) 64 slice/rotazione (Philips Brilliance health-care) e 16 slice/rotazione (light speed General Electric)

Successivamente ad un esame TC diretto dell'addome superiore a bassa dose, il successivo studio con mdc per vena prevede tre fasi di acquisizione: la fase corticomidollare (FCM), la fase nefrografica (FN) e la fase urografica tardiva (FT), con delay time rispettivamente di 45 secondi, 80 secondi e 5 minuti.

Il mdc organo iodato alla concentrazione di 370 mg/ml (Iopamiro 370, Bracco, Milan, Italy), è stato iniettato a bolo per vena ad una quantità di 120-140 ml (mdc), alla velocità di flusso di 4 ml/sec, attraverso una vena antidecubitale con ago cannula da 18 o 20 Gauge (G), utilizzando un iniettore automatico (Envision CT; Medrad, Italy).

I parametri tecnici utilizzati sono stati i seguenti: collimazione 2,5 mm; movimento del tavolo 18,75 mm; intervallo di ricostruzione 1.25 mm; 120 kVp e 200-250 mA.

RM: Tecnica:

Gli esami RM sono stati effettuati con magneti superconduttivi da 1.5 Tesla e 3 Tesla. Il protocollo di studio ha previsto: sequenze TSE T1 e dual, TSE T2, e T1 FAT-SAT BH pre-e post Gadolinio-DTPA, GE T1 FAT-SAT dinamiche a 30 70 e 5 min dopo iniezione endovenosa a bolo di Gadolinio-DTPA.

Il mdc è stato iniettato con tecnica a bolo manuale alla velocità di 1.5ml/s alla dose di 0,2 mmol/kg.

Preparazione del paziente

Prima dell'esame occorre togliere eventuali:

- Lenti a contatto, apparecchi per udito, protesi dentarie mobili, cinti sanitari, busti, parrucche;
- Fermagli per capelli, mollette, occhiali, gioielli, orecchini, piercing, orologi, carte di credito e ogni scheda magnetica, monete, chiavi, e ogni oggetto metallico in genere;
- Indumenti dotato di ganci, automatici, bottoni metallici, cerniere lampo, ferretti, punti metallici (come quelli applicati in tintoria);
- Cosmetici dal volto;
- Se possibile, tatuaggi contenenti pigmenti metallici (possono provocare irritazione della pelle)

Caratteristiche tecniche del tomografo

I pazienti verranno studiati mediante tomografo RM Achieva (serie X) della Ditta Philips con magneti superconduttivi, autoschermati raffreddati ad elio. Il campo di induzione magnetica nominale di 3.0 T. Il tomografo è caratterizzato da una intensità massima dei gradienti di 80 mT/m e da una *slow-rate* massimo di 200 mT/m/ms.

L'installazione e l'uso del tomografo Philips Achieva è stato autorizzato dal Ministero della Salute – Dipartimento della Innovazione il 30 luglio 2010.

Per lo studio saranno utilizzate le seguenti bobine:

- bobina body in quadratura per ricezione e trasmissione integrata nel tomografo.
- bobina *body phase array* a 16 canali indipendenti conformata per esami del torace, dell'addome e delle pelvi, SENSE XL Torso-16 disponibile nella dotazione del tomografo;
- bobina per *imaging* parallelo a 7 canali conformata per indagini bilaterali della mammella;

Saranno usate le sequenze di impulsi di acquisizione:

- sequenze di impulsi *standard* (Bernstein, 2004): *spin eco*, *fast spin eco*, *gradient eco*, tecniche a singolo *shot*, *steady state free precession*, tecniche di *inversion*

- recovery*, immagini eco planari, tecniche di *imaging* parallelo (Sodickson, 2001).
- diffusione *total body* per la detezione delle lesioni tumorali, attraverso la produzione di immagini pesate in diffusione con soppressione del rumore di fondo, senza infusione di mezzo di contrasto (Takahara, 2004; Mürtz, 2007; Kwee 2008). Sarà usata la sequenza DWIBS (Diffusion Weighted Whole Body Imaging with Background Body Signal Suppression; Takahara, 2004), disponibile sul tomografo.

