Eine Reorientierungssoftware zur Korrelation multimodaler tomographischer Bildstudien

G. Wagenknecht, G. v. Dziembowski, B. Bauer, Th. Renn, U. Büll

Klinik für Nuklearmedizin
RWTH Aachen, Pauwelsstr. 30, 52057 Aachen
g.wagenknecht@nuk-gate.nukmed.rwth-aachen.de

Auf Basis der ECAT-Software[1] wurde das Tool REMUS *zur* **Re***orientierung* **mu***ltimodaler tomographischer* **S***tudien (PET, SPECT, MRT, CT) entwickelt. Es ermöglicht die gleichzeitige Bearbeitung maximal zweier Bilddatensätze, die sich in Modalität, Skalierung und Orientierung unterscheiden dürfen. Die graphische Benutzeroberfläche dient der Darstellung orthogonaler Schnittbilder jeder Studie sowie der Bestimmung von Reorientierungs- und Skalierungsparametern. Die Reorientierung basiert auf einer Rigid-Body-Transformation. Die Interpolationsalgorithmen zur Reskalierung der Bilddaten sind auf den Bildinhalt unterschiedlicher Modalitäten zugeschnitten. Die Genauigkeit des Korrelationsergebnisses zweier Studien kann durch wechelseitige Einblendung automatisch mittels Kantendetektion extrahierter Organkonturen überprüft werden. Die reorientierten Studien können als Schnittbildfolgen dargestellt und im ECAT-File-Fomat gespeichert werden.*

Keywords: Reorientierung, Korrelation, Multimodal, Interpolation, Kantenextraktion

1 Problemstellung

Funktionelle Verfahren (PET, SPECT) dienen in der medizinischen Diagnostik insbesondere der Messung regionaler Stoffwechsel- und Durchblutungsparameter, morphologische Modalitäten (MRT, CT) stellen anatomische Strukturen und deren krankhafte Veränderungen bildtomographisch dar. Jedes Tomographiesystem liefert dabei einen dreidimensionalen Bilddatensatz unterschiedlicher Skalierung und Orientierung.

Je nach medizinischer Fragestellung ist die genaue Diagnose eines Krankheitsprozesses nur auf der Basis der komplementären Information unterschiedlicher Modalitäten möglich. Zur vergleichenden regionalen Analyse der Bilddaten ist die gleiche räumliche Orientierung und Skalierung der dreidimensionalen Volumina, die sogenannte Korrelation, erforderlich. Die Analyse tomographischer Folgeuntersuchungen eines Patienten zur Verlaufskontrolle erfordert ebenfalls eine der Erstuntersuchung entsprechende räumliche Orientierung der Bilddaten.

Zur Lösung des Reorientierungs- bzw. Korrelationsproblems wurde auf der Basis der ECAT-Software das Tool REMUS entwickelt. Es besteht aus einer für den Arzt möglichst einfach handhabbaren graphischen Benutzeroberfläche zur Darstellung der Studien und Bestimmung der Reorientierungs- und Skalierungsparameter, einer Auswahl von Interpolationsalgorithmen zur Reskalierung der Daten unter Berücksichtigung des Bildinhaltes sowie der Rigid-Body-Transformation zur Reorientierung der isotropisierten 3D-Volumina. Die Überprüfung der Genauigkeit des Korrelationsergebnisses zweier Studien erfolgt durch wechselseitige Einblendung automatisch mittels Kantendetektion extrahierter Organkonturen. Die reorientierten und neu skalierten Studien können als Schnittbildfolgen dargestellt und im ECAT-File-Fomat gespeichert werden (Abb.1).

2 Graphische Benutzeroberfläche

Das Tool REMUS erlaubt wahlweise die Reorientierung *einer* Studie, z.B. auf der Basis anatomischer Orientierungspunkte, oder die räumliche Korrelation *zweier* Studien. Die Darstellung der Studien zur Bestimmung der Reorientierungsparameter erfolgt nach einer Isotropisierung der Daten durch drei orthogonale Schnitte, die mittels Cursor aus dem 3D-Volumen ausgewählt werden (Abb.2).

