

Il 3-D Complete Body Screening (3D-CBS) Caratteristiche e Implementazione

Dario B. Crosetto¹

Sommario²--: In questo articolo viene presentato un dispositivo innovativo per la diagnosi medica, il 3-D Complete-Body-Screening (3D-CBS), che combina i benefici del PET con quelli della TAC. Benchè la tecnologia del PET si sia sviluppata per 50 anni, i suoi benefici non sono mai stati pienamente realizzati. In aggiunta al problema della dose di radiazione da somministrare al paziente si aggiunge il problema di non poter aumentare l'area di osservazione (field of view -FOV-) in maniera economicamente vantaggiosa che ha impedito fino ad ora di poter effettuare l'esame sull'intero corpo (Complete Body Scan). Le innovazioni tecnologiche, presentate in questo articolo, sono nell'elettronica che permette di assemblare in modo diverso i rilevatori, e nell'esecuzione di algoritmi più complessi che misurano più accuratamente le informazioni ottenute dalla collisione dei fotoni con il rivelatore. Questo miglioramento permette di aumentare il FOV al di sopra del metro di lunghezza con realizzazioni economicamente vantaggiose e catturare con più precisione circa 1 fotone su 10 emessi invece di 1 su 10.000 catturati dai PET attuali. L'innovazione sfrutta in parte dei componenti esistenti già assemblati ed in parte un'innovativa elettronica (digital signal processing su ciascun canale elettronico). Un prototipo hardware che implementa le funzioni innovative dell'architettura 3D-FlowTM mostra la fattibilità dell'intero sistema. Tale realizzazione è l'elemento di base del progetto. Molte sezioni del 3D-CBS sono state simulate e costruite. Il beneficio di questa ricerca permette non solo di migliorare l'efficienza del PET/CT di un fattore di molte centinaia, ma questa tecnologia crea competizione ed abbassa il costo dell'esame.

I. INTRODUZIONE

Steve Webb, autore del libro [1] sulla storia del PET, ha affermato durante il discorso tenuto alla conferenza dell'IEEE-NSS-MIC venerdì 24 ottobre 2003, che la TAC, dal 1976, si è diffusa notevolmente fino ad arrivare a 15.000 unità negli Stati Uniti, mentre il PET, che è stato inventato [2] mezzo secolo fa, non ha ancora raggiunto un livello efficiente di rilevazione dei fotoni in modo da permetterne una diffusione simile alla TAC (negli Stati Uniti ci sono solamente 1.000 PET). In aggiunta a questa osservazione di Webb, un altro pensiero è stato fatto da Roderic Pettigrew, il direttore dell'Istituto Nazionale di Biomedica e Bioingegneria del Istituto Nazionale della Salute (NIH), durante il suo discorso nella riunione di mercoledì, 22 ottobre 2003 alla conferenza

dell'IEEE-NSS-MIC, quando ha espresso il desiderio che l'efficienza del PET potrebbe essere aumentata da 100 a 1000 volte. (Il PET attuale cattura, con una misurazione di energia e risoluzione spaziale non molto accurata, solo una coppia di fotoni ogni 10.000 immessi nel corpo del paziente).

La risposta a entrambe le asserzioni è finalmente qui con la mia tecnologia innovativa, illustrata brevemente in questo articolo, presentato per la prima volta alla conferenza dell'IEEE a Lione nell'ottobre del 2000, nel libro [3] (il quale è stato distribuito ai massimi esperti in questo campo), ed ora anche per aver superato l'ostacolo di implementare i componenti principali, che mostrano la fattibilità di quanto descritto in [3].

La mia missione è rendere disponibile ad un costo economico una tecnologia salva-vita che richiede basse dosi di radiazioni, la quale ha a) la possibilità di diagnosticare il cancro ed altre malattie allo stadio iniziale in modo di consentirne un trattamento efficace e b) seguire il trattamento dei pazienti affetti da cancro con più efficacia. (Vedi Figura 1).