Sequenze RM

WB-MRI DWIBS - Dopo una sequenza di centratura, successivamente a sequenze T1 e T2-pesate, verrà acquisita una sequenza WB-MRI, coprendo tutti i distretti anatomici dalla testa caudalmente per 140 cm circa, replicando la copertura anatomica dell'esame TC-PET. Verranno utilizzati volumi di 15 cm in DWI a respiro libero con tecnica EPI single-shot con imaging parallelo e DWIBS mediante con copertura whole body in assiale con riformattazione MPR coronale e/o sagittale.

Sequenze DWI distrettuali - Dopo una sequenza di centratura, verrà acquisita una sequenza DWI assiale e/o coronale coprendo il distretto anatomico di interesse. Sequenze in DWI a respiro libero e in BH, previe sequenze assiali TSE T1 o T1 dual e TSE T2 HR, contrast-enhanced e spettroscopia, è acquisita nel piano assiale e/o coronal utilizzando una tecnica EPI single-shot con imaging parallelo e tecnica della soppressione del grasso, e riformattazione MPR delle immagini assiali coronale e/o sagittale e valori del gradiente di diffusione crescenti .

Sequenze dinamiche contrast-enhanced - Dopo una sequenza di centratura, previe sequenze assiali TSE T1 o T1 dual e TSE T2 HR, verranno acquisite sequenze mirata al distretto anatomico di interesse mediante acquisizione volumetrica dinamica 3D a soppressione del grasso prima e dopo somministrazione di MdC paramagnetico per vena (acquisizione multifasica).

II FASE

Determinazione del campione
Analisi statistica dei dati

III FASE

Risultati

STUDI DINAMICI FUNZIONALI CON RM

Gli studi funzionali con RM vengono effettuati con Gadolinio-DTPA un mezzo di contrasto paramagnetico sostanzialmente simile al 99mTc -DTPA utilizzato in medicina nucleare. Il Gd-DTPA somministrato in vena si distribuisce rapidamente nel sistema intravascolare, diffonde nel compartimento extracellulare e viene eliminato in forma imm modificata per via renale per escrezione glomerulare. Perciò, il Gd-DTPA è un mdc adatto per misurare la funzione renale. Approssimativamente il 20% del mdc è eliminato dal flusso arterioso renale in un singolo passaggio attraverso i reni. Tuttavia, l'interpretazione dell'intensità del segnale è complicata dal concorrere degli effetti dell'accorciamento del T1 e T2 dal Gd-DTPA. A basse concentrazioni riduce notevolmente il T1 dei nuclei di idrogeno dei tessuti nei quali diffonde, producendo così un aumento dell'intensità del segnale. A concentrazioni elevate predomina l'accorciamento del T2 determinando un segnale basso. A concentrazioni ancora più elevate gli effetti di suscettività magnetica contribuiscono ad un'ulteriore riduzione dell'intensità del segnale nel tessuto in cui diffonde che in quelli circostanti.

Per ovviare a queste problematiche, è possibile o usare concentrazioni basse o molto elevate di mdc paramagnetico (MURAKAMI 1994) oppure implementare sequenze specifiche che consentono una riduzione o un aumento dell'intensità del segnale sul RANGE EXPECTED della concentrazione del contrasto nei reni.

Diversi studi riportano un pattern di enhancement riproducibile nei reni dopo somministrazione ev di mdc paramagnetico (9-16 di EUR RAD). Il primo passaggio del mdc determina il normale l'aspetto anatomico e morfologico dei reni delineando una fase vascolare, tubulare e duttale. Da studi funzionali con Tc-DTPA è risaputo che il tempo di transito attraverso i reni è approssimativamente di 3-6min (Shulthess).

