

## ST 12: Compton Cameras

Time: Thursday 16:00–17:15

Location: STa

ST 12.1 Thu 16:00 STa

**A GAGG-based scatter component for Compton imaging below 1.5 MeV** — ●TIM BINDER<sup>1,2</sup>, VASILIKI ANAGNOSTATOU<sup>1</sup>, JENNIFER ZHOU<sup>1</sup>, KEI KAMADA<sup>3</sup>, KATIA PARODI<sup>1</sup>, and PETER G. THIROLF<sup>1</sup> — <sup>1</sup>LMU Munich, Garching — <sup>2</sup>Ketek GmbH, Munich — <sup>3</sup>C&A Corporation, Sendai

Compton cameras (CC) have been shown to be a suitable tool for spatially resolved  $\gamma$  detection. Other than conventional collimated systems such as slit- and  $\gamma$ -cameras, CCs promise higher detection efficiencies and 3D reconstruction of the  $\gamma$ -emission centers, making CCs interesting for a variety of applications. We are developing a CC prototype to be used for range verification in hadron therapy. While our monolithic scintillator used as absorber provides excellent spatial, time and energy resolution and high efficiency for  $\gamma$  detection up to 6 MeV, our multilayer scatter component of double-sided Si strip detectors is capable of  $e^-$ -tracking resulting in a further improved efficiency. However, changing the scatter component makes the CC suitable also for other applications where energies are too low ( $< 1.5$  MeV) for adequate  $e^-$ -tracking and the higher efficiency of a scintillator-based scatter component is more desirable, such as for (triple-coincidence)  $\gamma$ -PET. Such a detector, a  $16 \times 16$  matrix of GAGG crystals coupled to a SiPM array has been characterized for its spatial and energy resolution. In an intermediate step towards the final prototype, a CC where such a GAGG-based detectors is used as scatterer and absorber component has been commissioned. Results of a 3D reconstructed  $^{137}\text{Cs}$  point source and the achievable spatial resolution of the camera system will be presented. Supported by BFS & EU MSCA-IF HIPPOCRATE.

ST 12.2 Thu 16:15 STa

**Untersuchungen der orts aufgelösten Energieauflösung der Einzelkomponenten eines Compton-Kamera-Prototypen** — ●JENNIFER ZHOU<sup>1</sup>, TIM BINDER<sup>1,2</sup>, KEI KAMADA<sup>3</sup>, KATIA PARODI<sup>1</sup> und PETER G. THIROLF<sup>1</sup> — <sup>1</sup>LMU München — <sup>2</sup>Ketek GmbH — <sup>3</sup>C&A Corporation, Japan

Eine Compton-Kamera kann dort eingesetzt werden, wo eine orts aufgelöste Detektion von Gamma-Strahlung benötigt wird. Im medizinischen Bereich ist dies z.B. in der diagnostischen Bildgebung und der Tumorthherapie von Interesse. Im Rahmen dieser Studie wurden die einzelnen Komponenten (Streuer & Absorber) eines Compton-Kamera-Prototypen bzgl. ihrer Energieauflösung bei 662 keV charakterisiert. Für den Streuer wurde ein  $16 \times 16$  Array (1.6 mm Kristallpitch) eines gepixelten GAGG-Szintillators gekoppelt an ein KETEK PA3325WB-SiPM-Array (8x8 Kanäle, 3x3 mm<sup>2</sup> aktive Fläche/Kanal) verwendet. Als Absorber wurde ein monolithischer CeBr<sub>3</sub>-Kristall (51x51 mm<sup>2</sup>) gekoppelt an ein KETEK PA6625WB-SiPM-Array eingesetzt (8x8 Kanäle, 6x6 mm<sup>2</sup> aktive Fläche/Kanal). Durch Variation der Betriebs-Spannungen (Bias) der SiPM-Photosensor-Arrays wurde die bestmögliche Energieauflösung beider Detektoren bestimmt. Anschließend wurde die Ortsabhängigkeit der Energieauflösung bei diesen Bias-Spannungen in Abhängigkeit der Bestrahlungsposition einer kollimierten Gamma-Quelle (Absorber) bzw. der Kristallposition im segmentierten Streu-Array untersucht. Die mittlere ortsabhängige Energieauflösung betrug bei den GAGG-Kristallen 10(1) % und beim CeBr<sub>3</sub>-Kristall 4.9(1) %. Gefördert von der Bayerischen Forschungsförderung.