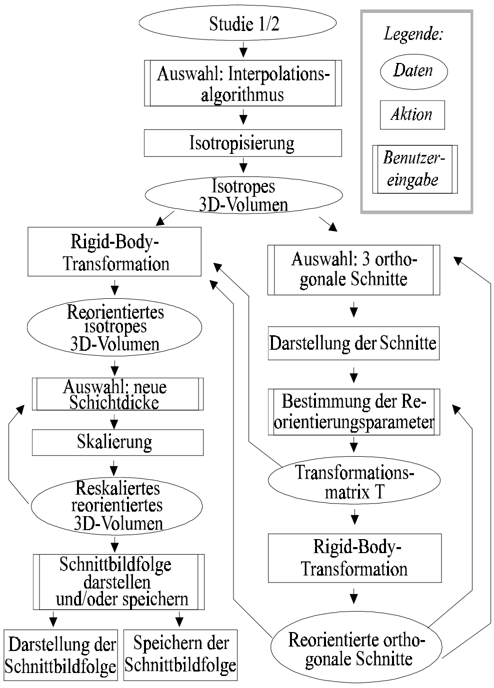

Abb.1: Blockdiagramm des Reorientierungstools REMUS

2.1 Bestimmung der Skalierungsparameter

Um die geometrische Transformation der Bilddaten als Rigid-Body-Transformation ausführen zu können, ist eine vorherige Isotropisierung der Bildvoxel erforderlich. Die Bestimmung der Skalierungsparameter erfolgt automatisch beim Einladen der Studie anhand der originalen Pixelgröße und Schichtdicke. Nach der Reorientierung ist eine Reskalierung der Daten durch die Definition neuer Schichtdicken möglich.

2.2 Bestimmung der Reorientierungsparameter

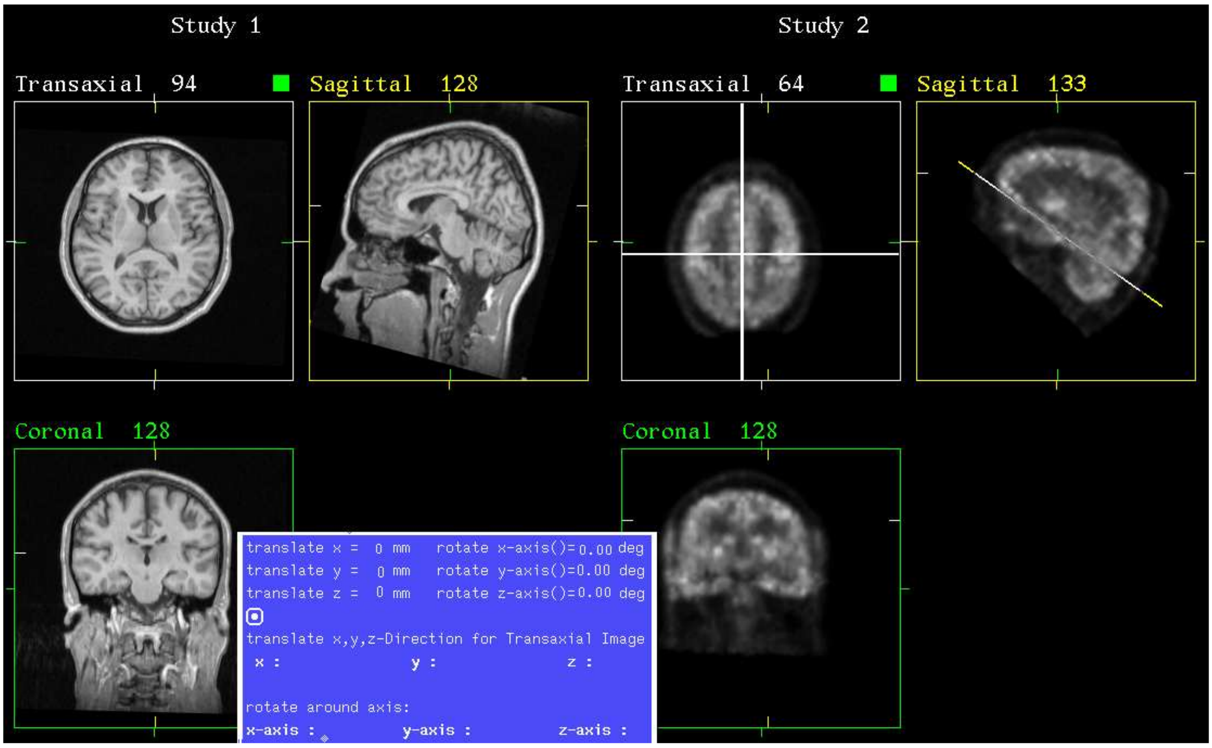

Abb.2: Unkorrelierte MRT- und PET-Studie des Gehirns: Bestimmung der Transformationsparameter.

