

BIOIMMAGINI

Aspetti clinici

Bruno Beomonte Zobel

Introduzione

La storia delle immagini biomediche, iniziata poco più di cento anni fa con la scoperta dei raggi X da parte di W. C. Roentgen, è stata oggetto negli ultimi venti anni di una notevole spinta innovativa con lo sviluppo dell' Angiografia Digitale, della Tomografia Assiale Computerizzata, dell'Ecografia, della Risonanza Magnetica Nucleare e in ultimo della Radiologia Digitale. Attraverso le bioimmagini il medico estende la funzionalità dei propri organi di senso potendo esplorare l'anatomia e la funzione degli organi interni, alla ricerca degli iniziali segni di malattia. Per alcune metodiche la produzione delle immagini si realizza mediante la interazione di radiazioni elettromagnetiche o ionizzanti con le strutture del corpo umano da sottoporre ad indagine (Radiologia, Medicina Nucleare, TAC), per altre l'interazione avviene attraverso onde acustiche (Ecografia) oppure onde radio e campi magnetici (Risonanza Magnetica).

Interpretazione delle bioimmagini

L'interpretazione delle immagini biomediche, demandata all'occhio esperto di Radiologi e Medici Nucleari, dipende spesso dalla visibilità di importanti dettagli contenuti nell'immagine. Questi ultimi a loro volta sono soggetti a limiti sia oggettivi che soggettivi. Tra i primi ricordiamo soprattutto la percezione di un determinato reperto, che varia considerevolmente in rapporto all'esperienza del radiologo, alle condizioni tecniche di registrazione dell'immagine e a quelle ambientali di illuminazione, e il rendimento dell'osservatore, che risulta tutt'altro che costante ed estremamente sensibile al variare delle condizioni di osservazione. Tra i parametri oggettivi che intervengono nel limitare la visibilità citiamo soprattutto la risoluzione spaziale, cioè la capacità di una metodica di registrare come separate due strutture situate a breve distanza l'una dall'altra e la risoluzione di contrasto, che è rappresentata dalla possibilità di visualizzare, con diversi livelli di grigio nell'immagine in bianco e nero, due strutture caratterizzate da valori simili di interazione con le radiazioni elettromagnetiche, ionizzanti o con gli ultrasuoni.

Tra i limiti oggettivi dobbiamo includere anche il nostro organo della vista. Infatti, l'occhio umano, a differenza di quanto si possa pensare, non costituisce un sistema di visione perfetto, quindi il suo "modo di vedere" le cose può, in alcuni casi non consentire l'identificazione di particolari importanti nell'interno di una immagine. Per esempio la relazione tra l'intensità di luce che colpisce la retina e la luminosità percepita a livello cerebrale non è una funzione lineare. Ciò significa che se si modifica di una certa entità la luminosità di un particolare dell'immagine, non si percepirà una uguale modificazione di luminosità. Più esplicitamente, piccoli cambiamenti di luminosità nelle parti chiare di una immagine tendono ad essere meglio percepiti rispetto a identici cambiamenti nelle parti scure. Da tutto ciò ne deriva che il semplice aumento di luminosità in una regione scura di una immagine, consente di rendere percettibili particolari prima non visibili.

Un altro aspetto importante è prodotto dalla interazione tra i fotorecettori retinici. Tale interazione produce un particolare effetto per cui la luminosità che viene percepita per una determinata regione di una immagine dipende dall'intensità di luce delle aree circostanti. Cioè se poniamo un quadratino grigio nell'interno di un campo nero e quello stesso quadratino lo poniamo nell'interno di un campo bianco esso apparirà più chiaro nell'interno del campo bianco.

L'ultimo fattore da tenere in considerazione è la limitata risposta in frequenza del nostro sistema visivo. L'occhio non è in grado di identificare i più fini dettagli presenti in una immagine indipendentemente dalle frequenze utilizzate; in altri termini il suo potere risolutivo, raggiunge valori elevati solo a frequenze elevate si riduce in condizioni di bassa frequenza.

Elaborazione delle immagini

Fattori sia oggettivi che soggettivi condizionano pesantemente la corretta interpretazione delle immagini biomediche e ne riducono di conseguenza l'accuratezza diagnostica. Per anni Radiologi, Medici Nucleari, Fisici e Ingegneri biomedici hanno analizzato tutti questi fattori cercando di intervenire su di essi ai fini di un miglioramento delle "prestazioni" cliniche offerte dalle bioimmagini. Da qualche anno, grazie all'utilizzo sempre più marcato della tecnologia informatica e alla progressiva introduzione delle immagini digitali, un altro gruppo di professionisti si è associato alla attività di ricerca in questo settore dando origine ad una nuova area, l'eidomatica, che si preannuncia ricca di potenzialità e di sviluppi futuri.

L'eidomatica, contrazione di eidos (immagine) e informatica, mette a disposizione del radiologo importanti operatori di analisi, per rendere più oggettive le sue valutazioni, e potenti strumenti di elaborazione, per cercare di migliorare la visibilità di alcuni dettagli importanti ai fini diagnostici. Ma per poter operare, utilizzando hardware dalle elevate velocità di calcolo e software estremamente sofisticato, l'eidomatica ha bisogno di immagini di tipo digitale cioè di immagini in formato gestibile da un computer.