Nello studio dinamico dei pazienti con malattie dell'escrezione, vengono utilizzate sequenze GRE pesate con pesature T1 e T2 (GRASS, FFE, FLASH senza spoiling gradienti) mediante ripetizioni rapide di 16-32 scansioni nella medesima posizione con $\text{TR}=20\text{-}30\text{ms}$, $\text{TE}=8\text{-}16\text{ms}$, flip angle (FA) = $45\text{-}70^\circ$ e matrice ridotta che consente una riduzione del tempo di acquisizione da 4-6 slice seguita da trattenimento del respiro di 4.5s che risulta in una risoluzione temporale di 8-10 s (17-18 Europ Radiol). Mediante queste sequenze successivamente alla somministrazione ev di $0,1\text{mmol/kg}$ di Gd-DTPA si osserva un aumento del segnale della corteccia renale (per accorciamento del T1) già dopo 10-20s dal bolo. L'enhancement massimo si ottiene approssimativamente dopo 20-50 s dopo i primi segni di perfusione e successivamente si ha una caduta del SI (dovuti alla filtrazione glomerulare e alla diluizione negli spazi extravascolari). Le modificazioni del segnale sono differenti nella midollare e riflettono il riassorbimento dell'acqua nei tubuli e nei dotti collettori. Il segnale della midollare aumenta 10-20 s successivamente all'enhancement della corticale raggiungendo il massimo dopo 20-30 s con valori simili a quello della corticale.

Tali aspetti riflettono l'anatomia normale dei reni.

Nelle sequenze GRE (FFE, FISP, GRASS) 30-40 s dopo i segni della perfusione corticale, il segnale della midollare inizia a decrescere fino a raggiungere un segnale simile a quello delle immagini precontrasto (reversibilità del contrasto per il predominante effetto dell'accorciamento del T2). Solo quando il mdc passa nei calici e si diluisce con il filtrato glomerulare il segnale nella midollare si riduce in modo simile a quello della corticale.

Sequenze ultrafast EPI dimostrano tali aspetti caratteristici dimostrando variazioni del segnale in funzione del tempo. Utilizzando sequenze SE EPI T2-pesate, in cui gli effetti

del T1 sono di marginale importanza, è possibile riconoscere il transito del gadolinio come una banda scura che migra in modo centripeto dalla corticale verso i renali. QUesto pattern si osserva anche nelle sequenze GRE T2-pesate (EUrpo Radiol 10,13, 17-21).

La valutazione quantitativa dello studio RM dinamico si effettua mediante il posizionamento di ROI sulla corticla e midollare renale ottenendo curve dell'intensità del segnale in funziona del tempo. Su queste curve possono essere misurati/calcolati diversi parametri ciascuno specifico di determinate fasi: tempo che intercorre tra i diversi punti (IS minima), punti di incrocio dell'intensita vs curve di tempo della corticale e della midolalre, media della caduta del segnale nella corticale, e intervalli di tempo tra questi diversi punti.

La RM dinamica consente non solo una valutazione funzionale ma anche una ottimale delineazione della giunzione cortico-midollare sia in fase perfuzionale precoce (10-20s successivamente alla somministrazione di gadolinio) che in fase escrettrice precoce (50-90 s dopo l'iniezione) Europ Rad 17-18).

1) Colangiografia-3D con TC spirale: ottimizzazione della tecnica e applicazioni cliniche nella patologia ostruttiva biliare maligna

Introduzione

Nei pazienti itterici la diagnosi d'ostruzione meccanica è essenziale e richiede un trattamento invasivo (chirurgico o perendoscopico).

Il rilievo con ecotomografia (US) o Tomografia Computerizzata (TC) di una dilatazione dei dotti biliari, richiede una precisa valutazione, di solito invasiva, mediante colangiografia retrograda endoscopica (ERCP) o colangiografia percutanea transepatica (PTC) al fine di ottenere informazioni anatomiche dettagliate sui dotti biliari e per un preciso bilancio della causa ostruente.

