

**8. APT-Seminar, 19.06.2004 in Magdeburg**

**Dosisbelastung bei  
kombinierten PET/CT-Anwendungen**

**R. Veit, G. Brix**

**Vortrag basiert auf dem Manuskript:**

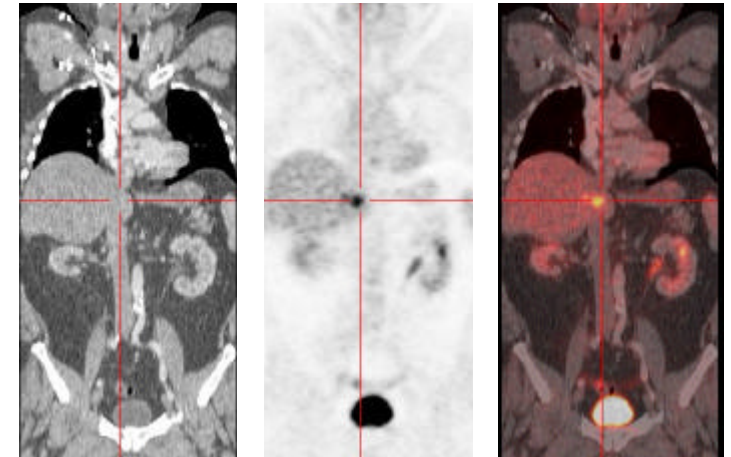
# **Radiation Exposure of Patients Undergoing Whole-Body Examinations at Dual-modality PET/CT Scanners**

**G. Brix, U. Lechel, T. Beyer, G. Glatting, W. Münzing, S. Ziegler**

# Hintergrund und Ziele

## Ganzkörper-Untersuchungen an kombinierten PET/CT-Systemen

- erlauben umfassende Diagnostik onkologischer Erkrankungen mit einem positiven Einfluss auf das Therapiemanagement
- erfordern eine strenge rechtfertigende Indikation
- erfordern Einsatz optimierter Protokolle, so dass die Strahlenexposition der Patienten in einem akzeptablen Verhältnis zur erforderlichen diagnostischen (Bild)qualität steht



Bilder: Uniklinik Ulm

## Ziel der Studie:

- Erfassung der Exposition von Patienten an mehreren Kliniken
- strahlenhygienische Bewertung von PET/CT-Protokollen

# Material & Methode: **PET/CT-Tomographen**

## Erfassung und Bewertung von Ganzkörper-Protokollen

- die zwischen 9/2003 und 5/2004 häufig in vier Universitätskliniken eingesetzt wurden
- für vier verschiedene, kommerziell verfügbare Scanner, die den aktuellen Stand der Technik repräsentieren

Klinik	PET/CT-Tomograph		MSCT-System		PET-System	
	Hersteller	Typ	Typ	Detektorzeilen	Typ	Detektorsystem
1	GE	Discovery LS	Lightspeed Plus	4	Advance NXi	BGO, 2D & 3D
2	Philips	Gemini	Mx8000	2	Allegro	GSO, 3D
3	Siemens	Biograph Duo	Emotion Duo	2	ECAT EXACT HR <sup>+</sup>	BGO, 3D
4	Siemens	Biograph 16	Sensation 16	16	ECAT ACCEL	LSO, 3D

# Material & Methode: **Interne Dosimetrie**

- Erfassung der applizierten [<sup>18</sup>F]FDG-Aktivitäten
- Verwendung der für das MIRD-Phantom berechneten Dosiskoeffizienten aus ICRP-Publikation 80 für die Abschätzung
  - von Organdosiswerten (mGy)

$$D_T = A \cdot G_T^{FDG}$$

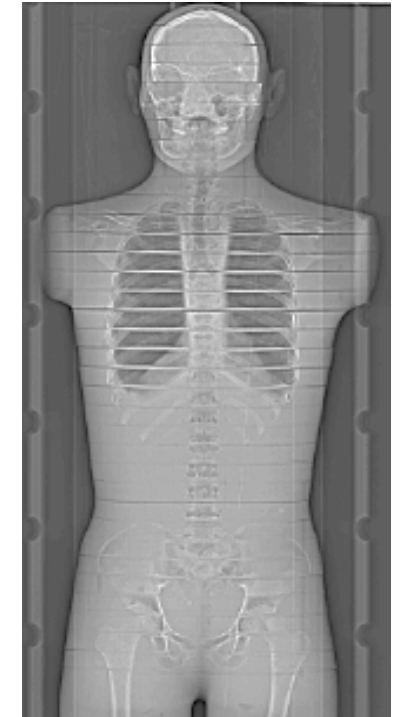
- sowie der effektiven Dosis (mSv)

$$E = \sum_T w_T \cdot D_T = A \cdot \sum_T w_T \cdot G_T^{FDG} = A \cdot G_E^{FDG}$$