Immagini analogiche e immagini digitali

La parola digitale deriva dal vocabolo inglese "digit" che vuol dire cifra, numero, perciò "immagine digitale" significa letteralmente immagine "numerica". Se prendiamo in considerazione le immagini radiografiche, dette anche immagini analogiche, sappiamo che esse sono formate da un insieme di granuli di sali di argento che, ossidati dall'esposizione alle radiazioni X, precipitano durante il trattamento e assumono colore nero. Questi granuli, distribuendosi in maggiore o minore concentrazione sul supporto trasparente della pellicola, determinano nei diversi punti le differenti tonalità di grigio caratteristiche di questo tipo di immagine.

L'immagine digitale, invece, non è formata da granuli di sali di argento ma da tanti, piccolissimi quadratini, denominati "pixels" (da "picture elements" = elementi dell'immagine). Ciascun quadratino presenta nel suo interno un'unica tonalità di grigio, tale tonalità varia per i diversi pixels a seconda dei punti dell'immagine. Tutti i pixels uniti assieme formano una matrice bidimensionale o tridimensionale che da' origine all'immagine finale. Ad ogni pixel viene assegnato un numero, il cui valore assoluto corrisponde ad una determinata tonalità nella scala dei grigi. Maggiore sarà il valore di questo numero, più il pixel tenderà al bianco su di un monitor televisivo e viceversa, per valori numerici che si avvicineranno allo zero, la tonalità acquisita dal pixel tenderà al nero. Per le immagini a colori il tipo di discorso è simile, anche se in questo caso i diversi pixels assumeranno una differente gradazione dei tre colori principali: rosso, verde e blu. Queste gradazioni, sommandosi tra loro, produrranno una differente tonalità di colore finale per ogni pixel. L'insieme bidimensionale o tridimensionale di tutti i pixels formerà l'immagine digitale a colori.

Caratteristiche delle immagini digitali

L'immagine digitale, quindi, altro non è che una matrice di numeri e, come tale, rispetto ad una immagine radiografica, che viene chiamata anche immagine analogica, presenta l'enorme vantaggio di poter essere utilizzata da un calcolatore elettronico che può visualizzarla su di un monitor, memorizzarla nel suo archivio elettronico, inviarla a distanza ad un altro calcolatore, utilizzando un semplice collegamento telefonico, condividerla con altri computer per attività di telediagnosi o di teleconsulto.

A differenza delle immagini analogiche, che possono essere esaminate solo sul supporto e nel formato in cui vengono prodotte, le immagini digitali esistono in forma elettronica e pertanto possono essere visualizzate in qualunque formato e su qualunque tipo di supporto: monitor del

computer, pellicola o carta.

Oltre a questi innegabili vantaggi, esistono molte altre motivazioni che fanno preferire l'uso di immagini digitali rispetto a quelle di tipo tradizionale od analogico. Tali vantaggi hanno determinato negli ultimi anni lo sviluppo e la diffusione di Sistemi Elettronici di Archiviazione e Gestione delle Immagini Digitali (PACS).

Il tipo di gestione e' sicuramente più semplice, sicura e meno costosa: una immagine digitale può essere inviata a distanza sia nell'interno che all'esterno dell'ospedale, anche a più sanitari contemporaneamente, senza essere spostata fisicamente dall'archivio elettronico cioè dalla memoria principale del computer che la contiene.

Le immagini digitali possono essere archiviate insieme con i relativi referti, oppure possono essere integrate nell'interno di una cartella clinica elettronica, ed essere richiamate in qualunque momento unitamente con le altre informazioni cliniche. E' possibile controllare rigorosamente l'accesso ai dati memorizzati, limitandolo al solo personale sanitario direttamente coinvolto nell'attività diagnostico-terapeutica di un determinato paziente, e conoscendo esattamente il numero di volte e l'identità delle persone che hanno preso visione di quei dati. I costi di gestione, una volta effettuato l'ammortamento degli eventuali investimenti iniziali, sono sicuramente inferiori rispetto a quelli tradizionali. Gli archivi digitali infatti occupano solo una piccola parte dello spazio occupato per es. da un archivio di pellicole, con una spesa per i supporti elettronici necessari alla memorizzazione di una immagine che e' pari ad 1/100 - 1/1000 del costo attuale della pellicola. Anche l'invio a distanza, sia in ambito cittadino che nazionale o sovranazionale, utilizzando una rete locale o geografica, sia dedicata che pubblica (Internet), possiede costi estremamente contenuti rispetto al trasferimento fisico.

Ma la caratteristica più importante delle immagini digitali e', senza dubbio, la possibilità di modificarne le caratteristiche a seconda delle necessita' per mezzo di algoritmi di elaborazione.

Tali algoritmi, costruiti per esaltare alcune componenti di una immagine, possono migliorare notevolmente le capacità di visualizzazione dell'occhio umano e consentire l'identificazione di particolari che altrimenti potrebbero essere persi.

Inoltre, più di recente, il campo dell'elaborazione delle immagini si è ulteriormente ampliato per il crescente sviluppo dell'intelligenza artificiale che già oggi consente il riconoscimento di alcune semplici strutture ma che in un futuro non molto lontano si estenderà alla descrizione dei contenuti di una immagine e alla loro interpretazione che, ovviamente, sarà sempre guidata e richiederà l'intervento attivo del medico.

Acquisizione delle immagini digitali

Nella Diagnostica per Immagini e nella Medicina Nucleare, le immagini digitali possono essere prodotte direttamente o indirettamente. La produzione diretta avviene quando l'immagine viene acquisita già in formato digitale, come nel caso della radiografia digitale, della TAC, della PET, della RM e dei sistemi ecotomografici.