Zur Reorientierung der isotropisierten 3D-Volumina als Rigid-Body-Transformation mit drei Freiheitsgraden der Translation und der Rotation ist die Bestimmung der Transforma-

tionsparameter erforderlich. Diese kann über ein Eingabefenster (Abb.2) oder graphisch erfolgen.
Die graphische Bestimmung der Translationsparameter erfolgt durch sukzessive Anwendung eines positionierbaren Fadenkreuzes auf die drei orthogonalen Schnitte (Abb.2). Innerhalb eines Schnittes bestimmt der Kreuzungspunkt des Fadenkreuzes einen neuen Matrixmittelpunkt und somit zwei Translationsparameter.

Zur graphischen Bestimmung der Rotationsparameter läßt sich in jedes orthogonale Schnittbild eine Reorientierungsebene einzeichnen, die den Winkel für die Rotation um die senkrecht zum Schnitt stehende Raumachse bestimmt (Abb.2). In der Praxis ermöglicht dies die Reorientierung einer Studie anhand von anatomischen Orientierungspunkten (z.B. Gehirn: AC-PC-Linie).

Die einzelnen Schritte können in beliebiger Reihenfolge und wiederholt ausgeführt werden.

3 Interpolation

Der Bildinhalt einer Studie besteht je nach Modalität aus Meßwerten, die auf ein bestimmtes Volumenelement bezogene Mittelwerte (CT, MRT, PET) oder Absolutwerte (PET, SPECT) darstellen. Beispiel hierfür sind die beim PET gemessenen absoluten Zählraten (Counts/s) in einem Voxel und die daraus berechneten Aktivitätskonzentrationen (mCi/(s*ml)). Die bei der Reskalierung der Bilddaten zur Isotropisierung und anschließenden Erzeugung neuer Schichtdicken erforderliche Interpolation der Bilddaten unterscheidet zwischen Absolut- und Mittelwerten und ist damit auf beliebige Modalitäten anwendbar (Abb.3).

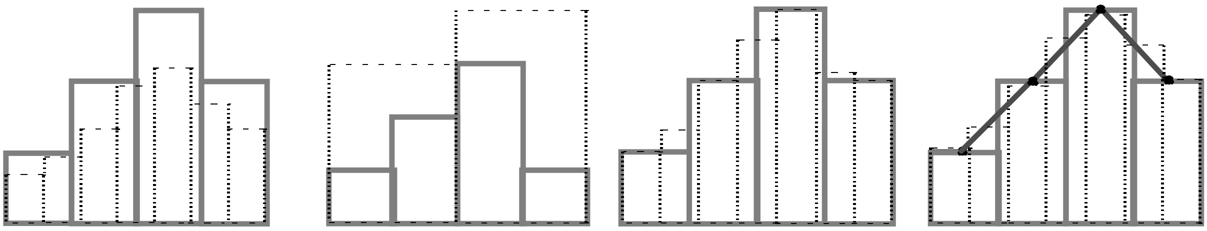

Abb.3: Absolutwerte: dünnere (a) und dickere Schichten (b); Mittelwerte: dünnere Schichten (c); Mittelwerte interpoliert: dünnere Schichten(d). Quaderbreite entspricht Schichtdicke. Höhe entspricht Voxelwert. Orginal: durchgezogene Linien. Skaliert: gestrichelte Linien.

3.1 Absolutwerte

Entsprechen die Bildinhalte Absolutwerten, so wird bei der Erzeugung neuer Voxel der neue Wert durch volumenanteilige Addition der ursprünglichen Werte berechnet. Dies ist beispielhaft für die Erzeugung kleinerer und größerer Schichtdicken in Abb.3a,b dargestellt.

3.2 Mittelwerte

Entsprechen die Bildinhalte Mittelwerten, so wird bei der Erzeugung neuer Voxel der neue Wert durch volumenanteilige Addition der ursprünglichen Werte und anschließende Division durch das neue Voxelvolumen berechnet (Abb.3c).

3.3 Berücksichtigung benachbarter Voxel durch lineare Interpolation

Ein tomographisch meßbarer physikalischer Parameter ändert sich im Volumen im allgemeinen kontinuierlich. Sprunghafte Veränderungen treten lediglich an Gewebegrenzen auf. Die

Diskretisierung der analogen Größen durch das Tomographiesystem erzeugt abhängig von der Voxelgröße stufenförmige Übergänge aneinander grenzender Voxel. Durch Reskalierung der Voxel mit den oben beschriebenen Verfahren kann dies noch verstärkt werden. Um weichere Übergänge zwischen angrenzenden Voxeln zu erhalten, werden diese durch lineare Interpolation aus den ursprünglichen Werten ermittelt (Abb.3d).