Fino ad alcuni anni fa (ed ancora ora, secondo alcuni) c'era la credenza che il solo modo per migliorare l'efficienza del PET era nel migliorare l'efficienza del rivelatore di cristallo e non nell'elettronica. Ho sentito dichiarazioni, da molte persone che lavorano intensamente nel campo del PET, su questo tema. La prova che la mia scoperta è preziosa e che finalmente permetterà un grande passo in avanti in questo campo è che l'efficienza del PET può essere migliorata usando uno speciale sistema di processamento parallelo con processamento digitale del segnale su ciascuno canale elettronico, il quale consente una serie di altri miglioramenti e semplificazioni nell'assemblamento del rivelatore e l'esecuzione di complessi algoritmi in tempo reale. La pubblicazione dei miei studi nei miei documenti [3], [4], [5] ha già cambiato le tendenze nella realizzazione dell'elettronica e i suoi benefici. Il ruolo dell'elettronica nel PET è stato riconosciuto da Ed Hoffman durante il suo discorso tenuto mercoledì 22 ottobre 2003 alla conferenza dell'IEEE-NSS-MIC quando ha affermato che l'efficienza del PET è migliorata di cinque volte grazie al miglioramento dell'elettronica. Nessuno dei nuovi componenti del PET (cristalli, PMT, APD, o i nuovi Sensori flat del Pannello che sostituiscono il PMT) può migliorare l'efficienza del PET di più di un fattore due o poco più. Tuttavia, se usiamo componenti (PMTs, cristalli economici) che erano disponibili tre anni fa (o più vecchi), con la mia tecnologia innovativa nell'elettronica e nell'assemblaggio dei rilevatori, i quali permettono l'esecuzione di algoritmi più complessi e più

¹ 3D-Computing, Inc. 900 Hideaway Pl, DeSoto, TX 75115 (crosetto@att.net)

² Traduzione dalla versione originale in inglese (http://www.3d-computing.com/pb/IEEE2003_M7-129p.pdf). La versione in Italiano è stata curata da Stefano Aresè, Marco Cavaglia' ed Alberto Crosetto.

accurati, possiamo ottenere miglioramenti in efficienza da 100 a 1000 volte raggiungendo quanto auspicato da Roderic Pettigrew. Dopo più di 50 anni, il PET può finalmente

realizzare il suo pieno potenziale per scoprire malattie in gente asintomatica, studiare i processi fisiologici, ed altre applicazioni ancora da concepire.