Nella produzione indiretta, invece, l'immagine viene acquisita prima in forma analogica e poi trasformata in formato digitale (conversione analogico-digitale), come avviene per esempio in alcuni sistemi di fluoroscopia digitale, dove l'immagine si forma prima sullo schermo fluorescente e poi viene digitalizzata mediante una telecamera con sensori allo stato solido. Altra procedura molto utilizzata per la digitalizzazione di immagini analogiche è quella che comporta l'uso di uno scanner per pellicole o di una macchina fotografica digitale. In tal modo è possibile, nel primo caso, introdurre nell'interno di un PACS anche immagini radiografiche tradizionali e, nel secondo, trasformare qualunque tipo di immagine analogica, anche quella su supporti non trasparenti, in formato digitale.

Nella conversione analogico-digitale va sempre tenuta ben presente l'accuratezza della trasformazione, perchè questa conversione si accompagna sempre ad una perdita di una parte di informazioni. Prendendo nuovamente in considerazione la nostra immagine radiografica su pellicola, le tonalità di grigio in essa presenti sono innumerevoli, anche se l'occhio umano non riesce a percepirne più di 14-16 differenti, ma per trasformarla in una immagine digitale dovremmo ridurre queste molteplici tonalità ad un numero più contenuto di esse. Si dovrà perciò definire una scala con 1000 o 2000 differenti gradazioni di grigio ed assegnare poi a ciascun pixel, in cui viene suddivisa l'immagine, un determinato valore di questa scala. Nella trasformazione di una immagine radiografica in formato digitale si realizza la perdita di informazioni precedentemente segnalata. Ciò si verifica su due piani differenti: il primo riguarda la compressione di una scala formata da moltissimi valori di grigio che viene ridotta a soli 1000 o 2000 valori differenti, il secondo è in relazione con le dimensioni dei pixels che utilizziamo per trasformare la nostra immagine che, per quanto piccole, saranno sempre superiori a quelle di un granulo di sale di argento (diametro di circa 2 microns).

Quindi per stabilire l'entità di questa perdita di informazioni dobbiamo prendere in considerazione i due più importanti parametri che caratterizzano una immagine digitale: la risoluzione spaziale, definita dal numero di pixels che formano la matrice dell'immagine, ed il range dinamico, determinato dal numero di valori di grigio presenti nell'immagine.

Se volessimo ottenere una immagine digitale con la stessa risoluzione spaziale di quella analogica, un radiogramma di formato 35 x 43 cm dovrebbe essere scomposto in una matrice di 175.000 x 215.000 pixels. Tali dimensioni appaiono spropositate soprattutto in considerazione dello spazio di memoria necessario per archiviare tale immagine (37,6 Gbytes) e del fatto che l'attuale tecnologia dispone di monitors per la visualizzazione con risoluzione massima di circa 2000 x 2000 punti. E' perciò necessario ridurre la matrice a valori più accettabili e con essa si ridurrà necessariamente la risoluzione spaziale in conseguenza dell'aumento delle dimensioni dei pixels. Se però consideriamo che in condizioni ottimali, elevata frequenza e massimo contrasto, la risoluzione spaziale dell'occhio umano non si spinge al di sotto di 0,1 mm, allora i valori della matrice, sempre per una immagine di formato 35 x 43 cm, possono scendere a 4096 x 5032 pixels, ampiamente compatibili con gli spazi ed i costi delle memorie di massa attuali.

Per capire come varia la risoluzione spaziale di una immagine di Risonanza Magnetica passando da una matrice di 256 x 256 a una di 512 x 512, osserviamo le immagini in fig.8.5 e 8.6.

Qualità' delle immagini digitali e rapporto segnale/rumore

La qualità' di un'immagine rappresenta uno dei fattori più' importanti nella pratica della Diagnostica per Immagini e della Medicina Nucleare. Ciò è facilmente comprensibile per il fatto che immagini di scarsa qualità non consentono la visualizzazione di eventuali alterazioni presenti. Al contrario evidenziano irregolarità che possono essere erroneamente interpretate come modificazioni patologiche.

Esistono dei parametri oggettivi che governano il contenuto informativo delle immagini digitali determinando quindi la possibilità di individuare la loro qualità. Tali parametri sono simili a quelli che consideriamo per le immagini analogiche, anche se nelle immagini digitali assumono maggiore importanza perché i sistemi elettronici sono molto più' sensibili al degrado delle immagini di quanto non lo sia l'occhio umano. Inoltre, esistono dei fattori aggiuntivi che intervengono provocando un generale peggioramento della qualità' dell'immagine. Tali fattori agiscono in modo del tutto casuale e possono essere solo parzialmente controllati, per ridurre i loro effetti, ma mai eliminati completamente. Essi intervengono producendo rumore, cioè' inducendo un degrado o una perdita di una parte delle informazioni contenute nell'immagine. Il rumore è quindi una componente intrinseca, anche se indesiderata, dei processi di acquisizione e trattamento delle immagini, sia di quelle analogiche che di quelle digitali, ma riveste un ruolo sicuramente più' importante nelle

apparecchiature digitali dove i sistemi elettronici sono particolarmente gravati da alcuni tipi specifici di rumore.

I fattori più importanti che determinano le caratteristiche qualitative di una immagine digitale sono rappresentati dalla risoluzione spaziale e da quella di contrasto. Della risoluzione spaziale si è già accennato in un precedente paragrafo.