$w_T$ : Gewebewichtungsfaktoren aus ICRP-Publikation 60

# Material & Methode: **Externe Dosimetrie**

- Erfassung der dosisrelevanten Parameter ( $U$ ,  $Q_{el}$ ,  $CTDI_{vol}$ ,  $L$ ,  $p$ )
- Für jeden CT-Scan:
  - Dosismessungen am Alderson-Phantom mit mehr als 180 TLDs
  - Bestimmung der Organdosiswerte sowie der effektive Dosis



- **Auswertung:** Für jeden Scan Berechnung von Dosiskoeffizienten gemäß

$$D_T = G_T^{CT} \cdot CTDI_{vol}$$

$$E = G_E^{CT} \cdot CTDI_{vol}$$

# Ergebnisse: Überblick

Klinik	Scan	Effektive Dosis (mSv)	
		Scan	Untersuchung
1	2 Topogramme	0,8	26,4
	GK-CT, post-KM	18,6	
	PET, 370 MBq FDG	7,0	
2	Topogramm	0,1	24,4
	LD-CT	4,5	
	PET, 300 MBq FDG	14,1	
	GK-CT, post-KM	5,7	
3	Topogramm	0,2	24,8
	GK-CT, post-KM	17,6	
	PET, 370 MBq FDG	7,0	
4	Topogramm	0,2	23,7
	LD-CT	2,4	
	PET, 370 MBq, FDG	7,0	
	GK-CT, post-KM	14,1	

$$E_{ges} \approx 25 \text{ mSv}$$

- Zusätzliche Akquisition von Low-Dose-CT-Scans in 2 Kliniken für Transmissionskorrektur (vor KM-Gabe)
- Deutliche Dosisunterschiede bei diagnostischen CT-Scans

# Ergebnisse: CT-Protokolle

CT-Scan Abkürzung	$U$ (kV)	$Q_{el}$ (mAs)	$h_{col}$ (mm)	$p$	$L$ (mm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)
LD-2	120	60	2 × 6,5	1,5	910,0	2,9
LD-3	110	30	2 × 4,0	2,0	851,0	1,0
LD-4	120	32,5	16 × 0,75	1,25	887,5	2,0
GK-1	140	150	4 × 2,5	1,5	867,0	14,1
GK-2	120	195	2 × 5,0	1,5	890,0	9,5
GK-3	130	111	2 × 4,0	1,0	851,0	11,9
GK-4	120	100	16 × 1,5	1,25	887,0	11,2
MSCT-Umfrage <sup>§</sup>	124	194	4,0	1,30	654,0	12,8

$U$ : Röhrenspannung,  $Q_{el}$ : elektr. Strom-Zeit-Produkt,  $h_{kol}$ : Schichtdicke,  $p$ : Pitch,  $L$ : Scanlänge