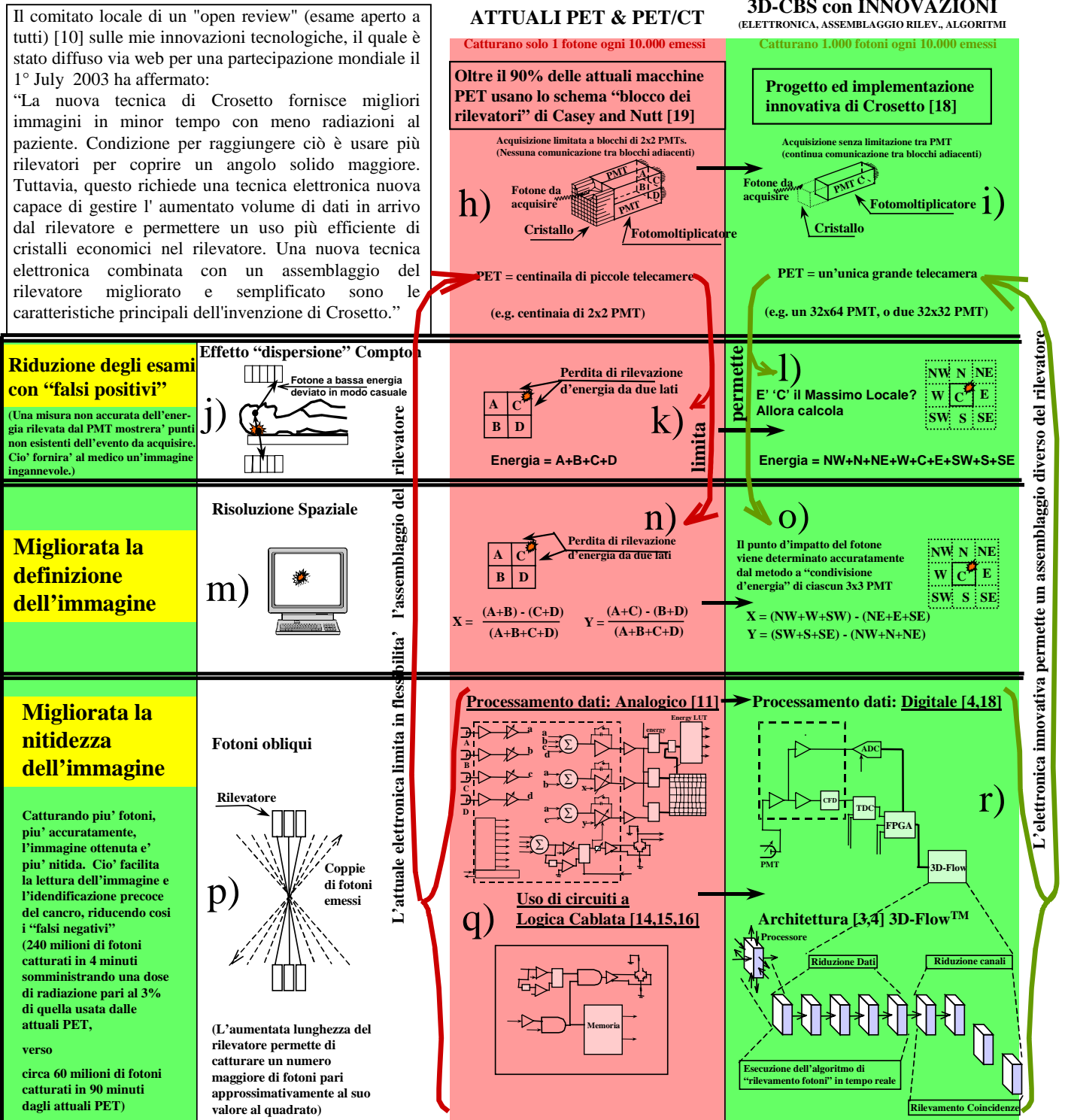


Figura 1. Le tre frasi sulla striscia gialla su sfondo verde sulla sinistra riassumono i vantaggi importanti ai medici/ radiologi. Questi vantaggi devono essere paragonati alle apparecchiature di diagnostica medica attuali. Ciascuna frase è illustrata nella prossima colonna, limitazioni della tecnologia corrente sono mostrate a lato nella colonna rossa, ed il miglioramento conseguibile con il 3D-CBS è illustrato nella colonna verde (a destra). Vedi Sezioni j, k, e l per la risoluzione dell'energia; m, n, ed o per risoluzione spaziale; e p, q, e r per la sensibilità.

Le innovazioni chiave iniziano a partire dalla Sezione "r," che permettono le innovazioni riportate nella Sezione "i," le quali a loro volta permettono le innovazioni riportate nelle Sezioni "l" ed "o." Ulteriori innovazioni sono state raggiunte come risultato della combinazione di quelle appena riportate.

Come descritto da Steve Webb durante il suo discorso, con riferimento a [1] e [2], il primo "Positron Imaging Device" (PET) fu costruito nel 1950 [6]; il primo "Clinical Positron Imaging Device" (PET per applicazioni cliniche) fu costruito nel 1952; il "Positron Imaging Device" con rilevatori multipli fu costruito nel 1962; i risultati furono pubblicati nel 1968 [7], il primo "Tomographic Imaging Device" (Tomografo) e il primo "Computed Tomographic Imaging Device (PET)" (Tomografo con elaboratore elettronico dei dati) fu costruito nel 1968-1971 [8] e la sua versione commerciale nel 1971-1976. Il passo fondamentale nello sviluppo del PET, che consente al PET di diventare un dispositivo che può essere usato su persone asintomatiche richiedendo dosi basse di radiazioni e producendo misure dell'energia dell'incidenza dei fotoni e risoluzioni spaziali più accurate è ora possibile con le mie innovazioni tecnologiche descritte in [3], [4], [5].

II. INNOVAZIONI CHE AUMENTANO DI 400 VOLTE L'EFFICIENZA DEL PET

A. Innovazione chiave nell'elettronica

Concetto: In diversi documenti [4], [9], [5] viene spiegato il concetto dell'architettura di elaborazione parallela su cui si basa il 3D-Flow™ che permette l'esecuzione in tempo reale di un algoritmo complesso per un tempo superiore all'intervallo che intercorre tra due dati in ingresso consecutivi; esso calcola la profondità di interazione dei fotoni nel cristallo usando diverse metodologie e permette lo scambio di dati tra i vari rilevatori vicini senza introdurre tempi morti (si veda anche il brevetto U.S. No. 5.937.202). Questo permette una misurazione più precisa dell'energia del fotone incidente (Figura 1-l), permettendo di riconoscere con maggior efficienza gli eventi "scattered" (che sono stati deviati nel loro percorso, vedere Figura 1-j), fornendo la possibilità di migliorare la risoluzione spaziale tramite una misurazione più accurata del luogo in cui i fotoni incidenti colpiscono il rilevatore (Figura 1-o). Inoltre aumenta anche la sensibilità del PET riuscendo ad accettare più fotoni obliqui (quelli che colpiscono il rilevatore con un angolo) con l'eliminazione dell'errore di parallasse. Questo è reso possibile da misure più precise in tempo reale della profondità di interazione del fotone nel cristallo. (Figura 1-r). In figura 34 di pagina 53 della referenza [5] viene descritto uno degli algoritmi chiave che può essere modificato (e/o adattato) a diversi tipi di rilevatori aventi cristalli con differenti tempi di risposta (o decadimento).

