

Метод за осигуряване на качество при определяне на съвпадението на механичен и лъчев изоцентър при стереотактична радиохирургия

Карина Митарова

УМБАЛ “Св. Иван Рилски”, Клинична лаборатория по дозиметрия,
Отделение Лъчелечение, ул. Ив. Гешов 15, София

Abstract. The report presents EPID (Electron Portal Image Device), based method for comparing digital images. The resolution of the detector is 0.125 mm from matrix made up from amorphous silicon. The system has built-in accelerator TrueBeam STx, VARIAN and allows to performance digital images in position Gentry: 0°, 90°, 180°, 270° и маса: 0°, 45°, 90°, 270°, 315°, respectively.

The purpose of the study is to compile an adequate protocol for determining the difference between mechanical and radiation isocenter Δd , in certain cases where the images are obtained collimated beam HD MLC size $10 \times 10 \text{ mm}^2$ and 7.5 mm for cones.

The study used also: a device for precise centering “Newport M-460P Series” with a positioning accuracy of 0.02 mm vertical, horizontal and lateral. The images are processed manually with software Offline Review the company VARIAN [1].

Съкращения :

ROI – Region of interest

WL – Winston Lutz test

MLC – Multileaf collimator

SRS – Stereotactic radiosurgery

SRT – Stereotactic radiation therapy

EPID – Electron Portal Image Device

MV imaging – Мегаволтни изображения

MV High Resolution – Мегаволтни снимки с висока резолюция

ICVI – The Integrated Conical Collimator Verification and Interlock system.

1 Въведение

Стереотактична радиохирургията използва силно фокусирани лъчи на йонизиращи лъчения с висока точност в точно определена точка, която е предварително изчислена. Това е една сравнително нова техника, която унищожава интракраниални и извънкраниални тумори и други лезии с размер 1–3 cm в диаметър с помощта на предварително изчислена доза на лъчение [2-4].

Методът е изобретен от Ларс Лексел, шведски неврохирург, като неинвазивен метод за заличаване на мозъчни тумори, разположени в позиции, които са трудно достъпни за хирургия [5]. Ако цялата стереотактична доза се проведе в една фракция, лечението се нарича Стереотактична радиохирургия (SRS), ако стереотактичната доза се доставя в повече фракции, тя е известна като Стереотактична лъчетерапия (SRT) [20].

Стереотактичната лъчетерапия изисква препозициониране на пациента в различните фракции възможно най-точно. С цел осигуряване на успешно стереотактични лечения, радиохирургия/лъчетерапия, е важно да се знае позицията на изоцентъра на линейния ускорител, както и точният му механичен изоцентър по време на въртенето на апарата, гентри, колиматор в различните ъгли и масата на лечението [6-8].

2 Точност на позициониране

При техники за доставяне на дозата като SRS или SRT е жизнено важно да се гарантира точността на процедурата за лечение [4,9,10].

Съществуват няколко източници на неопределеност в системи за стереотактично лечение, като например грешки при позициониране на пациента, целева локализация и доставка на дозата [8]. Практически е невъзможно постигането перфектно съответствие главно поради наличието на няколко геометрични грешки в системата.

Един от най-критичните геометрични грешки в SRT лечения е несигурност в локализирането на радиационния изоцентър [11], който пряко се отразява на дозиметричната точност [12] и резултатите, т.е. неправилно насочване към тумора. Това може да доведе до предоставяне на неадекватни дози на лезията и/или сериозно увреждане на здрави съседни тъкани [13,14].

Разработен е метод за намаляване на вероятността от такива грешки от обширни и ефективни програми за осигуряване на качеството, за да се гарантира високо ниво на геометрична точност на лечението [15].

Препоръчително е до ± 1 mm отклонение между радиационния и механичният изоцентър, което е приемливо за SRT лечения [16].

В случаите, когато неопределеността в целевата позиция е по-малка от 1 mm, незначителни ефекти са наблюдавани върху разпределение на дозата, които са отчетени като клинично маловажни [17]. Несъответствия, по-големи от допустимите, са неприемливи, тъй като те могат да доведат до сериозни странични ефекти и да се наложат корекции на съответните части на апарата [1,2,18].

Проверката на изоцентъра трябва да се извършва преди всяко SRS/SRT лечение [19,20].

3 Експериментална част

3.1 Материали

Използвани са Newport M-460P Series с точност на позициониране 0.02 mm по вертикала, хоризонтала и латерал. Образите са обработени ръчно със софтуер Offline Review на фирма Вариан [1].

3.2 Методи

Проверка на механичен и радиационен изоцентър

Winston-Lutz (WL) тест – тази техника е въведена от Луц, Уинстън и Мелеки през 1988 г. WL фантом е малка метална топка, изработена от стомана, която представлява планираната цел и е фиксирана на масата за лечение чрез заключващ механизъм. Позицията на фантома може да се регулира в три посоки с помощта на инструмент, микрометър.

