

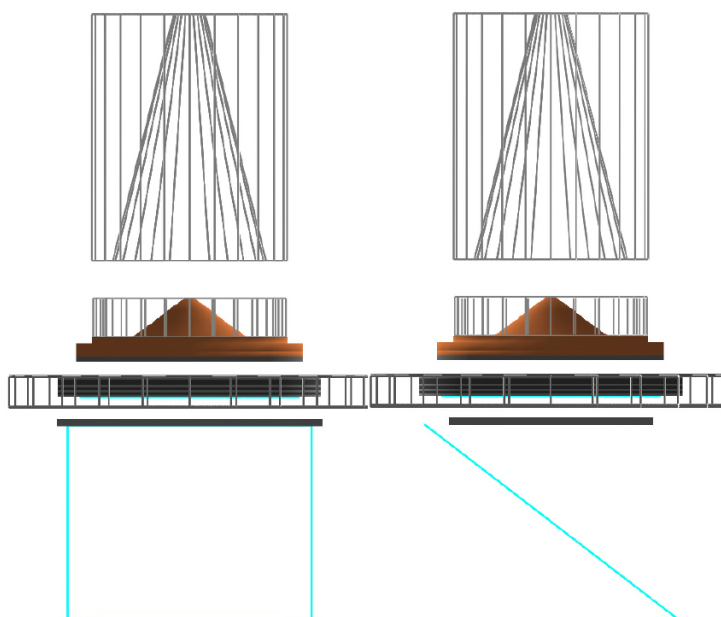
# AG Medizinphysik – Forschungsbeiträge

Sebastian Schäfer · Monte-Carlo-Dosisverifikation mit TOPAS

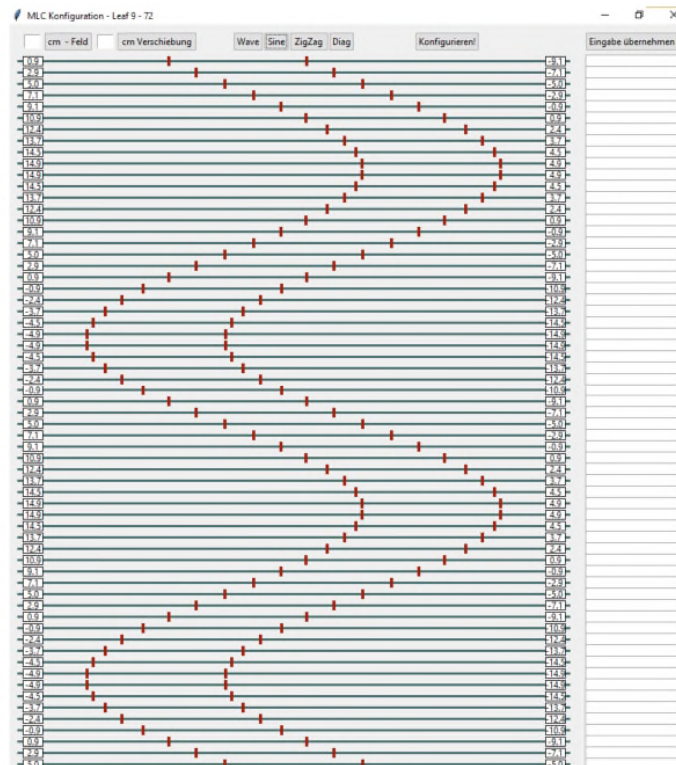
## Masterarbeit (2022)

Modellierung eines medizinischen Linearbeschleunigers der Baureihe Synergy® mit dem Monte-Carlo-Programmpaket TOPAS

In der Masterarbeit entstand ein detailliertes Monte-Carlo-Modell des klinischen Linearbeschleunigers Elekta Synergy® – aufgebaut mit dem Programmpaket TOPAS und am Wasserphantom für Feldgrößen von 1×1 bis 36×36 cm<sup>2</sup> validiert. Die Anpassung umfasste das Elektronenstrahlspektrum, die *flattening filter*-Geometrie sowie die Jaw- und MLC-Lamellenform; in den eindimensionalen Tiefen- und Profildosismessungen wurden Gamma-Passraten (1 %/1 mm) von über 99 % bzw. über 92 % erreicht. Auch Spezialeffekte wie *leaf-tip* und *tongue-and-groove* werden korrekt abgebildet. Damit liegt eine hausintern entwickelte Simulationsumgebung vor – die Grundlage für die spätere klinische Dosisverifikation.



Zwei Ansichten des in TOPAS nachmodellierten Beschleunigerkopfes – Target, Primärkollimator, Ausgleichskörper, Ionisationskammer, Mylarfolie und Spiegel (Masterarbeit, Abb. 3.5).