Questo concetto è stato simulato e la sua implementazione circuitale è stata mostrata nell'hardware FPGA all'esposizione industriale della IEEE-NSS-MIC-2001 ed ai membri del comitato revisore durante l'esame dell'1 Luglio [10]. Il confronto tra il sistema digitale e quello analogico [11] è riportato in Figura 33 dell'articolo [5].

Un ulteriore aspetto innovativo è il modo con cui questi concetti sono stati realizzati in hardware; le connessioni di tipo Nord, Est, Sud ed Ovest (NEWS) sono implementate sulle

schede dei PC della IBM e progettate per essere realizzate su schede VME. Questa implementazione pratica non è solamente un concetto, bensì tutt'ora l'implementazione effettuata sui PC IBM della tecnica di connessione NEWS utilizzando circuiti stampati flessibili è una vera e propria realtà che si è dimostrata fattibile e a costi non eccessivi.

Vantaggi dell'elettronica rispetto l'attuale tecnologia:

I limiti dell'attuale tecnologia si riscontrano nelle prestazioni, nelle caratteristiche e nelle misurazioni riportate dalla rivista "Imaging Technology News" sul sito <http://www.itnonline.net/>, e sugli articoli [12], [13], [14], [15], [16]. Nell'articolo [17] vengono invece riportati i limiti dell'architettura attualmente applicata per la rilevazione dei fotoni ai lati ed agli angoli di un componente PMT 2x2.

B. Innovazione chiave nell'assemblaggio del rilevatore

La chiave di innovazione nell'assemblaggio del rilevatore è la costruzione di una o alcune telecamere grandi (Figura 1-i) anziché centinaia (o migliaia) di piccole telecamere che vengono ora utilizzate nell'attuale PET [19] (Figura 1-h).

Vantaggi dell'assemblaggio rispetto l'attuale tecnologia:

Negli articoli [4], [5] vengono descritti alcuni dettagli aggiuntivi sul metodo di assemblaggio dei rilevatori, ad esempio l'effettuare (o il non effettuare) tagli di uguale lunghezza con materiali riflettenti nei cristalli, invece di avere tagli di lunghezze diverse come implementato nell'attuale PET. Ciò semplifica l'assemblaggio, ne abbassa i costi ed aumenta l'efficienza del rilevatore quando questo è basato sull'innovazione dell'architettura 3D-Flow™.

C. Innovazione chiave della combinazione sinergica tra A e B

1. L'architettura basata sul processamento parallelo presente nel 3D-Flow™ permette l'esecuzione di algoritmi complessi con la correlazione in tempo reale con i dati provenienti da sensori adiacenti e fornisce la capacità di estrarre informazioni più accurate dal segnale generato dall'interazione tra il fotone incidente e un qualunque tipo di cristallo usato nel rilevatore. Questo permette una maggiore efficienza nell'uso di cristalli economici.
2. La relazione tra il rilevatore e l'elettronica è fatta in modo tale che non ci siano limiti oppure raggruppamenti prestabiliti; anzi, ogni sensore presente nel rilevatore (PMT, APD, ecc.) è un elemento di una grande matrice che ha la possibilità di essere il centro di un "cluster" (nodo) che ha le informazioni di tutti i sensori vicini.

Vantaggi di A e B rispetto l'attuale tecnologia:

1. L'elettronica più sofisticata, potente, programmabile in modo digitale, implementata in maniera più semplice tramite una sistemazione ottimizzata dei vari componenti (ad esempio 20.000 pin di componenti collegati in soli 8 strati di circuito stampato per i segnali), e l'assegnazione del segnale ai pin del componente aumentano l'efficienza nell'uso di cristalli economici.
2. La mappatura uno-a-uno tra ogni elemento della matrice dei sensori del rilevatore ed un canale elettronico (processore(i) 3D-Flow™), rimediano all'inefficienza,

presente nell'attuale PET, di catturare solamente pochi fotoni, in modo ancor meno accurato ai lati ed agli angoli di ognuna delle centinaia (o migliaia) di piccole telecamere o all'estremità dei rivelatori dotati di segmentazione fissa di gruppi di sensori.