La risoluzione di contrasto fa riferimento alla capacità di differenziare strutture vicine mediante tonalità diverse di una scala di grigi. Tali differenze sono relative all'assorbimento di fotoni X per la radiologia e per la TC, all'impedenza acustica per l'ecotomografia e al segnale indotto nella bobina ricevente per la RM. Il contrasto di una immagine, quindi, è ciò che ci consente di percepire le informazioni contenute nell'immagine stessa, ma, come si può ben comprendere se prendiamo ad esempio le immagini TC o quelle RM, non è solo importante una elevata risoluzione di contrasto, per registrare anche le più piccole differenze esistenti tra strutture vicine, bensì risulta necessario avere la possibilità di modificare il contrasto in modo selettivo all'interno dell'immagine.

Un'altra possibilità largamente sfruttata consiste nello studio dell'immagine TC o di quella RM tramite una finestra sovrapposta alla scala dei grigi: i livelli che cadono all'interno della finestra attiva sono visualizzati creando il massimo contrasto tra loro mentre gli altri sono saturati ai valori più alti e più bassi della scala, cioè assumono tonalità di bianco o di nero. Questo procedimento è estremamente utile per studiare, sulla stessa immagine, organi e tessuti che mostrano caratteristiche di interazione con le radiazioni elettromagnetiche nettamente differenti come per es. il parenchima polmonare e il mediastino o l'osso spugnoso e le strutture muscolari.

La risoluzione di contrasto viene espressa dal numero di livelli di grigio distinguibili nell'immagine. Nei sistemi digitali questo numero è pari al numero di bits che codificano per ciascun pixel. Si passa perciò dai 15-16 livelli di grigio percepibili in una immagine analogica ad almeno 256 livelli di un sistema ad 8 bits, che attraverso la regolazione della finestra consente una utilizzazione ottimale delle informazioni contenute nell'immagine.

Altri parametri ben codificati, da cui dipende la qualità d'immagine, sono l'uniformità spaziale e la linearità. L'uniformità spaziale rappresenta l'attribuzione di uno stesso valore numerico a tutti i pixels relativi ad un'area omogenea e costante. La valutazione di questo aspetto riveste notevole significato nell'esecuzione dei controlli periodici sui sistemi elettronici e nella messa a punto di fantocci di calibrazione.

Concettualmente collegata alla uniformità spaziale è la linearità. Con essa si esprime il rapporto di diretta proporzionalità esistente tra la densità di un punto dell'oggetto di riferimento ed il valore registrato per il pixel corrispondente.

Si è più volte accennato all'esistenza di una entità di disturbo, il rumore, che agisce in senso negativo nei confronti della qualità delle immagini. Esso è il risultato di diversi fattori che, seppur con meccanismi diversi, agiscono degradando le caratteristiche delle immagini. Tale azione può talvolta raggiungere livelli tali da rendere le immagini prive di significatività. Infatti se due strutture anatomiche di diversa opacità presentano differenze di assorbimento minori od uguali al rumore del sistema, esse saranno tra loro indistinguibili. Pertanto la valutazione del rumore di un sistema elettronico assume particolare rilievo; ma un significato assai maggiore riveste la misura dell'effetto del rumore nel processo di formazione delle immagini. Il rapporto segnale/rumore esprime una valutazione oggettiva di questa interferenza ed è sicuramente un elemento importante per un giudizio accurato della qualità di un sistema digitale. Come già espresso in precedenza, ricordiamo che il rumore è una componente inscindibile del segnale e pertanto anche l'analisi più accurata delle fonti di rumore ci potrà consentire solo di incrementare il valore del rapporto segnale/rumore senza però poter mai eliminare la presenza di questa sgradita componente.

Il segnale sarà perciò associato ad una componente spuria rappresentata dal rumore. Per ridurre l'effetto del rumore possiamo misurare più volte il segnale elettrico e rappresentare su di un grafico la media di queste misure. Dato che il segnale assume sempre valore positivo mentre il rumore oscilla in modo del tutto casuale, il risultato tenderà a ridurre gli effetti del rumore,

aumentando il rapporto segnale/rumore.

Le principali fonti di rumore sono rappresentate dal rumore quantico, dal rumore elettronico, dal rumore del convertitore analogico-digitale e dal rumore indotto dai processi di elaborazione. Il rumore quantico e' comune sia ai sistemi analogici che a quelli digitali poiché' dipende dal meccanismo stesso di produzione dei raggi X a livello del tubo radiogeno e dalla interazione di questi con la materia. Un fascio di raggi X può' essere considerato come formato da tanti piccoli elementi corpuscolati, i fotoni, ciascuno contenente una determinata quantità' di energia. La generazione di questi fotoni come pure la loro interazione con la materia non avviene in modo uniforme. Se consideriamo una sezione del fascio e rileviamo il numero di fotoni per unità' di superficie, questi saranno estremamente variabili a seconda del punto preso in esame. Ciò si spiega considerando che l'emissione dei raggi X e' un evento casuale governato da leggi probabilistiche. In base a tali conoscenze, l'entità' della fluttuazione del numero di fotoni per unità' di superficie e' pari alla radice quadrata del valore medio calcolato. Per esempio se un fascio contiene una media di 100 fotoni per mmq, il numero di fotoni può' variare tra $\pm 100 = \pm 10$ con un valore percentuale delle oscillazioni pari al 10 % (10/100). Si dimostra facilmente che all'aumentare dell'esposizione, e quindi della concentrazione di fotoni per unità' di superficie, l'effetto del rumore quantico si riduce. Infatti lavorando con 10.000 fotoni per mmq, la fluttuazione e' dell'ordine di $\pm 10.000 = \pm 100$ con un valore percentuale pari all'1% (100/10.000). Il rumore elettronico e' una espressione generica utilizzata per indicare tutte le diverse fonti di disturbo legate all'imperfezione dei vari componenti di un sistema elettronico.