4 Reorientierung

Zur Bestimmung der endgültigen Transformationsparameter kann eine Folge von Operationen auf den orthogonalen Schnittbildern einer Studie erforderlich sein. Zur Optimierung modifiziert man nicht nach jedem Schritt das gesamte 3D-Datenvolumen, sondern ändert lediglich nach jedem Schritt eine mitzuführende Transformationsmatrix T. Die Zwischenergebnisse werden zunächst nur zur Berechnung der Reorientierung der orthogonalen Schnitte verwendet. Die endgültige Transformationsmatrix wird schließlich zur Reorientierung des dreidimensionalen Ursprungsvolumens V_{orig} eingesetzt. Da das reorientierte 3D-Volumen V_{res} nur ein einziges Mal berechnet werden muß, führt dies neben einer enormen Zeitersparnis zu einer Minimierung von Rundungsfehlern bei der durch die Reorientierung notwendigen Interpolation der Voxel [2].

$$\vec{P}_{res} = T \cdot \vec{P}_{orig} = T_3 \cdot \left[T_2 \cdot \left(T_1 \cdot \vec{P}_{orig} \right) \right] \qquad (1)$$

mit $\vec{P} = (x, y, z, 1)$ und $T = T_3 \cdot T_2 \cdot T_1 = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Die Reorientierung des 3D-Volumens auf Basis der ermittelten Transformationsmatrix erfolgt auf einem diskreten Gitter. Abhängig von den Reorientierungsparametern entstehen neue Werte jedoch nicht auf einem diskreten Raster, so daß ein neuer Pixelwert P auf Basis der acht nächsten Nachbarn linear interpoliert werden muß (Abb.4).

$$P = \sum_{i=1}^{8} w_i \cdot P_i \qquad \text{mit} \qquad \sum_{i=1}^{8} w_i = 1 \qquad (2)$$

P_i:Pixelwert; w_i: umgekehrt proportional zum Abstand P-P_i.

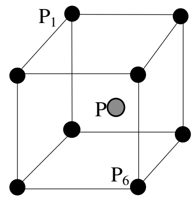

Abb.4: 8 nächste Nachbarn

5 Überprüfung der Korrelationsergebnisse

Die Beurteilung der Genauigkeit des Korrelationsergebnisses zweier Studien ist immer dann problematisch, wenn die Bestimmung der Reorientierungsparameter nicht anhand von anatomischen Orientierungspunkten (z.B. Gehirn: AC-PC-Linie) erfolgen kann, sondern sich visuell an Umrissen dargestellter Organstrukturen orientiert. Die wechselseitige Einblendung dieser automatisch mittels Kantendetektion aus der jeweils anderen Studie extrahierten Umrisse soll die genaue Reorientierung anhand dieser Konturen ermöglichen (Abb.7).

Die implementierten Kantenextraktionsverfahren basieren auf der Kombination eines Gaußfilters wählbarer Standardabweichung σ, eines Ableitungsoperators zur Kantenverstärkung sowie einer anschließenden Binärisierung des Kantenbildes.

Der Gaußfilter dient einerseits der Unterdrückung artifizieller durch Rauschen induzierter Kanten, andererseits kann durch Wahl des Parameters σ das Bild in unterschiedlichen Auflösungsstufen bearbeitet werden (Multiskalenansatz). Dies kann bei der Korrelation von Modalitäten stark unterschiedlicher physikalischer Auflösung von Vorteil sein.

5.1 Marr-Hildreth-Operator

Der Marr-Hildreth-Operator [3,4] besteht aus der Kombination eines Gauß-Filters skalierbarer Standardabweichung σ mit dem isotropen Laplaceoperator. Er wird daher auch Laplacian-of-Gaussian (LoG) oder aufgrund seiner Form Mexican-Hat-Filter genannt (Abb.5).

$$\nabla^2 G_\sigma(x,y) = \frac{1}{\pi\sigma^4}\left(\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}-1\right)\left(\exp-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

$$f_{res}(x,y) = \nabla^2(G_\sigma(x,y) * f_{orig}(x,y)) = (\nabla^2 G_\sigma(x,y)) * f_{orig}(x,y) \quad (4)$$

mit $G_\sigma(x,y)$: Gauß-Funktion [3]; *: Faltungsoperator.

