



Pour des applications de routine
ou de recherche

Collimateur pinhole disponible

**images avec l'autorisation gracieuse de
Hôpital Hautepierre, CHRU Strasbourg, France*

Statif

Statif ECT, détecteur réglable en hauteur

Surface du pied au sol	80 cm x 103 cm
Déplacement de la tête	40 - 165 cm
Course	25 cm

Détecteur

Matériau boîtier	12 mm aluminium
Blindage	12 mm plomb
Encombrement (in cm)	27x34x34 (HxLxP)
Poids	70 kg

Cristal

Type	Nal
Épaisseur	6,5 mm (Tc99)
optionnel (jusqu'à 400 KeV)	9,5 mm (3/8")
Forme	carré
Dimension (cm x cm)	21 x 21
Champ utile (cm x cm)	18 x 18

Photomultiplicateurs

Nombre	25
Forme	ronde
Arrangement	carré
Diamètre	54 mm

Collimateurs

Standard: Pinhole

- avec 4 inserts différents en tungstène
- Diamètres de trous des inserts: 0.7mm, 1mm, 1.5mm, 2mm

Autres dimensions disponible en option

optionnel chariot	LEGP optionnel
----------------------	-------------------

Unité Electronique

Composée des sous-ensembles suivants:

Boîtier électronique

Configuration en tour
Dimensions (H x L x P) : 40cm x 20cm x 50cm

Alimentation tension moyenne (+- 5 Volts)
Alimentation haute tension (0 – 1500 Volts)
pilote informatiquement

Electronique du détecteur

Electronique numérique utilisant la technologie FPGA (intégré dans le détecteur) comprenant :

25 Préamplificateur piloté numériquement

- Amplification ajustable sur 24 bits
- Offset ajustable sur 12 bits
- DEL-étalonnage pour photomultiplicateurs
- sortie différentielle aux convertisseurs analogique - numérique

Carte de raccordement et distribution

Relie les signaux entre les préamplificateurs et la platine du processeur FPGA

Platine pour le processeur FPGA avec 32 convertisseurs analogique – numérique

- Fréquence d'échantillonnage de 40 MHz par canal en continu
- Temps d'intégration ajustable informatiquement entre 25 ns et 1000 ns
- Taux d'exploitation d'environ 500 000 événements par seconde
- Correction numérique d'offset
- Détection des collisions
- Calcul des sommes des signaux en coordonnées et en énergie

Module USB

Transfert des données numériques vers l'ordinateur via le port USB 2.0

Gamma caméra pour la tomographie de petit animal GKS-T

Specification Technique

Energie

Version standard	60-200 KeV
Option	60-400 KeV

Norme et parametre DIN IEC 789

Résolution spacial (pour cristal 6,5")

- FWHM	<3,3 mm
- FWMTM	<6,3 mm

Uniformité

- integrale	<2,5%
- différentielle	<2,0%

Linéarité

- absolue	<0,4 mm
- différentielle	<0,2 mm

Traitement des coups

Nb de coups max.	250.000 cps
Pour 20 % de pertes	50.000 cps
Résolution d' énergie	<9,5%

Environnement

Température	Entre 18° - 26°
Humidité relative	Entre 20 - 80 % (sans condensation)

Changements de température	maximal +3° /h
Tensions d'alimentation	230 V, 50 Hz, 16 A
Puissance dégagée	450 W
Consommation	env. 2 A

Encombrement

Statif avec détecteur	130 cm x 120 cm (LxP)
Electronique	60 x 45 cm
Table console	120 x 80 cm (recommandé)

Poids

Statif avec détecteur 370 kg

Logiciel

Système d'exploitation LINUX
Logiciel et manuel d'utilisateur en français

Pack de logiciels Médecine Nucléaire :

NSP-00 Programmes de traitement de base et contrôle de qualité

NSP-02 Evaluation des organes (sans coeur)

NSP-50 SPECT logiciel de base

Hardware

voir specifications pour l'ordinateur GMS-586

Périphérie

Ecran plat TFT	19"
Imprimante couleur laser	optionnel
Souris, clavier	

Additifs optionnels

Version I-131

haute énergie jusqu'à 400 keV
Blindage renforcé du détecteur
Epaisseur du cristal 9,5 mm
Collimateur supplémentaire haute énergie