Nonostante i progressi della Col angiografia con Risonanza Magnetica (CPRM) nello studio del sistema biliare mediante sequenze 3D T2-pesate ad alta risoluzione e il contemporaneo impiego di mdc ad escrezione biliare (come il Mn-DPDP) e di sequenze 3D T1-pesate, la TC è attualmente la modalità d'imaging di prima istanza nello studio del sistema biliare poichè consente una varietà di informazioni essenziali per il chirurgo. Infatti, immagini colangiografiche 3D di elevata qualità diagnostica con TC spirale, possono evitare il ricorso a esami diagnostici invasivi e di conseguenza ridurre la morbilità con significativo abbattimento dei costi.

Attualmente in letteratura sono riportati pochi lavori inerenti all'impiego della colangio-TC 3D con minimum intensità projection (minIP) e con volume rendering (VR) nello studio del sistema biliare (1).

Scopo della ricerca

Nei pazienti con patologia ostruttiva biliare:

- a) sviluppare una tecnica 3D con TC spirale con mdc ev che consenta una valutazione dettagliata dei dotti biliari dilatati;
- b) valutare la possibilità di determinare causa e livello di ostruzione;
- c) definire il ruolo della tecnica vs ERCP e/o PTC e CPRM.

Criteri di inclusione dei pazienti

Pazienti con sospetta patologia neoplastica ostruttiva biliare intra- o extraepatica associata a dilatazione distrettuale o diffusa dei dotti biliari intraepatici:

- a) Colangiocarcinoma;
- b) HCC a localizzazione ilo-periilare;
- c) Carcinoma e/o neoplasie cefalo-pancreatiche;
- d) Ampulloma.

Metodologia di studio.

Il protocollo di studio prevede acquisizioni volumetriche in fase arteriosa e venosa portale con TC spirale.

I dati da utilizzare per le ricostruzioni 3D minIP (minimum intensity projection) e VR (volume rendering) sono quelli della fase venosa portale grazie al miglior dettaglio anatomico. Per l'editing si includono il fegato e i dotti biliari extraepatici.

Parametri:

- collimazione =3-mm; pitch =1-2:1; index=1);
- mdc organo-iodato (2 ml/kg di mdc iniettato a 3 ml/sec);
- delay 25-30 per la fase arteriosa e 65 per la fase venosa portale.

Analisi dei dati

Le ricostruzioni 3D, valutano i risultati in termini di qualità delle immagini, dilatazione dei dotti biliari intraepatici, il livello e la causa dell'ostruzione; questi dati vanno confrontati con i risultati della PTC e/o della CPRM.

Conclusioni

La colangio-TC 3D spirale con minIP e VR avendo la possibilità di determinare il livello e la causa di ostruzione nei pazienti con patologia biliare ostruttiva, potrebbe diventare competitiva con la CPRM per la sua elevata risoluzione spaziale e di contrasto e per le informazioni sul dotto ostruito e la massa adiacente.

Bibliografia

- 1) Park SJ, Han JK, Kim TK, Choi BI. Three-dimensional spiral CT cholangiography with minimum intensity projection in patients with suspected obstructive biliary disease: comparison with percutaneous transhepatic cholangiography. Abdominal Imaging 2001 ; May-June ; 26 (3) : 281-6).

2) Protocollo di studio e valore delle sequenze dinamiche nella caratterizzazione di incidentalomi surrenalici

Introduzione

Nei pazienti oncologici il rilievo occasionale di una lesione espansiva surrenalica mediante ecotomografia (US) e/o Tomografia Computerizzata (TC), impone la diagnosi differenziale tra adenoma e lesione maligna poichè prognosi e terapia sono radicalmente differenti.

La Risonanza Magnetica (RM) con sequenze a soppressione del grasso (in particolare di quello citoplasmatico) GRE con tempi di eco in opposizione di fase, confrontate con sequenze che non sopprimono il grasso (GRE con TE in fase), rilevano la perdita del segnale degli adenomi (che contengono abbondante quantità di lipidi) e ne consentono la diagnosi. Tuttavia, adenomi con limitata quota lipidica (10% al 40% di tutti gli adenomi) non possono essere caratterizzati con le sequenze GRE in o

pposizione di fase poiché il segnale è sovrapponibile a quello delle metastasi. Inoltre, piccole quote di lipidi possono essere contenute in alcune metastasi e nel carcinoma.