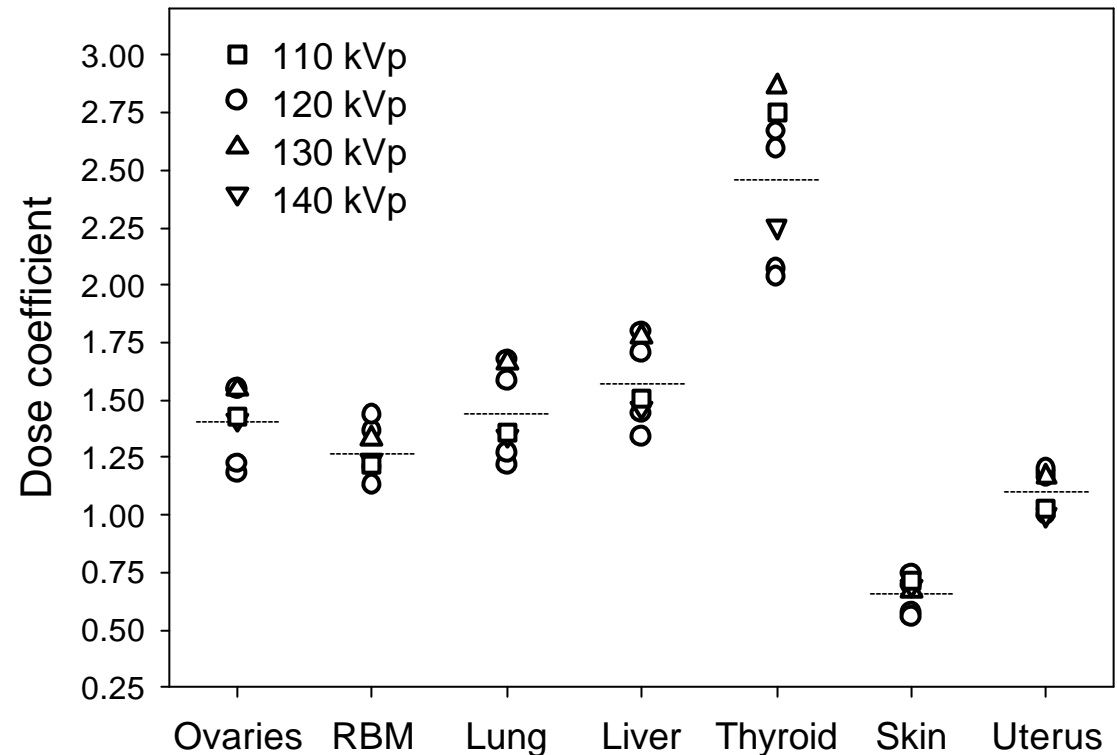
§ Brix et al, Radiation Exposure in MSCT: Results of a Nationwide Survey. Eur Radiology 2003; 13: 1979

- Symphyse als untere Begrenzung, Schilddrüse voll in Scanregion
- Dosisreduktion durch Verwendung einer Röhrenspannung von 120 kV möglich ( $CTDI_{vol} \propto U^2$ )



# Ergebnisse: *CT-Dosiskoeffizienten*

- **Beispiel:**  
Dosiskoeffizienten für verschiedene Organe und zugehörige Mittelwerte



- keine Abhängigkeit von Röhrenspannung
- Standardfehler des Mittelwertes: zwischen 3,0 und 5,2 %