ST 12.3 Thu 16:30 STa

**Simulationsstudie einer Cherenkov-basierten Comptonkamera** — REIMUND BAYERLEIN, ●SOPHIA DENKER und IVOR FLECK — Center for Particle Physics Siegen, Experimentelle Teilchenphysik, Universität Siegen

Es wird eine Simulationsstudie über eine Cherenkov-basierte Comptonkamera vorgestellt. Mittels Cherenkov-Photonen, welche durch in Arrays angeordnete Silizium-Photomultiplier (SiPMs) detektiert werden, können Informationen über das in einem PMMA-Radiator gestreute Comptonelektron und demnach auch über die Gamma-Quelle erhal-

ten werden. Die Comptonkamera soll in der medizinischen Bildgebung Anwendung finden. In der Simulation wurden verschiedene Detektorgeometrien vor allem hinsichtlich ihrer Effizienz untersucht. Es wurde sowohl die Radiatorgröße als auch die Detektionsfläche variiert. Im Anschluss daran, wurden zwei vielversprechende Setups miteinander verglichen. Neben einem würfelförmigen Aufbau, welcher an fünf Seiten mit SiPM-Arrays versehen ist, wurde ein Aufbau derselben PMMA-Dicke untersucht, welcher nur auf der Rückwand ausgelesen wird, dort aber eine doppelt so große Detektionsfläche besitzt. Beide Setups liefern bei Photonen der Anfangsenergie 511 keV eine Detektionseffizienz in einer Größenordnung von 1 %. Zudem wurden die zusätzlichen Effekte, die neben den erwarteten im Radiator auftreten, betrachtet.

ST 12.4 Thu 16:45 STa

**Gamma Ray Imaging Using a Cherenkov-Based Compton Camera Set-up – A Simulation Study** — ●REIMUND BAYERLEIN<sup>1,2</sup>, SOPHIA DENKER<sup>1</sup>, and IVOR FLECK<sup>1</sup> — <sup>1</sup>Center for Particle Physics Siegen, Experimentelle Teilchenphysik, Universität Siegen — <sup>2</sup>Department of Radiology, University of California Davis, CA, United States

A novel Cherenkov-based Compton camera concept for gamma ray imaging in the MeV range is presented using a Geant4 simulation study. The highly energetic Compton electron is detected via its Cherenkov light emitted in an optically transparent radiator block. The conically emitted Cherenkov light is detected with Silicon Photomultiplier (SiPM) arrays, which allows to draw conclusions on the electron's energy, momentum direction and Compton vertex. The energy and position of the scattered gamma is detected using LaBr<sub>3</sub> scintillators. A coincident detection of the scattered gamma together with the Compton electron allows to confine the origin of the gamma to a point on a 2D image plane. This concept was investigated for various incident gamma ray energies, and different distances between gamma source and camera. An altered source geometry was tested as well. The first results predict a reconstruction efficiency of up to 0.6% of the incident gamma rays with an energy of 1.5 MeV. A spatial resolution on the order of 2mm was achieved for point-like gamma sources. The presented work might show the way towards a working Compton camera prototype using Cherenkov-based electron detection.

ST 12.5 Thu 17:00 STa

**Performance Optimization of the SiFi-CC based on Geant4 Simulations** — ●JONAS KASPER<sup>1</sup>, RONJA HETZEL<sup>1</sup>, AWAL AWAL<sup>1</sup>, ACHIM STAHL<sup>1</sup>, PASCAL WIRTZ<sup>1</sup>, ALEKSANDRA WRONSKA<sup>2</sup>, NADJA KOHLHASE<sup>3</sup>, and MAGDALENA RAFECAS<sup>3</sup> — <sup>1</sup>RWTH Aachen University - Physics Institute III B, Aachen, Germany — <sup>2</sup>M. Smoluchowski Institute of Physics, Jagiellonian University Kraków, Poland — <sup>3</sup>Institute of Medical Engineering, University of Lübeck, Lübeck

Online monitoring of the beam range is considered as one of the most important challenges in hadron therapy. Monitoring systems based on the detection of prompt gamma radiation are one of the most promising options for this task. A Compton Camera, yielding the full three-dimensional dose distribution, is one of the favoured setups.

Scientists of the RWTH University, the Jagiellonian University Kraków and the University Lübeck develop the SiPM and scintillating Fiber-based Compton Camera (SiFi-CC) to detect prompt gamma radiation. The SiFi-CC consists of two modules, the scatterer and the absorber. Both modules are built from stacked LYSO fibers read out by SiPMs. The setup and the data acquisition system of the SiFi-CC need to be optimized for the environment of the hadron therapy to cope with high rates and large backgrounds. Different parameters like the module thicknesses, the event timing window and the distances within the detector can be optimized based on Geant4 simulations. The generation of the simulation data, different steps of the simulation data analysis, the determination of the performance and first result of the optimization process will be presented.