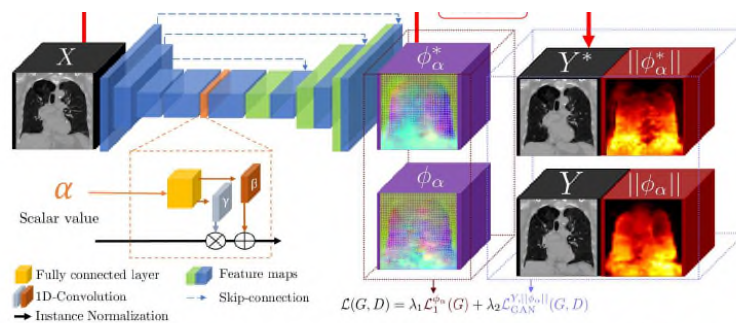


Eigenentwickelter TOPAS MLC Creator – die rote Kurve zeigt ein zur Demonstration eingestelltes sinusförmiges Lamellenmuster im beam's eye view (Masterarbeit, Abb. 3.8).

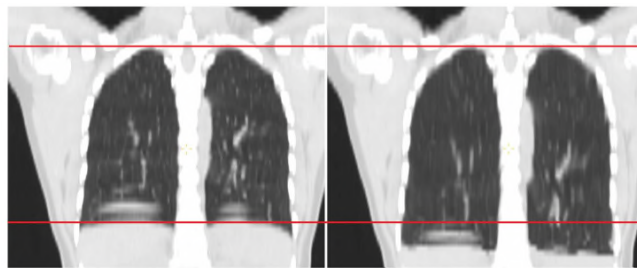
## Promotion (laufend, Abschluss 2026)

*Automatisierte Gegenrechnung und Nachverifikation von Bestrahlungsplänen durch Monte-Carlo-Dosisberechnung mit TOPAS*

In der Promotion wird daraus ein klinisch nutzbarer Workflow: TOPAS rechnet patientenindividuelle Bestrahlungspläne unabhängig nach und liefert eine zweite, physikalisch genaue Dosisbeurteilung. Hierbei wurde eine *Overtravel*-Korrektur für die Lamellenpositionierung des Multilamellenkollimators (MLC) implementiert und die Umrechnung zwischen *Dose-to-Medium* und *Dose-to-Water* mittels vorab bestimmter Konversionsfaktoren transparent gemacht – mit Werten von  $\sim 1,01$  in Weichgewebe bis  $\sim 1,12$  in kortikalem Knochen. Zusätzlich wurde der Workflow um eine Planrobustheitsanalyse erweitert: Gewebeswellungen werden über deterministische, anisotrope Deformationen modelliert, Atembewegungen über KI-synthetisierte 4D-CTs (*DynaGAN*) eingespielt. Für den klinischen Alltag entstand eine grafische Oberfläche, die den gesamten Ablauf – vom DICOM-Import über die HPC-Berechnung bis zum standardisierten PDF-Bericht – automatisiert. Erste Anwendungen am Mamma-Plan zeigen, dass die Zielabdeckung bei Atmung stabil bleibt und bei simulierter Schwellung bis etwa 7 mm klinisch tolerabel ist; klinische Pläne erreichen Gamma-Passraten (2%/2 mm) zwischen 82 % und 100 %. Damit lässt sich für jeden Patienten eine eigene Toleranzschwelle ableiten – statt sich auf pauschale Sicherheitssäume zu verlassen.



**Abbildung 3. Netzwerkstruktur zur Erzeugung synthetischer 4D-CTs.** Nach den Preprocessing-Schritten werden aus dem Eingangs-CT, der Inspirationsstärke und der Netzwerkstruktur zur Erzeugung synthetischer 4D-CTs (DynaGAN). Aus dem Eingangs-CT und der Inspirationsstärke entstehen Deformationsvektorfelder; die stärkste Verformung liegt am Zwerchfell (Dissertation, Abb. 3; adaptiert nach Cao et al. 2024).



**Abbildung 27. Simulation der Atmung im koronaren Schnitt.** Links das reale CT in Atemmittellage, rechts die Simulation mit 3,5 mm Atemhub und 100%iger Inspiration.

Simulation der Atmung im koronaren Schnitt – links das reale CT in Atemmittellage, rechts die KI-basierte Synthese mit 3,5 mm Atemhub und 100 % iger Inspiration (Dissertation, Abb. 27).