# Ergebnisse: **Dosiskoeffizienten**

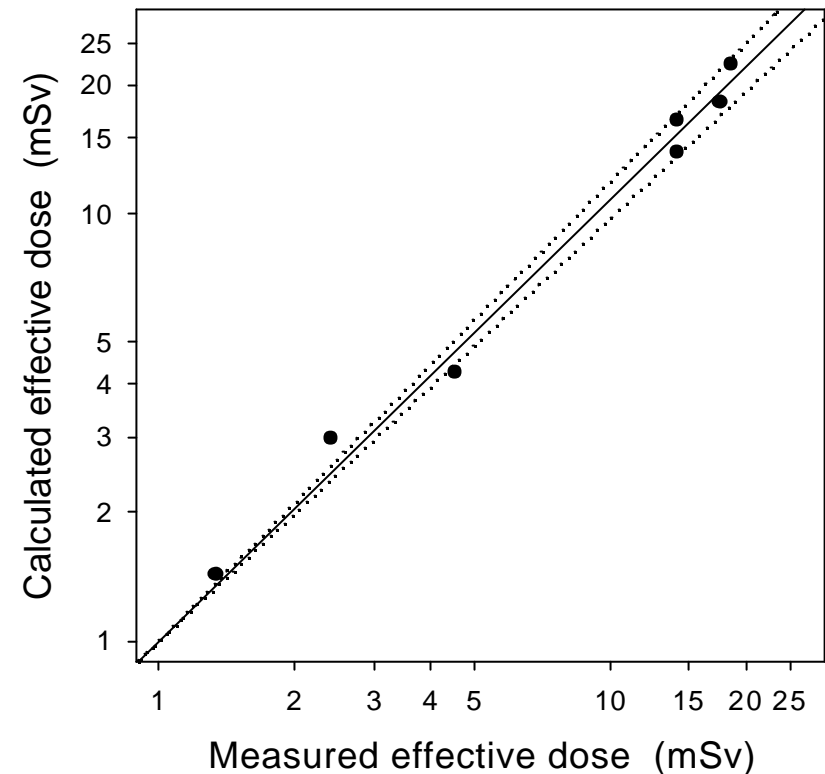
Organ $T$	$w_T$	$\Gamma_T^{FDG}$ ( $\mu\text{Gy}/\text{MBq}$ )	$w_T \cdot \Gamma_T^{FDG}$ ( $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ )	$\Gamma_T^{CT^*}$	$w_T \cdot \Gamma_T^{CT}$ ( $\text{mSv}/\text{mGy}$ )
Gonaden	0.20	13.5	→ 2.70	$1.41 \pm 0.06$	→ 0.283
Rotes Mark	0.12	11	→ 2.20	$1.28 \pm 0.04$	0.153
Kolon	0.12	13	1.56	$1.53 \pm 0.05$	→ 0.184
Lungen	0.12	10	1.20	$1.45 \pm 0.07$	→ 0.174
Magen	0.12	11	1.32	$1.45 \pm 0.06$	→ 0.174
Blase	0.05	160	→ 8.00	$1.38 \pm 0.07$	0.069
Brust	0.05	6.8	0.34	$1.44 \pm 0.08$	0.072
Leber	0.05	11	0.55	$1.58 \pm 0.07$	0.079
Speiseröhre	0.05	11	0.55	$1.43 \pm 0.07$	0.072
Schilddrüse	0.05	10	0.50	$2.46 \pm 0.13$	0.123
Haut	0.01	8	0.08	$0.66 \pm 0.03$	0.007
Knochenoberflä.	0.01	11	0.11	$0.86 \pm 0.03$	0.009
Sonst. Organe	0.05	11	0.55	$1.37 \pm 0.05$	0.069
Uterus	–	<b>21</b>	–	<b><math>1.11 \pm 0.04</math></b>	–
Effektive Dosis	–	–	<b>19</b>	–	<b>1.47</b>

**Abschätzung der Dosis für Fötus**

Gewebewichtungsfaktoren und Dosiskoeffizienten für FDG aus ICRP-Publikation 60 bzw. 80

# Ergebnisse: *Dosisabschätzung CT*

- **Korrelation** der am Alderson-Phantom mit TLDs ermittelten effektiven Dosis mit der über die Beziehung  $E = G_E^{CT} \cdot CTDI_{vol}$  berechneten Dosis für 7 CT-Scans



- Geringe systematische Überschätzung der effektiven Dosis um ca. 3 %, da Gonadendosis mit Overialdosis identifiziert wurde, obwohl Exposition der Testes durch Streustrahlung gering (0,7 - 7.2 mGy)
- Mittlere Abweichung: 11 %

# **Zusammenfassung: *Ergebnisse der Studie***

- Trotz erheblicher Unterschiede in den verwendeten Protokollen ist die Gesamtdosis in den vier Kliniken mit ca. 25 mSv vergleichbar
- Die Uterusdosis lag zwischen 20,9 und 23,3 mSv
- Dosiskoeffizienten erlauben eine sehr einfache Abschätzung sowohl der effektiven Dosis als auch der Uterusdosis für Ganzkörper-Untersuchungen an PET/CT-Systemen
- Durch Optimierung ist eine effektive Dosis von ca. 20 mSv erreichbar
- Ganzkörper-Untersuchungen an PET/CT-Systemen sind mit einer relativ hohen Patientenexposition verbunden, so dass in jedem individuellen Fall eine strenge Indikationsstellung erforderlich ist

# **Zusammenfassung: *Möglichkeiten der Optimierung***

- Wenn irgend möglich Verzicht auf separaten Low-Dose-CT-Scan und Verwendung des (auch KM-verstärkten) diagnostischen CT-Scans für die Transmissionskorrektur der Emissionsdaten
- Reduktion der Röhrenspannung auf 120 kV
- Bei anatomisch klar lokalisierten Läsionen und beim Therapie-monitoring sollte die Scanlänge so weit wie möglich reduziert werden
- Reduktion der mit der Applikation von [ $^{18}\text{F}$ ]FDG verbundenen Exposition durch Herstellung diuretischer Bedingungen zur Verkürzung des Blasenentleerungsintervalls