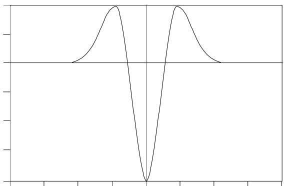

Abb.5: Marr-Hildreth-Operator

Nach der Faltung des Bildes $f_{orig}(x,y)$ mit dem Marr-Hildreth-Operator werden die zu Kanten gehörenden Pixel im Bild $f_{res}(x,y)$ als Nulldurchgänge - zero-crossings - detektiert. Die extrahierten Kanten sind immer 1-Pixel breit und geschlossen. Geschlossene Organumrisse erzeugen somit geschlossene Konturen. Nachteilig ist, daß dem Filter ein Maß für die Kantenstärke fehlt und er somit sehr rauschempfindlich ist (Abb.7d). Daher wurde ein zweiter Filter implementiert, der die Kantensteilheit berücksichtigt.

5.1 Canny-Operator

Der Canny-Operator [3,5] berücksichtigt sowohl die Stärke einer Kante als auch ihre Orientierung, definiert als die Richtung der Tangente an die Kontur, um schließlich einen 1-Pixel weiten Konturzug zu ermitteln. Dies impliziert die Möglichkeit für den Benutzer, die zur Darstellung der Kontur mindest erforderliche Kantenstärke als Parameter mit in die Berechnung einfließen zu lassen.

Die Bildinformation $f_{orig}(x,y)$ wird mit den Richtungsableitungen der Gauß-Funktion in x- und y-Richtung gefaltet und geglättet, wobei wie beim Marr-Hildreth-Operator die Standardabweichung σ als einziger Parameter erwartet wird.

$$D_x(x,y) = \frac{\partial}{\partial x}\left(G_\sigma(x,y) * f_{orig}(x,y)\right) = \frac{\partial G_\sigma(x,y)}{\partial x} * f_{orig}(x,y) \quad (5)$$

$$D_y(x,y) = \frac{\partial}{\partial y}\left(G_\sigma(x,y) * f_{orig}(x,y)\right) = \frac{\partial G_\sigma(x,y)}{\partial_y} * f_{orig}(x,y) \quad (6)$$

$$D(x,y) = \left|\nabla\left(G_\sigma(x,y) * f_{orig}(x,y)\right)\right| = \sqrt{D_x(x,y)^2 + D_y(x,y)^2} \quad (7)$$

mit $G_\sigma(x,y)$: Gauß-Funktion [3]; *: Faltungsoperator.

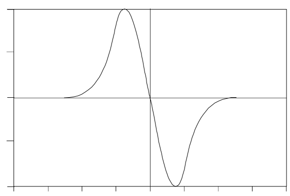

Abb.6: Canny-Operator

Der Betrag des Gradienten $D(x,y)$ ist dabei ein Maß für die Kantenstärke. Das folgende Kantennachbearbeitungsverfahren mit dem Namen Non-Maxima-Suppression [5] nutzt die ermittelte Information über Gradientenrichtung und -stärke, um Nicht-Kantenpunkte auszuschließen. Liegt ein untersuchtes Pixel in einem Gebiet lokalen Intensitätsmaximums, so wird es nur dann als einer Kante zugehörig eingestuft, wenn sein Betragsgradient den benutzerdefinierten Schwellwert S für die gewünschte Kantenstärke übersteigt. Der Vorteil einer hierdurch erzielten weitgehenden Rauschunempfindlichkeit der Kantenextraktion steht dem Nachteil der Extraktion fragmentierter Konturen gegenüber (Abb.7a-c).