3. L'architettura semplificata dell'elettronica ed il tipo di assemblaggio del rivelatore permettono di allargare il campo visivo del PET (FOV) senza causare un aumento esponenziale della complessità dell'elettronica, come verrebbe richiesto nel tipo di architettura su cui si basano i PET attuali. In più, con questo procedimento vengono catturati una maggior quantità di fotoni obliqui utilizzando un'elettronica più semplice, economicamente più vantaggiosa, e con la possibilità di avere una maggiore uniformità in sensibilità lungo l'intero FOV.

III. IMPATTI E BENEFICI DERIVANTI DALLA SUDETTA INVENZIONE

L'importante passo avanti del 3D-CBS permette miglioramenti in sei aree: (a) nella qualità e nella quantità durante la fase di rilevazione dei fotoni; (b) uniformità dell'immagine lungo tutto il campo visivo; (c) riduzione del tempo di esame; (d) basso dosaggio di radiazione richiesta; (e) unicità nel visualizzare immagini dinamiche in forma tridimensionale; e (f) costi ridotti. (Vedi dettagli nelle pagg. 20-23 nella referenza [5]).

La Figure 2 mostra l'area di miglioramento necessaria nei PET attuali allo scopo di raggiungere il limite teorico in efficienza.

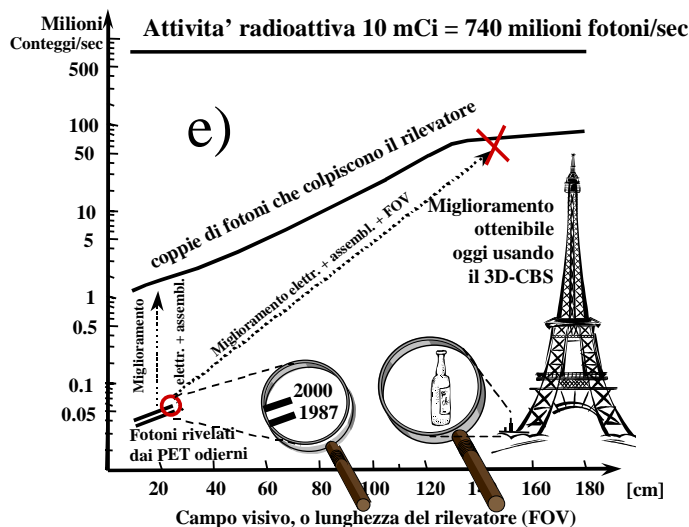


Figure 2. Grafico che mette a confronto il limite dei PET attuali nel rilevare i fotoni in coincidenza ed i limiti teorici che si dovrebbero invece raggiungere con i nuovi rivelatori PET/TAC. Il 3D-CBS può avvicinarsi al raggiungimento di tali limiti teorici in un unico grande passo, invece di continuare ad applicare piccole migliorie solamente 2 o 3 volte ogni 5 anni, come successo finora nei passati decenni. Il concetto basilare del miglioramento sta nell'elettronica (vedi la freccia verticale a sinistra della figura) e la combinazione dei miglioramenti nell'elettronica con un tipo diverso di assemblaggio del rivelatore, l'esecuzione di un algoritmo complesso in tempo reale e l'aumento del FOV (vedi linea obliqua sulla destra).

Con il termine "coincidenze" si intende "true" (eventi che contribuiscono alla formazione dell'immagine), "scattered" (eventi che non contribuiscono alla formazione dell'immagine. Eventi "Compton scattered" sono scartati durante la ricostruzione dell'immagine dopo l'acquisizione), e "randoms" (eventi che non contribuiscono alla formazione dell'immagine in quanto vengono registrati durante l'intervallo di tempo prestabilito, ma appartengono a due diverse annichilazioni positrone-elettrone).