In un sistema di fluoroscopia digitale le principali sorgenti di rumore elettronico sono rappresentate dalle telecamere e dall'intensificatore di brillantezza, mentre in radiografia digitale con pannelli fotosensibili, il sistema di lettura laser rappresenta sicuramente la fonte più' importante. Il rumore elettronico può' essere contenuto il più' possibile utilizzando componenti di elevata qualità' e schermatura totale dei cavi, ma anche apparecchiature altamente affidabili presentano un certo grado di rumorosità'.

Il rumore del convertitore analogico-digitale e' esclusivo dei sistemi digitali. Questa apparecchiatura trasforma una grandezza analogica in dati digitali, campionando un segnale continuo e rappresentando i valori delle campionature sotto forma di valori interi finiti. Pertanto, oltre al rumore elettronico, va preso in considerazione anche l'errore implicito nel processo di conversione che dipende direttamente dal numero di bits che codificano per ciascun pixel e dall'ampiezza del range dinamico.

Questo tipo di rumore, che spesso viene indicato con il nome di rumore di quantizzazione, può' essere contenuto a livelli praticamente trascurabili digitalizzando le immagini a 12 bits (4096 livelli). Anche nella conversione digitale-analogica, che interviene nel processo di trasformazione dei dati numerici in segnale elettrico da inviare al monitor televisivo, verrà' introdotto un rumore che normalmente presenta un'entità' trascurabile.

Il rumore legato ai processi di elaborazione si genera durante il trattamento dei dati. Infatti qualunque procedimento di elaborazione numerica delle immagini, anche se conduce ad una migliore percezione di una parte delle informazioni in esse contenute, altera i dati originali e, quindi, introduce una certa quota di rumore.

Per fortuna la tecnologia attuale e' tale che il rumore nei sistemi di buon livello viene contenuto entro limiti perfettamente accettabili, anzi le più' moderne apparecchiature elettroniche presentano un rapporto segnale/rumore sempre più' elevato.

Elaborazione delle immagini

Come abbiamo già' ricordato, l'utilizzo di immagini digitali consente l'analisi oggettiva ed automatica di diversi parametri attraverso algoritmi di elaborazione (image processing) che facilitano l'acquisizione delle informazioni in esse contenute o, alcuni casi, le rendono evidenti

all'esame dell'occhio umano.

Numerosi algoritmi sono stati sviluppati nel corso degli anni in rapporto alle differenti esigenze applicative. Alcuni di essi tendono a modificare dei parametri intrinseci per consentire l'identificazione di alcune componenti mentre altri consentono l'estrazione automatica dei valori assunti da determinate grandezze, altri ancora riducono lo spazio occupato in memoria da ogni singola immagine per velocizzare la visualizzazione e la trasmissione a distanza.

Qualunque sia il tipo di algoritmo di elaborazione, la procedura operativa è simile per tutti: i numeri che codificano il livello di grigio di ciascun pixel vengono modificati mediante l'applicazione di una funzione matematica e formano una immagine diversa da quella di partenza.

Una delle classificazioni più seguite distingue i processi di elaborazione in: a) puntiformi, b) regionali e c) globali a seconda se la modificazione di ciascun pixel avviene tenendo conto dei pixel circostanti (b e c) oppure no (a). Per esempio per la modifica del contrasto si usano elaborazioni puntiformi mentre per accentuare i margini è necessario ricorrere ad elaborazioni regionali (maggiore influenza dei pixel vicini). Se invece l'immagine processing interessa tutta l'immagine, come nel caso dell'aumento della nitidezza, allora si ricorrerà ad elaborazioni globali.

Un altro tipo di classificazione distingue i diversi tipi di software in soggettivi ed oggettivi. Quelli soggettivi sono usati per rendere un'immagine più idonea ad una osservazione da parte dell'occhio umano o più appropriata per un'elaborazione successiva. Essi possono essere applicati anche in modo iterativo, cioè ripetuti automaticamente un numero elevato di volte, finché il risultato non venga raggiunto, a discrezione dell'utente. Le tecniche di tipo oggettivo, d'altro canto, correggono un'immagine dalla presenza di degradazioni note e quantificabili. Esse non necessariamente rendono l'immagine più "bella" visivamente ma sono applicate basandosi su alterazioni rilevate e misurate nell'immagine originale e non possono essere utilizzate arbitrariamente in base a valutazioni soggettive delle caratteristiche dell'immagine stessa. Per esempio se un'immagine ottenuta da un intensificatore di brillantezza mostra una eccessiva distorsione periferica, un algoritmo di elaborazione oggettivo potrebbe essere messo a punto per correggere il particolare deficit basandosi sulle misurazioni effettuate su di un sistema ottico di riferimento.

Se consideriamo i differenti algoritmi di elaborazione non in base a come vengono applicate le relative funzioni matematiche ma ai risultati che esse producono, allora potremo raggrupparli in cinque gruppi principali:

- ◆ Modificazione delle caratteristiche intrinseche
- ◆ Ripristino delle caratteristiche originali
- ◆ Analisi
- ◆ Compressione
- ◆ Sintesi

Di seguito considereremo ognuno di questi gruppi di algoritmi e cercheremo di illustrarne brevemente le principali applicazioni.