Scopo della ricerca

Lo scopo della ricerca è duplice:

- definire un protocollo di studio per lesioni surrenaliche occasionali in pazienti oncologici;
- valutare il valore delle sequenze dinamiche GRE T1 con soppressione del grasso pre- e post somministrazione ev di mdc paramagnetico nella caratterizzazione di adenomi a scarsa componente lipidica, sulla base dell'ipotesi che: a) rispetto all'adenoma, carcinoma e metastasi presentano differenti patterns di enhancement correlati all'alterata permeabilità capillare che determina un aumento della diffusione del mdc nello spazio interstiziale che quindi permane più a lungo nello spazio extravascolare; b) il comportamento dell'enhancement degli adenomi a ricca componente lipidica è sovrapponibile a quello degli adenomi a scarsa componente lipidica.

Pazienti

I risultati delle sequenze dinamiche GRE T1 a soppressione del grasso pre- e post somministrazione ev di mdc paramagnetico e cioè la correlazione delle curve dell'enhancement in funzione del tempo va effettuato su:

- a) pazienti con surreni normali;
- b) pazienti con adenomi con ricca componente lipidica (caratterizzabili nelle sequenze GRE in fase ed in opposizione di fase);
- c) pazienti con adenomi a scarsa componente lipidica (se la diagnosi non è ottenuta su dati istopatologici dopo asportazione chirurgica, questa è ipotizzabile sulla base dell'andamento delle curve di enhancement sovrapponibili a quelle dei pazienti normali e dei pazienti con adenomi a ricca componente lipidica).

Protocollo di studio

Il protocollo di studio prevede acquisizioni assiali SE T1 e T2-pesate con spessore $\leq 5\text{mm}$ e 2mm di gap. Matrice = 256x256 con 2 acquisizioni, FOV 250x350.

Identificata la lesione, si effettuano:

- a) sequenze GRE T1 in fase ed in opposizione di fase;
- b) sequenze dinamiche GRE T1 a soppressione del grasso e sequenze SE T1-pesate tardive.

Le sequenze dinamiche con iniezione endovenosa di mdc paramagnetico sono effettuate ogni 30 sec fino a 210 secondi e, in fase tardiva, a 8-12 minuti dalla somministrazione del mdc alla dose di 0,1mmol/kg.

Analisi dei dati

Le sequenze dinamiche consentono:

Studio qualitativo: valutazione del segnale della lesione dopo somministrazione endovenosa a bolo di mdc paramagnetico.

Studio quantitativo: valutazione di curve di intensità di segnale (IS) in funzione del tempo ottenute mediante il posizionamento di ROI sulla lesione e su un muscolo paraspinale.

Per ciascuna lesione si calcola la percentuale dell'enhancement (E%) dell'intensità del segnale (ogni 30 sec) dopo mdc paramagnetico rispetto al valore precontrasto utilizzando la formula: $(E\%) = (IS_{post} - IS_{pre}) / IS_{pre} \times 100$, dove IS sta per l'intensità del segnale, pre- e post-contrasto rispettivamente.

I risultati delle sequenze dinamiche GRE T1 a soppressione del grasso pre- e post somministrazione ev di mdc paramagnetico si ottengono mediante la correlazione delle curve dell'enhancement in funzione del tempo nei tre gruppi di pazienti selezionati.

Conclusioni

Il razionale impiego della RM nella valutazione di una formazione espansiva surrenalica, con caratteristiche di segnale non attribuibili ad un adenoma, può prevedere un protocollo che utilizza sequenze dinamiche successivamente a sequenze TSE T1, TSE T2 e GRE T1 in fase ed in opposizione di fase. Le sequenze dinamiche mediante il rilievo della vascolarizzazione e dell'andamento dell'enhancement nel tempo, possono caratterizzare adenomi a scarsa componente lipidica (per i quali è ipotizzabile un enhancement simile a quello degli adenomi a ricca componente lipidica).