# Simulation Report

## Description

### Simulation Details

|                     |                                 |
|---------------------|---------------------------------|
| Name: 23-895        | Start Time: 2025-11-23 19:37:00 |
| Patient-ID: 895-23  | End Time: 2025-11-23 21:45:29   |
| Sim-ID: 0239        | Run Time: 2:08:20               |
| SLURM-ID: 11814265  | Total Simulations: 264          |
| Beams/Fields: 5/132 | CPU/RAM: 48 / 8,00 GB           |
| Energy: 6 MV        | CPU-Efficiency: 38,01%          |
| Histories: 20000000 | Mem-Efficiency: 65,96%          |

### Point Dose and Gamma Analysis

| DTI (Reference) | DTI (TOPAS) | Uncertainty | Gamma (External) | Gamma (PTV) |
|-----------------|-------------|-------------|------------------|-------------|
| 50.415 Gy       | 48.99 Gy    | 0.55%       | 97.82%           | 85.7%       |

### Dose Volume Histograms

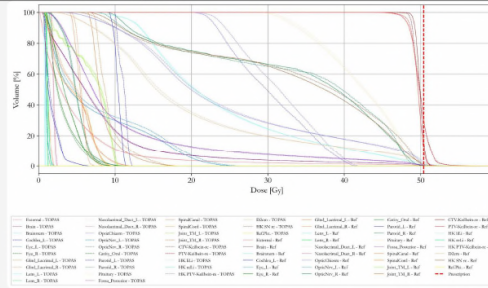


Abbildung A.9. Erste Seite eines PDF-Verifikationsberichtes.

Erste Seite des automatisch erzeugten PDF-Verifikationsberichtes mit Eckdaten, Punktdosis, Gamma-Index und DVH-Vergleich – das klinische Endprodukt des Workflows (Dissertation, Abb. A.9).

# Publikationen, Poster und Vorträge

April 2022 · Poster, Forschungstag Universitätsklinikum Halle (Saale)

Jaschik S, Schäfer S, Schaks M, Janich M, Vordermark D: Monte-Carlo-Simulationen zur Verifikation von klinischen Bestrahlungsplänen.

Erster gemeinsamer Auftritt der Halleschen MC-Gruppe zum Forschungstag 2022. Das Poster skizziert die Idee einer EGSnrc- und TOPAS-basierten Zweitrechnung und zeigt erste Dosisverteilungen.

## Monte-Carlo-Simulationen zur Verifikation von klinischen Bestrahlungsplänen

Stefan Jaschik<sup>1,2</sup>, Sebastian Schäfer<sup>1,3</sup>, Michael Schaks<sup>1</sup>, Martin Janich<sup>1</sup>, Dirk Vordermark<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Halle, Klinik für Strahlentherapie, Ernst Grube Straße 40, 06120 Halle

<sup>2</sup> Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik für Radioonkologie, Bürgerstraße 2, 09113 Chemnitz

<sup>3</sup> Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Physik, Von-Danckelmann-Platz 3, 06120 Halle



Universitätsklinikum  
Halle (Saale)



MARTIN-LUTHER-UNIVERSITÄT  
HALLE-WITTENBERG

### Einleitung

Klinische Bestrahlungspläne müssen entweder durch Messung mit einem Phantom oder durch Gegenrechnung mit einem anderen Bestrahlungsplanungsprogramm verifiziert werden. Eine dritte Möglichkeit stellt die Gegenrechnung durch ein wissenschaftliches Monte-Carlo-Programm dar. Dazu wurden Modelle des medizinischen Linearbeschleunigers „Synergy“ (Elekta AB) mit den Monte-Carlo-Programmen EGSnrc [1] und TOPASMC [2] erstellt.

### Monte-Carlo-Methode und Zielsetzung

Im Gegensatz zu Dosisberechnungsalgorithmen wie z. B. Pencil Beam oder Collapsed Cone beruht der Monte-Carlo-Algorithmus auf der Simulation einzelner sog. Teilchenschicksale. Ein Teilchenschicksal umfasst den Weg sowie alle auftretenden Wechselwirkungen eines einzelnen Teilchens. Da es sich hierbei um eine stochastische Methode handelt, müssen für eine hinreichende Genauigkeit genug solcher Teilchenschicksale ( $\sim 10^7$ ) simuliert werden. Um mit solch einem Modell eine gute Vorhersagekraft zu erreichen, ist ein exaktes Beschleunigermodell notwendig. Dazu wurden von Herstellern von Elekta zur Verfügung gestellt. Ziel ist es, mit den beiden Programmen zwei getrennte Verifikationssysteme zur Gegenrechnung von VMAT-Plänen einzurichten. Dazu stehen sowohl der Hochleistungsrechner der MLU Halle-Wittenberg „JANUS“ als auch ein eigener Linuxserver mit 80 Threads zur Verfügung.