Modificazione delle caratteristiche intrinseche

Questa operazione è di gran lunga la più utilizzata per l'elaborazione di una immagine digitale. Virtualmente tutte le possibili operazioni che possono essere usate per incrementare il contrasto di una immagine (contrast enhancement), per ridurre il rumore di fondo (smoothing), per aumentare la nitidezza (sharpening), per accentuare l'identificazione dei margini (edge enhancement), per cancellare i pixels al di sopra o al di sotto di un valore di soglia (thresholding), rientrano in questo gruppo.

Il risultato di queste procedure conduce sempre ad una modifica dei parametri considerati anche se il miglioramento che si ottiene è soggettivo e dipende dal tipo di applicazione e dal giudizio dell'osservatore. Per esempio, nelle immagini TC, in certe situazioni (presenza di

passaggio brusco tra zone ad elevata densità e zone a bassa densità), la visualizzazione richiede un bilanciamento del contrasto su valori bassi per ridurre gli artefatti, mentre in altri casi (identificazione di una lesione nel parenchima di un organo), la stessa immagine richiede che il contrasto sia aumentato drasticamente.

Le regolazioni del contrasto in un'immagine sono associate con una diversa distribuzione della luminosità. Questo vuol dire che una immagine può, in ragione di un differente contrasto, apparire sia con toni "slavati" che con toni "carichi".

Un'immagine "slavata" mostra un'indesiderabile basso contrasto. I toni di grigio nell'immagine non coprono completamente il range dal nero al bianco e tendono a conferire un uniforme e diffuso grigiore. I dettagli anatomici sembrano attenuati, rendendo la loro visione tediosa e dando una apparente impressione di ridotta luminosità. Invece un'immagine molto "carica" è il risultato di un alto contrasto. I toni in questa immagine tendono ad essere o neri o bianchi senza tonalità intermedie. In genere né la presenza di un basso contrasto né di uno alto danno, a priori, risultati visivamente ottimali in un'immagine diagnostica. Un'immagine ben bilanciata con un buon contrasto è composta da toni di grigio che vanno dai neri scuri ai bianchi luminosi. I risultati della manipolazione del contrasto non servono a produrre immagini visivamente migliori, piuttosto, essi accentuano un particolare che interessa per una specifica valutazione diagnostica.

Gli algoritmi di modifica del contrasto non sono i soli ad essere utilizzati. Spesso la qualità di una immagine diagnostica può essere ridotta per la perdita di dettaglio in alcune porzioni o in tutta l'immagine. Talvolta nelle zone più chiare o più scure di un'immagine alcuni margini anatomici non risultano ben visibili o mostrano lievi differenze rispetto alle aree circostanti. In normali condizioni la trabecolatura dell'osso spugnoso può risultare lievemente sfuocata in TC. In entrambi i casi l'edge enhancement può essere utilmente impiegato per migliorare la visione di dettaglio.

Altri tipi di degradazione della qualità di una immagine comprendono la presenza di varie forme di rumore, che provoca un indesiderato aumento della granulosità. Fermo restando le opportunità di identificare le diverse cause di rumore e di agire su di esse limitandole al massimo, è anche possibile ridurre lievemente gli effetti visivi del rumore applicando un algoritmo di smooting.

Ripristino delle caratteristiche originali

Le operazioni di ripristino delle caratteristiche originali, dopo per esempio l'uso di un software per l'enhancement dei margini o dopo l'uso di un filtro di smooting, sono operazioni di tipo strettamente oggettivo. Cioè sono basate su operatori matematici ben codificati, studiati accuratamente sull'immagine originale, che provocano l'annullamento delle modifiche apportate con il ripristino delle caratteristiche che l'immagine possedeva prima delle elaborazioni.

In tale gruppo possiamo anche includere tutti quegli algoritmi che vengono utilizzati per correggere le immagini da alcune componenti indesiderate. Per esempio in TC la stretta vicinanza di zone ad altissima densità con zone a bassissima densità, come capita per esempio, nell'interno del lume intestinale per la contemporanea presenza di mezzo di contrasto e di aria o quando nel campo di scansione vi sono strutture metalliche per la sintesi ossea, produce grossolani artefatti che con l'aiuto di un software di correzione dell'indurimento del fascio radiante possono essere notevolmente ridotti.

Tutti i sistemi di trasmissione di immagini digitali possono creare varie forme di distorsione. Le catene televisive associate agli intensificatori di brillantezza sono formate: dal sistema di rilevamento delle radiazioni, da un sistema di lenti e da un pannello con sensori a stato solido per la digitalizzazione. Ognuna di queste componenti contribuisce in misura maggiore o minore alla degradazione dell'immagine finale. Se i fattori che intervengono a degradare l'immagine possono essere rilevati e calcolati, si possono sviluppare degli algoritmi di correzione che cercano di ripristinare le caratteristiche originali delle immagini.

Analisi delle immagini

Le operazioni di analisi dell'immagine di solito non danno come risultato un'altra immagine. Esse producono informazioni numeriche o grafiche basate sulle caratteristiche dell'immagine originale. Agiscono frammentando l'immagine originale in dati numerici distinti e poi riorganizzano questi dati studiando la loro modificazione nello spazio o nel tempo. Una operazione di analisi, di solito, produce un dato statistico sulla distribuzione di alcuni parametri nell'interno di una immagine. Le operazioni più comuni comprendono: la misurazione delle distanze e degli angoli; il calcolo in una regione di interesse dei valori medi delle densità, per la TC, e delle intensità di segnale, per la RM; la curva di assorbimento di mezzo di contrasto nel tempo; l'analisi della struttura di un organo (texture) con tecniche mutuata dalla geometria frattale ecc.