DICOM:

Store, Query/Receive, Print, Worklist, MPPS

CBF imaging and global CBF quantitation in normal rats using a dedicated pinhole SPECT system

Choquet Ph¹, Israel-José V¹, Namer L¹, Billaud P², Schneider F², Constantinenco A¹
¹Service de Biophysique et Médecine Nucléaire, ²Service de Neurologie Médicale
 Hôpital de Hautepierre, 1, Avenue Molière, 67081 STRASBOURG Cedex FRANCE
 Philippe.CHOQUET@unistra.fr

PURPOSE
 # evaluate 99mTc-labeled pharmaceuticals for cerebral blood flow (CBF) measurements in rats using pinhole Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)
 # establish conditions for reliable measurements
 # obtain quantitative data at a global scale in normal animals and create a normal database.

MATERIALS AND METHODS
Gamma camera
 Ring-type single head detector
 40% efficiency
 25 photo-multiplier tubes
 12.5 cm x 11.5 cm
 pinhole collimator
 GE Healthcare, London, Canada
Animals
 5 Wistar adult rats, previous anaesthesia with isoflurane 2% (Mérieux, France)
 femoral vein catheter
Tracer
 99mTc, HMPAO
 GE Healthcare, Little Chalfont, UK

Acquisition protocol & images reconstruction

Dynamic acquisition
 120 images (5 sec/image) during administration of 15 to 20 µCi 99mTc-HMPAO (in less than 1 ml) (only the first 40 images are shown (10% concentration) here & there)

Tomographic acquisition
 About 10 minutes after tracer administration
 48 projections (64x64 (1 mm each) over a 180° arc)

Quantitative analysis (Patlak graphical method¹ modified by Matsuda²)
 Bicompartmental model applied to 99mTc-HMPAO

$$B(t) = k_1 \int_0^t A(\tau) d\tau + V \cdot A(t)$$
 Dividing by A(t) leads to a linear relationship:

$$\frac{B(t)}{A(t)} = k_1 \frac{\int_0^t A(\tau) d\tau}{A(t)} + V$$
 k₁ (slope by the line) (slope at early time phase of curve) used allow for calculation of global CBF values, cerebral-vidy-CBF³
 ROI on the static each (the original static function) drawn on the static of the first images of dynamic acquisition
 ROI on each hemisphere (the brain tissue capillary) drawn on the static of the first images of dynamic acquisition
 ADAC ProPics software (PHILIPS Medical Systems, Eindhoven, the Netherlands)

RESULTS
3D CBF imaging (qualitative results)
 registration (AMIR software⁴) on microCT images

gCBF quantitation (by hemisphere): mean value
 Matsuda Patlak modification leading to gCBF values from 56 ml/100g/min to 135 ml/100g/min
 MEAN 99 ml/100g/min
 SD 31 ml/100g/min
 Intra- & interobserver variation negligible

CONCLUSION
 # values found are in the range of published reference values⁵
 # mean value is somewhat smaller: influence of anaesthesia (isoflurane)?
 # importance of injection conditions: small volume with high activity required for bolus administration
 # need correlation with established ex vivo methods⁶
 # need validation by resorting to well known simulation tests: vasodilation, variation of PaCO₂

1. Patlak CS, Pappas DI, Mather KT, et al. (1981) Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and volume of distribution of injected tracer by dynamic PET. J Neurophysiol 45: 1073-1081.
 2. Matsuda H, et al. (1991) Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and volume of distribution of injected tracer by dynamic PET. J Neurophysiol 45: 1073-1081.
 3. Choquet P, et al. (2005) Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and volume of distribution of injected tracer by dynamic PET. J Neurophysiol 45: 1073-1081.
 4. AMIR software (AMIR Medical Systems, Eindhoven, the Netherlands).
 5. Choquet P, et al. (2005) Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and volume of distribution of injected tracer by dynamic PET. J Neurophysiol 45: 1073-1081.
 6. Choquet P, et al. (2005) Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and volume of distribution of injected tracer by dynamic PET. J Neurophysiol 45: 1073-1081.

with the support from GE Healthcare

avec l'autorisation gracieuse de Hôpital Hautepierre, CHRU Strasbourg, France