### EGSnrc

EGSnrc ist ein Softwarepaket, welches Programme für zahlreiche Anwendungsgebiete enthält. Mit BEAMnrc wurde zunächst ein Beschleunigermodell anhand der Herstellerdaten erstellt und mit DOSXYZnrc eindimensionale Dosisverteilungen in Wasser aufgenommen. Eine dreidimensionale Darstellung eines Teils des Beschleunigerkopfes ist in Abb. 1 dargestellt.

Die Daten wurden mit Messungen verglichen und Änderungen am Modell vorgenommen, um eine möglichst gute Übereinstimmung der Tiefendosiskurven und Dosisquerverteilungen zu erhalten. Der Vergleich einer simulierten und einer gemessenen Tiefendosiskurve ist in Abb. 2 zu sehen. Bei der Simulation großer Felder ( $\approx 20 \times 20 \text{ cm}^2$ ) unterschätzt das Modell die Dosis am Feldrand. Die für Querverteilungen großer Felder typischen Hörner konnten nicht reproduziert werden (Abb. 3). Lovelock et al. schlagen hier eine Verringerung der mittleren Elektronenenergie vor, um die Hörner deutlicher erscheinen zu lassen [3]. Dies konnte durch eigene Monte-Carlo-Simulationen bestätigt werden. Eine Veränderung der Elektronenenergie hat jedoch auch einen Einfluss auf den Verlauf der Tiefendosisverteilungen aller anderen Feldgrößen. Da für einen Großteil der klinischen VMAT-Pläne nur kleine Felder interessant sind, wurde das Elektronenenergiespektrum kopfmit EGS+ [4] beibehalten.

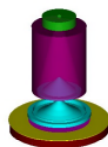


Abb. 1: Visualisierung des simulierten Beschleunigerkopfes mit EGS+ [4]

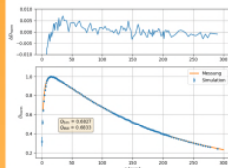


Abb. 2: Vergleich einer gemessenen und mit EGSnrc simulierten Tiefendosiskurve in Wasser. Feldgröße  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm

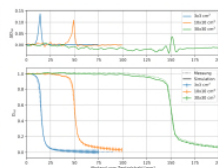


Abb. 3: Vergleich dreier simulierter und gemessener Querverteilungen in 10 cm Wassertiefe (SSD = 90 cm).

Neben den eindimensionalen Dosisverteilungen wurden des weiteren Outputfaktoren und die Strahlungsqualitätsindizes in off-axis-Feldern zum Vergleich herangezogen.

Aufgrund der stochastischen Natur der Monte-Carlo-Simulation, werden vom Programm nur relative Dosiswerte in Gy/history angegeben. Um dennoch absolute Dosen in Gy berechnen zu können, wurde eine MU-Kalibrierung durchgeführt. In der Klinik für Strahlentherapie des UKH wurde für 6 MV-Strahlung festgelegt, dass 1 MU bei einer Feldgröße von  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  eine Dosis von 1 cGy in am Zentralstrahl 10 cm Wassertiefe (SSD = 90 cm) bewirkt. Unter diesen Bedingungen wurde eine relative Dosis  $D_{\text{rel}}^{\text{sim}}$  von  $1,0059 \cdot 10^{-16} \text{ Gy/history}$  simuliert, welche genutzt werden kann, um aus allen relativen Dosen  $D_{\text{rel}}^{\text{sim}}$  mittels folgender Formel eine Absolute Dosis  $D$  zu berechnen [4].

$$D(\text{cGy}) = \frac{D_{\text{rel}}^{\text{sim}}}{D_{\text{rel}}^{\text{sim}} \cdot \text{MU}} \cdot \text{MU}_{\text{sim}}$$

MU<sub>sim</sub> ist hierbei die gewünschte Anzahl der Monitor Units, die bspw. ein Bestrahlungsplan vorsieht.

### Schlussfolgerung

Beide Modelle beschreiben das Verhalten des Linearbeschleunigers adäquat. Bei den Querverteilungen großer Felder erzielt TOPAS bessere Ergebnisse, während bei der Tiefendosiskurven beide Modelle in etwa gleich gut abschnitten. TOPAS bietet eine benutzerfreundliche Alternative mit deutlich besseren Visualisierungsoptionen.