IV. IMPLEMENTAZIONE: DESCRIZIONE DEL SISTEMA

In Figura 3 sono riportati i componenti hardware principale del 3D-CBS :

- Componenti del 3D-CBS:**
- a) Rilevatore (cristalli + fotomoltiplicatori),**
- b) Scheda rilevazione fotoni,**
- c) Scheda rilevazione coincidenze, e**
- d) Software.**

Il rivelatore può essere acquistato commercialmente. E' stato costruito un prototipo della scheda di rilevazione dei fotoni a 16 canali (vedi Figura 7). La scheda per la rilevazione delle coincidenze (al centro della figura) è stata completamente progettata ed è tutt'ora in fase di realizzazione. In più, è stato sviluppato il software "real-time" per il rilevamento di eventuali malfunzionamenti durante la presa dati durante l'esame PET e per individuare più facilmente i componenti da sostituire.

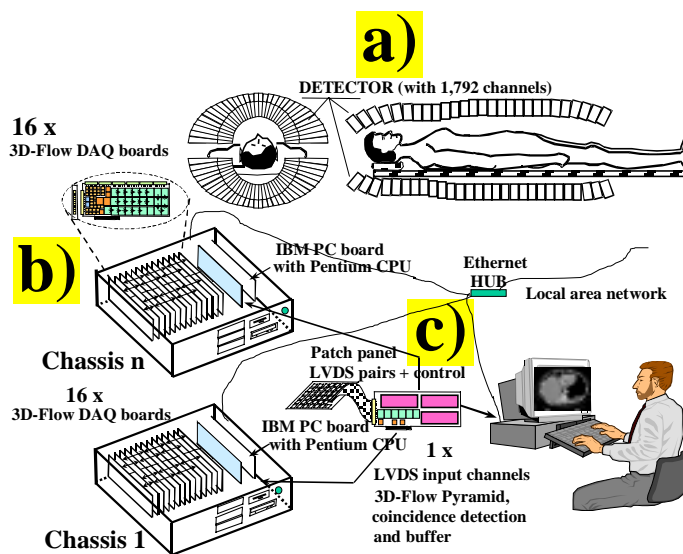


Figure 3. Schema dell'assemblaggio hardware del 3D-CBS.



Figura 4. Struttura meccanica del 3D-CBS ospitante rilevatori di ogni tipo disposti in circolo intorno al paziente da formare una struttura di forma e lunghezza variabile (FOV da 16 a 180 cm di lunghezza). Esso consente la costruzione di un rilevatore circolare per il capo ed il tronco del corpo o con una qualunque forma ellittica per lo screening di una qualunque parte del corpo. La possibilità di sollevare la parte superiore dell'apparecchiatura risolve i problemi delle persone claustrofobiche quando il FOV deve essere aumentato.

Figura 5. Struttura "Telaio Elettronica" per le diverse schede DAQ IBM PC del 3D-Flow™, una scheda per l'individuazione delle coincidenze e l'altra di tipo SBC-CPU. La potenza dell'alimentatore, la distribuzione dell'alimentazione ed il sistema di ventilazione delle schede sono stati calcolati in base all'assorbimento di corrente di 17 schede PCI ed una scheda SBC-CPU come risulterà nell'implementazione finale del 3D-CBS.



A. Rilevatori

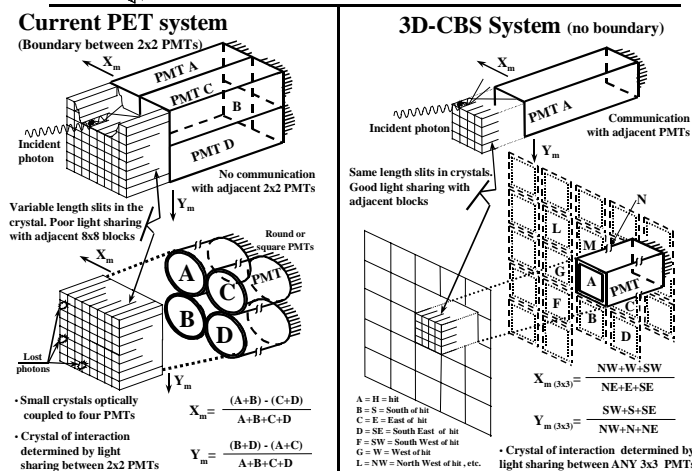


Figura 6. Confronto tra l'assemblaggio dei cristalli nel 3D-CBS accoppiati ai sensori PMT (o APD) permettendo un calcolo baricentrico di energia e di luogo di impatto del fotone incidente senza limitazioni [18] (destra) e l'assemblaggio negli attuali PET aventi moduli di 2x2 PMT (o raggruppamenti fissi di PMTs) che introduce limitazioni nel calcolo baricentrico spaziale e di energia [19]. Per l'identificazione dell'interazione