Bibliografia

1. Bilbey JH, McLoughlin RF, Kurkjian PS, et al. MR imaging of adrenal masses: value of chemical-shift imaging for distinguishing adenomas from other tumors. *AJR* 1995; 164:637-642.
2. **Korobkin M, Giordano TJ, Brodeur FJ, et al. Adrenal adenomas: the relationship between histologic lipid and CT and MR findings. *Radiology* 1996; 200:743-747.**
3. **Korobkin M, Lombardi TJ, Aisen AM, et al. Characterization of adrenal masses with chemical shift and gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* 1995; 197:411-418.**
4. Krestin GP, Steinbrich W, Friedmann G. Adrenal masses: evaluation with fast gradient-echo MR imaging and Gd-DTPA-dynamic studies. *Radiology* 1989; 171:675-680.
5. Lee MJ, Hahn PF, Papanicolaou N, et al. Benign and malignant adrenal masses: CT distinction with attenuation coefficients, size, and observer analysis. *Radiology* 1991; 179:415-418.

6. Lee FT Jr, Thornbury JR, Grist TM, Kelez F. MR imaging of adrenal lymphoma abdom imaging 1993; 18:95-96.
7. Mayo-Smith WW, Lee MJ, McNicholas MMJ, Hahn PF, Boland GW, Saini S. Characterization of adrenal masses (<5 cm) by use of chemical shift MR imaging: observer performance versus quantitative measures. AJR 1995; 165:91-95.
8. McNicholas MMJ, Lee MJ, Mayo-Smith WW, Hahn PF, Boland GW, Mueller PR. An imaging algorithm for the differential diagnosis of adrenal adenomas and metastases. AJR 1995; 165: 1453-1459.
9. Mitchell DG, Crove UM, Matteucci T, Petersen RO, Miettinen MM. Benign adrenocortical masses: diagnosis with chemical shift MR imaging. Radiology 1992; 185:345-351.
10. Tsushima Y, Ishizaka H, Matsumoto M. Adrenal masses: differentiation with chemical shift, fast low-angle shot MR imaging. Radiology 1993; 186:705-709.
11. Schlund JF, Kenney PJ, Brown ED et al. Adrenocortical Carcinoma: MR imaging appearance with current techniques. JMRI 1995; 5:171-174.
12. Szolar DH, Kammerhuber FH. Adrenal adenomas and nonadenomas: assessment of washout at delayed contrast-enhanced CT. Radiology 1998; 207:369-375.

3) Anatomia vascolare arteriosa del pancreas: Angio-TC Multislice

Introduzione

L'avvento della TC ha in pratica segnato la scomparsa dell'angiografia nella diagnosi e nello staging del carcinoma pancreatico. La TC a strato sottile, infatti, è risultata essere superiore all'angiografia nella dimostrazione dell'invasione vascolare e nell'analisi di piccole vene pancreatiche.

La TC Multislice in fase arteriosa mediante una mappa vascolare delle arterie pancreatiche e peripancreatiche di piccolo calibro può ulteriormente migliorare l'accuratezza della TC in tale ambito diagnostico.

Scopo della ricerca

- a) delineare l'anatomia vascolare arteriosa del pancreas fino ai rami di piccolo calibro (mapping vascolare);
- b) migliorare l'accuratezza della TC nello staging del carcinoma del pancreas.

Pazienti

Lo studio include pazienti senza patologia pancreaticata sottoposti a esame TC per altra patologia (caratterizzazione di lesioni focali epatiche etc.).

Metodologia di studio.

I dati si valutano sulle immagini assiali a strato sottile ottenute in fase arteriosa e nelle ricostruzioni MIP (maximum intensity projection) al fine di ottenere ricostruzioni angiografiche di elevata qualità diagnostica.