### Literatur

- [1] Kawrakow, I. und D. W. O. Rogers. „The EGSnrc code system.“ NRC Report PIRS-701, NRC, Ottawa (2000): 17.
- [2] Faddegon, Bruce, et al. „The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research.“ Physica Medica 72 (2020): 114-121.
- [3] Lovelock, D. M. J., C. S. Chui, and R. Mohan. „A Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy.“ Medical physics 22.9 (1995): 1387-1394.
- [4] Obern, Bradley M., et al. „TMRT treatment Monitor Unit verification using absolute calibrated BEAMnrc and Geant4 Monte Carlo simulations.“ J. Phys. Conf. Ser. Vol. 489, No. 1, 2014.
- [5] Schäfer, S. „TopasGraphSim“ GitHub repository <https://github.com/sebas13/TopasGraphSim> (2022)

### TOPASMC

TOPAS war anfänglich für die Simulationen von Protonen ausgelegt, wurde aber im Laufe der Jahre auch auf Photonenstrahlung ausgeweitet. Angelehnt an die verfügbaren Daten wurde ein weiteres, unabhängiges Modell des Synergy-Linearbeschleunigers erstellt. Der patientenunabhängige Teil (Abb. 5) des Beschleunigers konnte aus den verfügbaren Modulen modelliert werden, für den Multi-Leaf-Kollimator und die Jaws wurde aufgrund der komplexeren Geometrie ein CAD-(computer aided design) Programm verwendet. Das gesamte Steuersystem für die Feldgrößen-einstellung der Kollimator wurde mit einem Python-Skript realisiert, welcher uneingeschränkte Kontrolle über die Bewegungen der individuellen Komponenten erlaubt (Abb. 4).

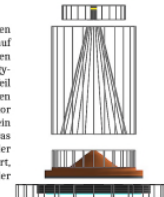


Abb. 4: Nachmodellierter MLC aus 80 gegenüberliegenden Leafpaaren, mit sinusförmigem Muster

Abb. 5: Patientenunabhängiger Beschleunigerkopf in TOPAS

Nach Optimierung wurde begonnen, bereits erfolgte Messungen nachzusimulieren, und anhand der Unterschiede wurde die Parameter des Modells zu ermitteln, die weiter angepasst werden müssen. Das Modell soweit optimiert, dass das Modell bei Tiefendosiskurven und Querverteilungen von kleinen ( $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ) bis sehr großen ( $36 \times 36 \text{ cm}^2$ ) einen Gammaindex (2%/2 mm) von mehr als 99%, überwiegend sogar 100% liefert (Abb. 6). Beim 1%/1mm Gammaindex liegen alle Feldgrößen ebenfalls über 90%.

Zur Vorbereitung der Verifikation von VMAT-Plänen wurde die Materialkomposition und HU-Dichte-Kurve des TPS (RayStation) in TOPAS implementiert. Außerdem lassen sich CT-Datensätze und Strukturen direkt in TOPAS verarbeiten (Abb. 7), sodass genau die gleichen Voraussetzungen für die Dosisberechnung herrschen. Zudem lassen sich Dosis-Volumen-Histogramme erstellen, anhand derer die Dosisverteilungen verglichen werden sollen.

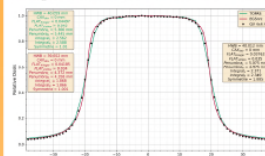


Abb. 6: Vergleich der Querverteilungen der beiden Modelle mit einer Messung bei SSD = 90 cm, SDD = 100 cm und einer Feldgröße von  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . Die Flankensteilheit konnte in TOPAS besser nachgebildet werden. [5]

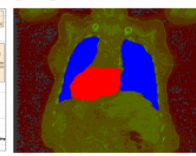


Abb. 7: In TOPAS importiertes Thorax-CT. Die Konturierung (Lunge: Blau, Herz: Rot) und Voxelisierung ist identisch mit der im TPS

## September 2022 · Poster, DGMP-Jahrestagung (ID87)

Schäfer S, Jaschik S, Schaks M, Janich M: Modellierung eines Linearbeschleunigers der Baureihe „Synergy“ mittels zweier wissenschaftlicher Monte-Carlo-Programme.

Direkte Fortsetzung der Masterarbeit auf Jahrestagung der DGMP. Das Poster vergleicht die Modellierung des Elekta Synergy® in TOPAS und EGSnrc anhand von Tiefendosen, Profilen und Output-Faktoren und zeigt die methodischen Stärken und Grenzen beider Codes.