del fotone incidente con i cristalli nel blocco 2x2 del PMT viene utilizzato l'Anger Logic mostrato in fondo a sinistra nella figura. Ai lati ed agli angoli del blocco formato dai cristalli, questi forniscono un segnale più debole rispetto a quello fornito dalla parte interna del blocco, causando una rilevazione del segnale più difficoltosa (vedi misurazioni in Figura 3 del riferimento [17]). Il tipo di assemblaggio del 3D-CBS (a destra) riesce a risolvere questo problema permettendo ad ogni cristallo di condividere la stessa quantità di luce con i cristalli adiacenti, utilizzando separazioni (tagli) di uguale lunghezza con materiale riflettente. Questo permette di condividere la luce tra i PMT adiacenti in tutte e quattro le direzioni, senza limitazioni (nei PET attuali non esiste condivisione di luce tra un blocco 2x2 PMT e quelli adiacenti). L'interconnessione nelle direzioni Nord, Est, Ovest e Sud dei canali elettronici del sistema 3D-Flow™ fa sì che ogni PMT che abbia ricevuto la maggior quantità di segnale possa essere riconosciuto come il centro di un "cluster" (nodo) 3x3 (oppure 5x5).

B. Elettronica: scheda per la Rilevazione dei Fotoni

La scheda per la rilevazione dei fotoni (see Figure 7) elabora in modo digitale ogni canale elettronico utilizzando un'architettura espandibile, adatta per essere implementata su un tipo di tecnologia a costi ridotti (anche nell'FPGA). Questa architettura permette di realizzare il concetto di "parallelizzare dei processi" un passo oltre rispetto a quanto si possa ottenere con i DSP, e i suoi "tool software" permettono di creare in poche ore una nuova applicazione con la generazione automatica di diversi algoritmi che verranno eseguiti in nodi diversi della matrice di processori. (Vedi i dettagli in un articolo presentato alla stessa conferenza [20]).



Figure 7. Scheda IBM PC, 3D-Flow™ DAQ per la rilevazione dei fotoni.

C. Elettronica: scheda per la Rilevazione delle Coincidenze

La scheda per la rilevazione delle coincidenze è stata progettata ed è tutt'ora in costruzione. Essa utilizza una tecnica di rilevazione delle coincidenze relazionata all'attività della radiazione e richiede circa 120 milioni di confronti al secondo, piuttosto di utilizzare la tecnica di rilevazione delle coincidenze usata nei PET attuali che è invece relazionata al numero di canali elettronici. L'attuale tecnologia richiederebbe circa 16.000 miliardi di confronti al secondo per avere la possibilità di individuare in ogni istante qualsiasi coincidenza occorsa in qualsiasi coppia di un PET con 1800 canali elettronici. (Vedi i dettagli nell'articolo [21] presentato alla stessa conferenza).

D. Software

Negli articoli [22] e [23] vengono riportate le simulazioni effettuate con gli algoritmi in tempo reale eseguiti su alcuni dati sperimentali. L'intera simulazione dell'elettronica è stata effettuata con il "Design Real Time tools" [4]. La Figure 8 è divisa in tre parti. A sinistra è riportato lo schema del progetto

software e del processo di simulazione utilizzati per creare e simulare il sistema 3D-Flow™; a destra, invece, è riportato il System-On-a-Chip per Applicazioni in Real-Time ad alta velocità e operazioni di test del progetto hardware (SOC-HRATES).

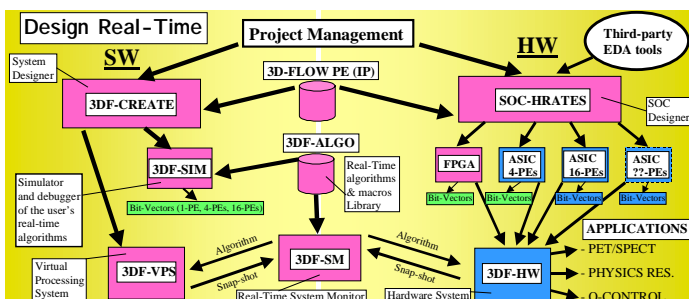


Figure 8. Correlazione tra le entità nel "Real-Time Design Process."