Parametri:

- a) mdc organo-iodato: 2 ml/kg di mdc iniettato a 4 ml/sec. Poiché il grado di enhancement vascolare è in relazione alla quantità e velocità di flusso del mdc, potrebbe essere utilizzato una maggiore quantità di mdc iniettato a 8-10 ml/sec utilizzando entrambe le vene del braccio in pazienti senza alterazioni cardio-circolatorie (*).
- b) delay 20-25sec per la fase arteriosa; 60 sec per la fase venosa portale.

Analisi dei dati

Gli esami TC vanno valutati nella fase di acquisizione arteriosa relativamente alla visualizzazione di:

- a) arterie di grosso calibro (tripode, arteria epatica, splenica e gastroduodenale);
- b) arterie di piccolo calibro (pancreatica dorsale, ramo destro della pancreatica dorsale, pancreatica magna, pancreatica caudale pancreatica traversa, arcata posteriore e anteriore, e pancreaticoduodenale inferiore).

Per la valutazione delle arterie in fase arteriosa si fa riferimento alla classificazione di Michels (2). Si considerano positivamente identificate le arterie con origine e decorso che può essere seguito dal radiologo o se l'anatomia vascolare è in accordo con la descrizione e la classificazione di Michels (2).

Conclusioni

L'angio-TC dei vasi pancreatici e peripancreatici con TC multislice, per l'elevata qualità delle immagini e per i costi più contenuti, attualmente sostituisce l'angiografia e migliorare ulteriormente l'accuratezza della TC nella stadiazione del carcinoma del pancreas.

Bibliografia

1. McNulty NJ, Francis IR, Platt JF, Cohan RH, Korobkin M, Gebremariam A. Multi-detector row helical CT of the pancreas: effect of contrast-enhanced multiphasic imaging on enhancement of the pancreas, peripancreatic vasculature, and pancreatic adenocarcinoma. *Radiology* 2001; 220: 97-102.
2. Michels N. Blood supply and anatomy of the upper abdominal organs. Philadelphia, Pa: Lippincott, 1955.

(*) PORTATA DI UN LIQUIDO IN UN TUBO

La fig. 1 rappresenta un tubo aperto di sezione A dal quale esce un liquido con velocità v. La quantità di liquido scaricata nel tempo t è quella contenuta nel cilindro di area A ed altezza vt, a partire dall'estremo del tubo. Ne consegue che in un intervallo di tempo t viene scaricato un volume di liquido Avt.

La portata è quindi definita dall'equazione

$$Q = Avt/t = Av.$$

Quando un liquido incompressibile riempie completamente il tubo, in qualsiasi istante lo stesso volume di liquido scaricato ad un estremo deve attraversare una qualsiasi sezione di tubo. In caso contrario il volume del liquido compreso nella sezione considerata aumenterebbe o diminuirebbe. Perciò se A1 e v1 sono l'area e la velocità in qualsiasi altro punto del tubo la portata Q risulta essere:

$$Q = Av = A_1v_1 = K \text{ (costante)}$$

Questa è nota come equazione di continuità, ne deriva che la velocità è massima dove la sezione del tubo è minima.

Ora consideriamo la modalità di iniezione in TAC SPIRALE.

Se l'iniettore è impostato per una velocità di flusso di 10ml/sec paria 100ml in 10sec, posto che la velocità iniziale di iniezione è un valore impostato prestabilito, se il tubo viene diviso in due tubi, ovviamente di sezione pari a quella del tubo iniziale, onde mantenere la stessa portata complessiva, la portata in ciascun tubo sarà legata alla riduzione della velocità di iniezione in ciascun ramo quindi si avrà come risultato l'immissione di 50 ml in 10 sec per braccio, e quindi sarà:

$$Q = Av - A_1v_1 = \text{costante},$$

riscriviamo l'equazione come

$$Q = Av = (A'v_1) + (A''v_1) = \text{costante}$$

Da cui ne deriva che per mantenere valida la legge della portata raddoppiando la sezione complessiva dei tubi la velocità deve essere dimezzata.