# Modellierung eines Linearbeschleunigers der Baureihe „Synergy“ mittels zweier wissenschaftlicher Monte-Carlo-Programme

ID87



Universitätsklinikum Halle (Saale)

Sebastian Schäfer<sup>1,2</sup>, Stefan Jaschik<sup>1,3</sup>, Michael Schaks<sup>1</sup>, Martin Janich<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Halle, Klinik für Strahlentherapie, Ernst Grube Straße 40, 06120 Halle

<sup>2</sup> Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Physik, Von-Dankelmann-Platz 3, 06120 Halle

<sup>3</sup> Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik für Radioonkologie, Bürgerstraße 2, 09113 Chemnitz



MARTIN-LUTHER-UNIVERSITÄT HALLE-WITTENBERG

### Einleitung

Wissenschaftliche Monte-Carlo-Programme bieten eine gute Möglichkeit zur Verifikation von experimentellen Daten oder Plänen aus Bestrahlungsplanungssystemen. Hierfür bedarf es unter anderem einer präzisen Modellierung der Beschleunigergeometrie. Eine gute Übereinstimmung eindimensionaler Dosisverteilungen mit Messdaten ist die Grundlage einer genauen Beschreibung komplexerer, dreidimensionaler Dosisverteilungen, wie sie z. B. durch die VMAT-Technik erzeugt werden können. Im Gegensatz zu Dosisberechnungsalgorithmen wie z. B. Pencil Beam oder Collapsed Cone beruht der Monte-Carlo-Algorithmus auf der Simulation einzelner sog. Teilchenschicksale. Ein Teilchenschicksal umfasst den Weg sowie alle auftretenden Wechselwirkungen eines einzelnen Teilchens. Da es sich hierbei um eine stochastische Methode handelt, müssen für eine hinreichende Genauigkeit genug solcher Teilchenschicksale ( $\sim 10^7$ ) simuliert werden. Um mit solch einem Modell eine gute Vorhersagekraft zu erreichen, ist ein exaktes Beschleunigermodell notwendig. Das letztendliche Ziel wird es sein, mit den beiden Programmen TOPASMC [1] und EGSnrc [2] zwei getrennte Verifikationssysteme zur Gegenrechnung von VMAT-Plänen einzurichten.

### Material und Methoden

Basierend auf Herstellerdaten der Firma Elekta wurden zwei voneinander unabhängige Modelle eines Synergy-Beschleunigers mit den Programmen TOPASMC und EGSnrc erstellt. Es stand sowohl der Hochleistungsrechencluster der MLU Halle-Wittenberg „IANYS“ als auch ein eigener Linuxserver mit 80 Threads zur Verfügung. Es wurden Tiefendosiskurven und Dosisquerverteilungen für sieben Feldgrößen simuliert und mit Messungen verglichen. Anhand der beobachteten Abweichungen wurden die Modelle angepasst. Hierfür wurden bei EGSnrc das Elektronenenergiespektrum, die Spotgröße und die kollimierenden Systeme sowie bei TOPAS zusätzlich die Geometrie des Flattening Filters verändert. Ein besonderes Augenmerk wurde dabei auf die für VMAT-Pläne relevanten, kleineren Felder gelegt. Als Vergleichsmetrik wurde bei den Dosisquerverteilungen die 1D-Gammamassrate [3] (1%/1mm) im Bereich der Halbwertsbreite +2 cm, bei den Tiefendosiskurven im Bereich von 1 mm bis 250 mm verwendet. Beim Vergleich der Tiefendosiskurven wurde zusätzlich der Strahlungsqualitätsindex  $Q$  hinzugezogen.

### Ergebnisse und Diskussion

Ausgangspunkt für beide Modelle waren die vom Hersteller zur Verfügung gestellten, idealisierten Konstruktionsdaten für Elekta Synergy-Beschleuniger im 6 MV-Photonenbetrieb. Während Konstruktionspläne einiger verbauter Elemente und Materialkompositionen präzise beschrieben waren, fehlten einige genaue Angaben, beispielsweise bei der Elektronenenergieverteilung und der Geometrie der Lamellen des MLCs. Die Dosisquerverteilungen der Modelle, die nach diesen Herstellerangaben erstellt wurden, wiesen vor allem bei der Flankensteilheit, der Feldgröße und bei großen Feldern im Bereich der „Hörner“ Abweichungen von den Messwerten auf (Tab. 1, vor Anpassung). Um die Übereinstimmung der simulierten Dosisverteilungen mit den Messungen zu verbessern, wurden folgende, programmspezifische Änderungen vorgenommen.

#### TOPASMC

Die Angabe der mittleren Energie muss in TOPASMC ohne die Ruheenergie des verwendeten Teilchens erfolgen, daher war die anfängliche Energieangabe um 0.511 MeV zu hoch. Nach dieser Korrektur wurde die Form und Ansteuerung des MLCs optimiert.