Le entità comuni del sistema sono riportate al centro della figura:

1. L'elemento IP 3D-Flow™ che è il circuito base che soddisfa le esigenze di funzionalità richieste da diverse applicazioni;
2. Un insieme di algoritmi 3D-Flow™ da eseguire in tempo reale e di macro organizzate in una libreria;
3. Il pacchetto software del sistema di monitoraggio che permette all'utente di visualizzare il processo di ogni singolo processore sistema 3D-Flow™ (hardware o VPS – Sistema di Processamento Virtuale), tramite linee RS-232. Il Sistema di Monitoraggio (SM):
 - a) compie la funzione di sistema host supervisore che carica i diversi algoritmi real-time su ogni processore durante la fase di inizializzazione;
 - b) rileva malfunzionamenti durante la fase di esecuzione;
 - c) tramite un software di riparazione elimina i processori malfunzionanti caricando su ognuno dei processori adiacenti al processore rotto, una versione modificata dell'algoritmo standard. La modifica del programma consiste nell'ignorare il processore che ha causato l'anomalia non inviando o rimanendo in attesa di dati.

V.REFERENZE

[1] Webb, S.: "From the Watching of Shadows: The Origins of Radiological Tomography" ISBN 085274305X.

[2] Brownell, LG.: "A History of Positron Imaging." Physics Research Laboratory, Massachusetts General Hospital, MIT. Oct. 15, 1999. See <http://www.mit.edu/~glb/alb.html>.

[3] Crosetto, D.: 400+ times improved PET efficiency for lower-dose radiation, lower-cost cancer screening. ISBN 0-9702897-0-7. Available at Amazon.com

[4] Crosetto, D.: LHCb base-line level-0 trigger 3D-Flow implementation. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, Sec. A, vol. 436 (1999) pp. 341-385.

[5] Crosetto, D. Saving lives through early cancer detection: Breaking the current PET efficiency barrier with the 3D-CBS." www.3d-computing.com/pb/3d-cbs.pdf

[6] Brownell, G.L., Sweet, W.H., "Localization of brain tumors with positron emitters," Nucleonics 1953, 11:40-45.

[7] Brownell, G.L., et al. "New develop..." in Proc. Symp. Med. Rad., 6-15 Aug. 1968. Vienna. IAEA. Pp 163-176.

[8] Burnham, C.A., Brownell, G.L. "A Multi-crystal Positron Camera," IEEE TNS, 1972; NS-19:201-205.

[9] Crosetto, D., "System Design and Verification Process for LHC Programmable Trigger Electronics" IEEE NSS-MIC Seattle (WA) Oct. 24-30, 1999.

[10] See Final Report of the committee who reviewed Crosetto's innovative tech. at www.3d-computing.com

[11] Binkley, D.M, et al. IEEE-NSS-MIC, pp. 867-871, 1993.

[12] DeGrado, T.R. et al.: "Performance Characteristics of the Whole-Body PET Scanner." Journal of Nuclear Medicine, vol. 35(8):1398-1406, August 1994

[13] Wienhard, K. et al.: "The ECAT EXACT HR: Performance of a New High Resolution Positron Scanner." IEEE TNS., 1997, pp. 1186-1190.

[14] Jones, W.S., et al. IEEE, TNS, NS 44:1202-1207, 1997.

[15] Mertens, J.D., et al. US Patent No. 5,241,181.

[16] McDaniel, D. et al., IEEE-NSS-MIC, pp873-875, 1992

[17] Cherry, S.R., et al.: "A comparison of PET detector modules employing rectangular and round PMT." IEEE Trans. Nucl. Sci, vol. 42(4):1064-1068 (August 1995).

[18] Crosetto, D., IEEE-NSS-MIC, "Real-Time, Prog..." Conf. Record, vol. 2, pp. 12/78 – 12/97, 2000.

[19] Casey, M. Nutt, R., IEEE, TNS, NS-33:760-763, 1986.

[20] Crosetto, D.: "3D-Flow DAQ IBM PC board for Photon Detection in PET and PET/CT" IEEE-NSS-MIC-2003. Conference Record. M3-130.

[21] Crosetto, D.: "Channel Reduction and Time Coincidence IBM PC board for PET" IEEE-NSS-MIC-2003. Conference Record. M6-131

[22] Buono, S. and Crosetto, D.: "Test results of Real-Time Algorithms Executed on FDPP with SPACAL data." CERN/ECP 90-6, 5 October, 1990.

[23] Crosetto, D.: A fast cluster finding system for future HEP experiments. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A311 (1992) pp. 49-56.