Le misure di alcuni parametri nell'interno delle immagini rappresenta l'operazione di analisi più frequentemente effettuata nella pratica clinica. Queste misure comprendono: le dimensioni di un organo o di parte di esso, le posizioni relative, gli angoli fisiologici o patologici per es. in ortopedia, gli angoli di accesso per l'approccio della radiologia interventista, i valori di densità o di intensità di una regione di interesse, e altri parametri. Le operazioni di analisi dell'immagine possono produrre anche dati statistici sotto forma di istogrammi. Uno dei più utilizzati è l'istogramma delle luminosità o dei livelli di grigio che rappresenta la distribuzione dei livelli di grigio in un'immagine. Questa distribuzione è visualizzata in forma grafica o in forma di tabella. Questo istogramma descrive l'andamento del contrasto in una immagine, sia a livello generale che locale, e può essere usato per modificare manualmente o settorialmente il contrasto stesso.

Incluso nelle operazioni di analisi vi è l'ingrandimento di un'immagine o di parte di essa. Nell'ingrandimento i valori dei pixels di una regione di interesse possono essere utilizzati per costruire una nuova regione, più grande di quella selezionata, in cui ai pixels mancanti viene attribuito un valore derivante dalla media di quelli adiacenti (procedura di interpolazione). Con l'ingrandimento i particolari più piccoli aumenteranno le loro dimensioni ma la risoluzione spaziale rimarrà invariata.

Alcuni processi di analisi degli elementi di una immagine sono molto più sofisticati dei precedenti e permettono di isolare parti anatomiche di una immagine, come avviene con la tecnica della segmentazione. Tale tecnica, molto utilizzata per le ricostruzioni tridimensionali di organi o di parti di essi a partire dal set di immagini bidimensionali, consiste nell'isolare e poi estrarre determinate regioni di interesse da ciascuna immagine mediante una tecnica di tracciamento automatico o semiautomatico. Questa tecnica viene utilizzata per esempio nell'estrazione delle porzioni ossee del bacino dalle immagini TC relative alla pelvi, per le ricostruzioni tridimensionali in caso di frattura del cingolo pelvico.

Compressione delle immagini

Le operazioni di compressione e decompressione dell'immagine riducono il contenuto dei dati necessari per memorizzare una immagine numerica. La compressione di una immagine è possibile perché la maggior parte di esse contiene una grande quantità di informazioni ridondanti cioè ripetitive. L'obiettivo delle operazioni di compressione è l'eliminazione di questi elementi ripetitivi per occupare meno spazio fisico sulle memorie di massa o sulle linee di comunicazione elettronica. Quando le immagini compresse devono essere nuovamente visualizzate, possono essere decomprese con un algoritmo inverso al precedente, che restituisce alle immagini gli elementi originali.

La necessità di far uso di tecniche di compressione dei dati è andata via via crescendo sia con lo sviluppo clinico della Diagnostica per Immagini, maggiore quantità di immagini prodotte per singolo paziente, sia con l'utilizzo sempre più diffuso di sistemi di radiologia digitale, che ha aumentato la necessità di memorizzazione di immagini ad elevata matrice. La compressione delle immagini diventa poi quasi obbligatoria quando bisogna gestire grandi moli di dati, come capita

nelle sequenze tridimensionali in TC od RM, che devono essere memorizzate e/o trasferite in rete in tempi compatibili con le necessità della pratica clinica.

Esistono due tipi di algoritmi di compressione: le tecniche di compressione non distruttiva o di tipo reversibile, ove è possibile riottenere nuovamente tutti i dati dell'immagine originale, e le tecniche di compressione distruttiva o irreversibili, cioè quelle che provocano una perdita di parte delle informazioni, in cui non è più possibile ripristinare i dati originali ma soltanto ottenere una immagine di qualità inferiore rispetto all'originale.

Le tecniche di compressione non distruttiva sono quelle più utilizzate in Diagnostica per Immagini per la necessità di conservare le immagini con immodificata qualità diagnostica, sia per un loro futuro riutilizzo per seguire nel tempo l'evoluzione di una malattia, che per ragioni di natura medico-legale, essendo esse documenti oggettivi delle condizioni cliniche di un paziente. Questi algoritmi di solito riescono a ridurre la quantità dei dati di un fattore di due, tre od anche quattro volte, cioè l'immagine compressa occupa la metà, un terzo od un quarto dello spazio di memoria occupato dall'immagine originale, senza che si perda in alcun modo la qualità originale. Il fattore di compressione, più o meno elevato, dipende sia dal tipo software utilizzato che dal contenuto specifico di ogni singola immagine.

Le tecniche di compressione con perdita delle informazioni vengono utilizzate solo quando la qualità dell'immagine può essere ridotta drasticamente senza timore di perdere particolari importanti. Ciò si verifica per esempio con esami risultati privi di alterazioni patologiche, che debbono comunque essere conservati per obblighi di natura legale. Questo tipo di algoritmi possono comprimere i dati con fattori variabili da dieci a uno sino a cento a uno ed anche più, tutto dipende dalla minima qualità accettabile che l'immagine, che deve essere sottoposta a tale tipo di procedura, deve conservare.

Sintesi dell'immagine

Le operazioni di sintesi creano immagini a partire da altre immagini o dai dati numerici grezzi. Nel primo caso queste operazioni vengono usate quando l'immagine desiderata è o impossibile da acquisire per ragioni tecniche o non esiste affatto in forma fisica.