Das verfügbare MLC-Modell in TOPASMC (TLDivergMLC) konnte die Lamellenform des Agility-MLCs nicht nachbilden, weshalb ein externes 3D-CAD-Modell erstellt werden musste. Die Flankensteilheit, sowie das Aussehen der Übergänge von und zu Plateau- und Streustrahlungsbereich, ist maßgeblich von der Form der Leaffront abhängig. Hier wurde der Radius sowie die Position der Rundung angepasst, bis die gewünschte Übereinstimmung erreicht wurde. Dieses Modell wurde von einem externen Steuermodul verwendet, um die 80 Leafpare nachzubilden, zu plattieren und anzufahren. Die Überstrahlung einer Feldgröße im Isozentrum in eine Leaftranslation wurde zunächst durch analytisch ermittelte Formeln beschrieben, und anschließend mit Hilfe einer Kalibrierfunktion optimiert. So konnte eine Feldgrößenauflösung von 0.5 mm erreicht werden.

Zuletzt wurde noch die Form des Ausgleichsfilters verändert, um eine bessere Übereinstimmung in off-axis-Bereich zu erzielen. Um die vorher vorhandenen Dosisüberhöhungen auszugleichen, wurde zum Rand hin der Filter etwas dicker gemacht. Das Ergebnis dieser Anpassung ist in Abb. 1, vor allem bei großen Feldern, zu sehen. Diese Optimierungsschritte sorgten dafür, dass die 1%/1mm Gamma-Massraten der simulierten Dosisverteilungen (mit einem leichten statistischen Ausreißer) bei über 90% lagen (vgl. Tabelle 1, nach Anpassung).

#### EGSnrc

Um die simulierten Querverteilungen an die gemessenen anzupassen, wurden umfassende Änderungen am MLC vorgenommen. BEAMnrc enthält dafür das eigens für Elekta-MLCs konzipierte Component Module „MLCE“. Durch eine Verkleinerung des Leafradius und eine Verschiebung des Mittelpunkts der Rundung wurde eine bessere Übereinstimmung der Flankensteilheit erreicht. Entsprechend wurde auch der Zusammenhang zwischen lateraler Leafposition und Größe des Lichtfeldes angepasst. Zur Verringerung der MLC-Leakage wurde in die Leafs ein Step eingebaut (Tongue-and-Groove).

Bei großen Feldern hätte im Bereich der Hörner eine bessere Übereinstimmung durch Verringerung der Elektronenenergie erreicht werden können [4]. Dies hätte jedoch einen negativen Einfluss auf die exzellent übereinstimmenden Tiefendosisverteilungen aller Feldgrößen gehabt. Da das Modell in erster Linie zur Verifikation von VMAT-Plänen dienen soll, wurde diese geringfügige Abweichung, die nur bei Feldgrößen über 20x20 cm<sup>2</sup> auftritt, hingenommen.

Zur Untersuchung der Dosisverteilungen im off-axis-Bereich wurden außerdem Tiefendosiskurven (senkrecht und divergent) von off-axis-Feldern simuliert und hinsichtlich des Strahlungsqualitätsindex  $Q$  mit Messungen verglichen. Die Simulation lieferte hier vor allem in y-Richtung sehr gute Ergebnisse, da bei der Jaw-Geometrie deutlich weniger Freiheitsgrade vorhanden sind.

| Feldgröße [cm <sup>2</sup> ] | TOPAS         |       |                |       | EGS           |       |                |       |
|------------------------------|---------------|-------|----------------|-------|---------------|-------|----------------|-------|
|                              | vor Anpassung |       | nach Anpassung |       | Vor Anpassung |       | Nach Anpassung |       |
|                              | QVx           | QVy   | QVx            | TDK   | QVx           | QVy   | QVx            | QVy   |
| 4x4                          | 0,700         | 0,925 | 1,000          | 0,982 | 1,000         | 0,975 | 1,000          | 0,975 |
| 7x7                          | 0,519         | 0,698 | 0,982          | 0,962 | 1,000         | 0,982 | 0,943          | 1,000 |
| 10x10                        | 0,400         | 0,538 | 1,000          | 0,925 | 1,000         | 0,900 | 0,938          | 0,975 |
| 15x15                        | 0,246         | 0,382 | 0,964          | 0,973 | 1,000         | 0,682 | 0,582          | 0,873 |
| 20x20                        | 0,231         | 0,344 | 0,946          | 0,985 | 1,000         | 0,515 | 0,412          | 0,462 |
| 30x30                        | 0,194         | 0,296 | 0,939          | 0,899 | 0,991         | 0,250 | 0,218          | 0,250 |
| 36x36                        | 0,167         | 0,201 | 0,948          | 0,948 | 0,991         | 0,252 | 0,162          | 0,238 |