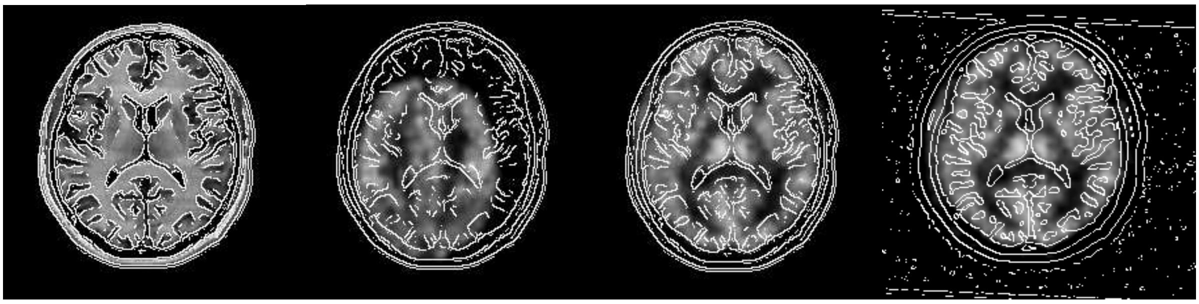

Abb.7: Canny-Konturen (σ=1): Extrahiert aus MRT-Schnitt (a), Überlagert auf unkorrelierten PET-Schnitt (b), Überlagert auf korrelierten PET-Schnitt (c); Marr-Hildreth-Konturen (σ=2.2): Extrahiert aus MRT-Schnitt und überlagert auf korrelierten PET-Schnitt (d).

6 Ergebnis

Das Tool REMUS ermöglicht dem Arzt, dreidimensionale morphologische und funktionelle tomographische Bildstudien auf der Basis graphischer Orientierungshilfen effektiv zu reorientieren und miteinander zu korrelieren. Die reorientierten Bilddaten können als Folge von Schnittbildern dargestellt (Abb.8) und im ECAT-Daten-Format gespeichert werden.

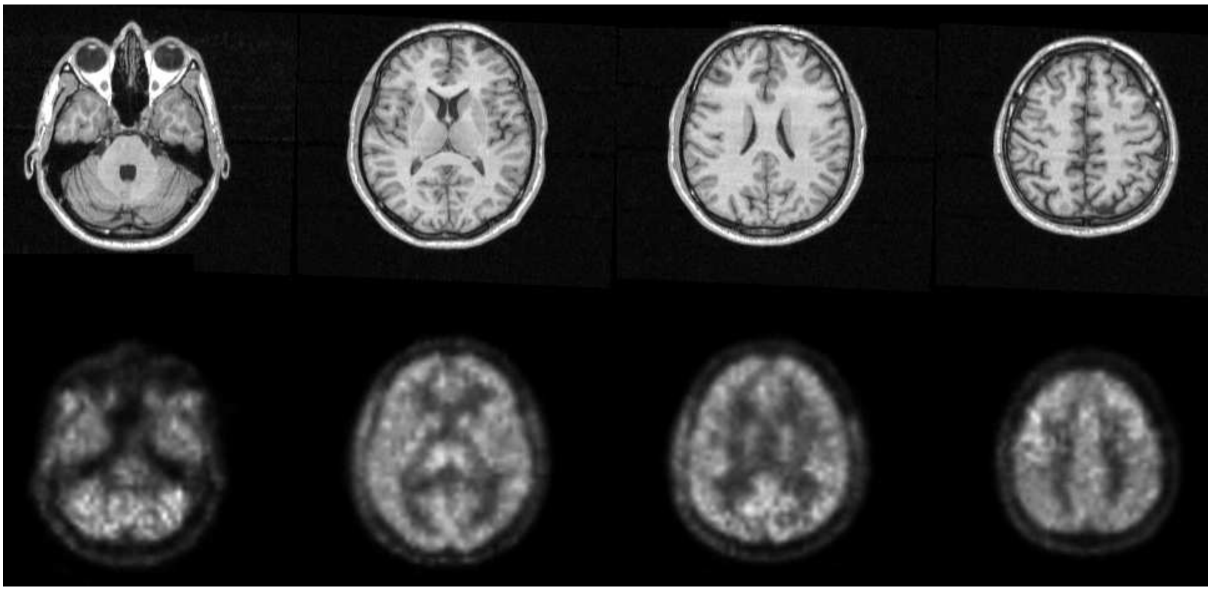

Abb.8: Korrelierte Schnittbildfolge: Obere Reihe: MRT; Untere Reihe: PET.

Literatur

[1] ECAT-Software, Release 6.4c, CTI Knoxville USA, 1994.
[2] Foley JD, Dam A v, Feiner SK, Hughes JF: Computer Graphics. Addison-Wesley. 1993.
[3] Steinbrecher R: Bildverarbeitung in der Praxis. Oldenbourg Verlag. 1993.
[4] Marr D, Hildreth E: Theory of edge detection. Proc R Soc Lond B 207, 187-217, 1980.
[5] Canny J: A computational approach to edge detection. IEEE Trans on PAMI, 8(6), 679-698, 1986.