Due sono le classi principali di algoritmi che vengono utilizzati per compiere operazioni di sintesi. Il primo è la ricostruzione di un'immagine usando la tecnica delle retroproiezioni multiple. Questo tipo di software è stato molto utilizzato nella produzione di immagini diagnostiche digitali a partire dal 1972 con i primi apparecchi di Tomografia Computerizzata. Per la prima volta si cercò di ottenere una immagine di sezioni trasverse del corpo umano a partire da una serie enorme di equazioni che rappresentavano la sommatoria dei valori di assorbimento, lungo un arco di 360°, dei diversi pixels che costituivano l'immagine stessa.

Questa stessa tecnica è alla base della ricostruzione delle immagini PET ed RM.

Più recentemente si è venuta sviluppando una seconda classe di algoritmi che consente la produzione di immagini diverse da quelle di partenza, cioè produce un tipo di visualizzazione differente delle informazioni contenute nelle immagini di partenza. Appartengono a questa classe le ricostruzioni multiplanari (multiplanar reformation), utilizzate principalmente per la TC, che danno origine ad immagini secondo piani sagittali, coronali od obliqui, e tutte le tecniche di ricostruzione tridimensionale che visualizzano, in una forma molto vicina a quella reale, alcuni volumi anatomici partendo dai dati presenti nelle immagini assiali bidimensionali, con tecniche mutuete dalla grafica computerizzata. Poiché quest'ultima è in grado di visualizzare oggetti di cui si definiscono le superfici, è necessario procedere alla loro identificazione nell'interno delle immagini bidimensionali utilizzando la tecnica del thresholding, un ulteriore algoritmo applicherà poi su queste superfici le luci e le ombre prodotte da una illuminazione tangenziale. Il risultato finale sarà quello della tecnica di ricostruzione tridimensionale più utilizzata denominata SSD (Shaded Surface Display).

Ancor più recentemente, sono state messe a punto tecniche di sintesi di notevole interesse clinico in cui le informazioni originali, già presenti nelle immagini di partenza, vengono isolate dalle strutture anatomiche che le circondano e presentate in modo da agevolare la loro valutazione ai fini diagnostici e terapeutici.

L'esempio più caratteristico di questo gruppo di procedure è il sistema di ricostruzione che si utilizza per la angiografia-TC denominato MIP (Maximum Intensity Projection). Per ciascuna immagine assiale, dall'intera matrice dei dati, viene ricostruita e visualizzata la sola porzione delle strutture con valore più elevato di densità. In tal modo, sfruttando adeguatamente l'invio di mezzo di contrasto a bolo per via endovenosa, si riescono a produrre valori molto elevati di densità nell'interno delle strutture arteriose, cosa che ci consente di isolarle dalle strutture circostanti. Le singole immagini bidimensionali, ottenute con la ricostruzione MIP, vengono poi ulteriormente ricostruite con tecniche tridimensionali e producono alla fine delle nuove immagini dei soli vettori arteriosi, con aspetti del tutto sovrapponibili a quelli di una arteriografia tradizionale. Lo stesso tipo di algoritmo, adattato a parametri fisici diversi, viene utilizzato per le tecniche di angio-RM, mielo-RM, uro-RM e colangio-RM.

Ma la tecnica di sintesi sicuramente più raffinata messa a punto negli anni novanta e ricca di prospettive future è quella dell'endoscopia virtuale, che è basata principalmente sul software di ricostruzione tridimensionale pVR (perspective Volume Rendering), associato alla visualizzazione continua ed animata delle sequenze tridimensionali, nota con il nome di "fly through". Il pVR, a differenza dell' SSD, ricostruisce l'intero volume della parte anatomica considerata e non solo la sua superficie, è quindi possibile conservare tutte le informazioni relative al volume di interesse considerato, entrando progressivamente nel suo interno, rendendo trasparenti i piani via via incontrati, ed ottenendo delle viste che rispettano le regole della prospettiva, cioè gli oggetti posti nelle vicinanze del punto di vista appariranno più grandi di quelli, di uguali dimensioni, posti più lontano, e nel movimento progressivo di avvicinamento ad essi aumenteranno ulteriormente di dimensioni. Questo tipo di tecnica si è rivelata particolarmente interessante per esplorare organi cavi come: l'intestino, l'albero bronchiale, la vescica ecc. ecc. in quanto non solo ci consente di guardare nell'interno di un volume ma anche di muoverci nello stesso volume guardandoci intorno e producendo sequenze di immagini molto simili a quelle ottenibili con l'endoscopia tradizionale.

Bibliografia

- 1) BIANCHI S. D., RAMIERI G. , "3D Tecniche di visualizzazione e replicazione solida. Applicazioni mediche. Minerva Medica Ed., Torino, 1996
- 2) BRODY W. R. , "Digital Radiography", Raven Press Ed., New York, 1984
- 3) CAVALLO V., GIOVAGNORIO F., "Principi di Radiologia digitale" Cromac Ed., Roma, 1988
- 4) GONZALES R. C.; WINTZ P., "Digital image processing", Addison Wesley Ed., 1987
- 5) HUANG H. K., "Elements of digital radiology", Prentice Hall Ed., New York, 1988
- 6) PRATT W. K., "Digital image processing" , John Wiley & Sons Ed., New York, 1978
- 7) RHODES M., "Computer graphics in Medicine", IEEE Computer Graphics and Applications, 10 (3), 20-23, 1990
- 8) ROSENFELD A.; KAK A. C.; "Digital picture processing", 2ª ediz., Academic Press Ed., New York, 1982