Tab. 1: Vergleich der Gammamassraten (1%/1 mm) für Dosisquerverteilungen und Tiefendosiskurven verschiedener Feldgrößen vor und nach Anpassung an die Messungen

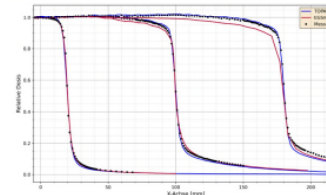


Abb. 1: Vergleich von mit TOPAS und EGSnrc simulierten Dosisquerverteilung (4x4, 20x20, 36x36 cm<sup>2</sup>, SSD = 90 cm, 10 cm Wassertiefe) mit Messwerten (PTW 60019 microDiamond, 2019).

### Schlussfolgerung

Beide Modelle können eindimensionale Dosisverteilungen für Feldgrößen bis 10x10 cm<sup>2</sup> gut wiedergeben. Mit TOPAS war es möglich, eine insgesamt bessere Übereinstimmung bei großen Feldern zu erhalten. Weiterführend sollen die Modelle für zur Verifikation klinischer VMAT-Pläne vorbereitet werden.

### Literatur

- [1] Faddegon, B., Ramos-Méndez, J., Schuemann, J., McNamara, A., Shin, J., Peril, J., Faganetti, H.: The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research, *PM* 72, 114–121 (2020)
- [2] Rogers D. W., Kawrakow I., Seuntjens J. P., Walters B. R., Mainegra-Hing E.: NRC user codes for EGSnrc, NRC Report Pirs 702 (2003)
- [3] Low, D. A., Harms, W. B., Martic, S., Purdy, J. A.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Med. Phys.* 25, 5, 656–661 (1998)
- [4] Lovelock, D. M. J., C. S. Chui, R. Mohan.: A Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy, *Med. Phys.* 22, 9, 1387–1394 (1995)

### **Juli 2025 · Originalarbeit, Physics in Medicine & Biology**

Schäfer S, Schaks M, Janich M, Vordermark D (2025): Monte Carlo modeling of the Elekta Synergy linear accelerator platform with Agility MLC using TOPASMC for secondary dose calculation. *Phys Med Biol* 70:14NT01.  
doi:10.1088/1361-6560/ade92c

Die in *Physics in Medicine & Biology* erschienene Publikation des validierten 6 MV- und 6 MV-FFF-Modells. Klinische Pläne erreichen Gamma-Passraten zwischen 87 % und 99 %; das Modell ist damit als externes Verifikationswerkzeug für patientenindividuelle Dosisverteilungen anwendbar.

### **25. September 2025 · Vortrag AS05.03, DGMP-Jahrestagung Magdeburg**

Schäfer S et al.: Monte-Carlo-Modellierung der Elekta-Synergy-Plattform mit Agility-MLC unter Verwendung von TOPASMC zur Dosisverifikation.

Erster eingeladenener Konferenzvortrag zum klinisch eingesetzten Workflow. Vorgestellt wurden der DICOM→TOPAS-Workflow auf dem HPC-Cluster, die entwickelte GUI sowie Validierungsergebnisse an Patientenplänen unterschiedlicher Komplexität – von 3D-Konformal bis hochmoduliertem VMAT.

### **26. September 2025 · Vortrag AS11.03, DGMP-Jahrestagung Magdeburg**

Schäfer S et al.: Monte-Carlo-berechnete Umrechnungsfaktoren von Dose-to-Medium zu Dose-to-Water.

Zweiter Vortrag im selben Kongress: Vorstellung der materialklassenspezifischen DTM→DTW-Konversionsfaktoren. Für Lunge, Fett-, Muskel- und Knochengewebe wurden Faktoren zwischen 0,97 und 1,12 bestimmt – damit lassen sich MC-Pläne direkt mit klinischen TPS-Dosen vergleichen, indem die Dosisdefinition aneinander angepasst wird.

### **2026 (eingereicht) · Vortragseinreichung, DGMP-Jahrestagung 2026**

Schäfer S et al.: Anatomieadaptive Monte-Carlo-Nachrechnung – 4D-CT-Synthese und Schwellungsdeformation im klinischen Workflow.

Aktueller Schwerpunkt der Promotion: Die Integration synthetischer 4D-CTs und deterministischer Schwellungsdeformationen in den MC-Workflow ermöglicht eine prospektive Robustheitsbewertung – konkret demonstriert am tangentialen Mamma-Plan, mit stabiler Zielabdeckung bei Atmung und einer Toleranzgrenze von etwa 7 mm Schwellung.