Топката на механичният прът се позиционира в средата на отвореното светлиното поле, а лазерите трябва да бъдат центрирани в изоцентъра. Металното топче се позиционира при положение на гентри 0° и без ротация на масата, колиматора се върти на 0° и на 270° спрямо положението на гентри-то. Целта е разстоянието да бъде еднакво от всички страни на светлиното поле, това важи при WL-тест за MLC.

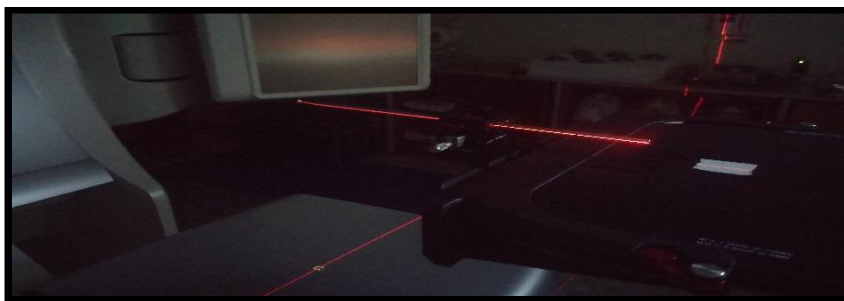
Разликата между центъра на сянката на сферата и центъра на сферата разкрива движението на изоцентъра (който трябва да бъде в рамките на ± 0.02 cm за стеротактични лечения [16]) (Фиг. 1). При позиционирането използваме конус 7.5 mm. Измерванията трябва да се повтарят в ъгли (0° , 90° , 180° и 270°). Преди да направим MV снимки конусът 7.5 mm се сменя с конус с размер 17.5 mm; тези условия важат при WL-тест за конуси.

Карина Митарова



Фиг. 1: Центриране на топчето в областта на светлинното поле в четири положения на гентри-то (0° , 90° , 180° и 270°). Използван е конус с размер 7.5 mm [1].

Методът е труден за употреба и отнема време, резултатите зависят от наблюдателя. Той също така се ограничава от размера на върха на показалеца, който не е точно една точка [15,21]. За по-добра точност на измерванията се повтарят при различни ъгли с портални завъртания по часовниковата стрелка и обратно на часовниковата стрелка.



Фиг. 2: Снимка на позиционирания метален прът по лазерите.

EPID-базирани методи за проверка на изоцентър

В доклада е представен EPID (Electron Portal Image Device) базиран метод за сравнение на дигитални образи. Резолюцията на детектора е 0.125 mm от матрица, изградена от amorphous silicon. Тази система е вградена в ускорителя TrueBeam STx, VARIAN и позволява извършването на дигитални образи при положения на гентри: 0° , 90° , 180° , 270° и маса: 0° , 45° , 90° , 270° , 315° , съответно.

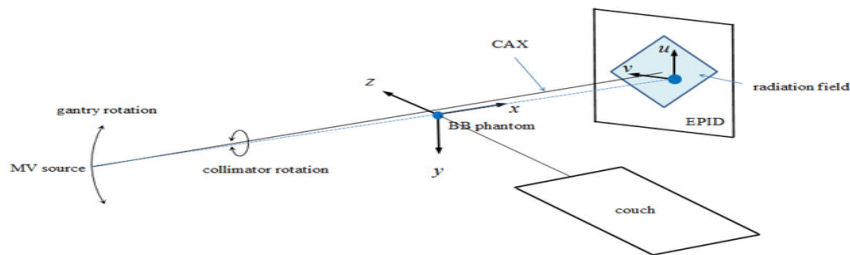
EPIDs прави процедурата за проверка на изоцентъра много полесна, по-бърза и надеждна, с възможност за повторна употреба на информацията. Служат за оценка на несъответствията между центъра на един фантом WL (мишена) и LINAC механичния изоцентър.

EPID изображенията позволяват подобряването на контрастта [20,22], което е много полезно при анализ на изображенията. Общата точност на метода е в рамките на ± 0.02 mm [20]. Обработка се три

минути, което е много по-малко от филм-базираните системи, също така методът се изпитва за няколко ъгли. Важно е да се отбележи, че EPIDs в момента са включени в структурата на съвременните линейни ускорители и не се нуждаят от времеемка настройка [20,23].

3.3 Процедура за провеждане на експеримента

Нашият апарат е TrueBeam STx, VARIAN с маса 6D-pitch and roll (движение на масата в още три равнини). Правят се две установки – първата е за проверка на HD MLC, а втората е за проверка на конуси. Целта на изследването е да се провери съществуват ли по-големи отклонения от допустимите с метода WL-тест. Проверката се прави при различно положение на гентрито и на масата на апарата, съответно гентри: 0° , 90° , 180° , 270° и маса: 0° , 45° , 90° , 270° , 315° .



Фиг. 3: Схема на цифров тест Уинстън-Луц (WL)-тест. Фантомът ВВ (металният прът) се нагласява в областта на радиация. В този пример радиационното поле е квадратно за MLC, ъгъл на гентри 270° , а ъгъл на колиматора 45° [24].

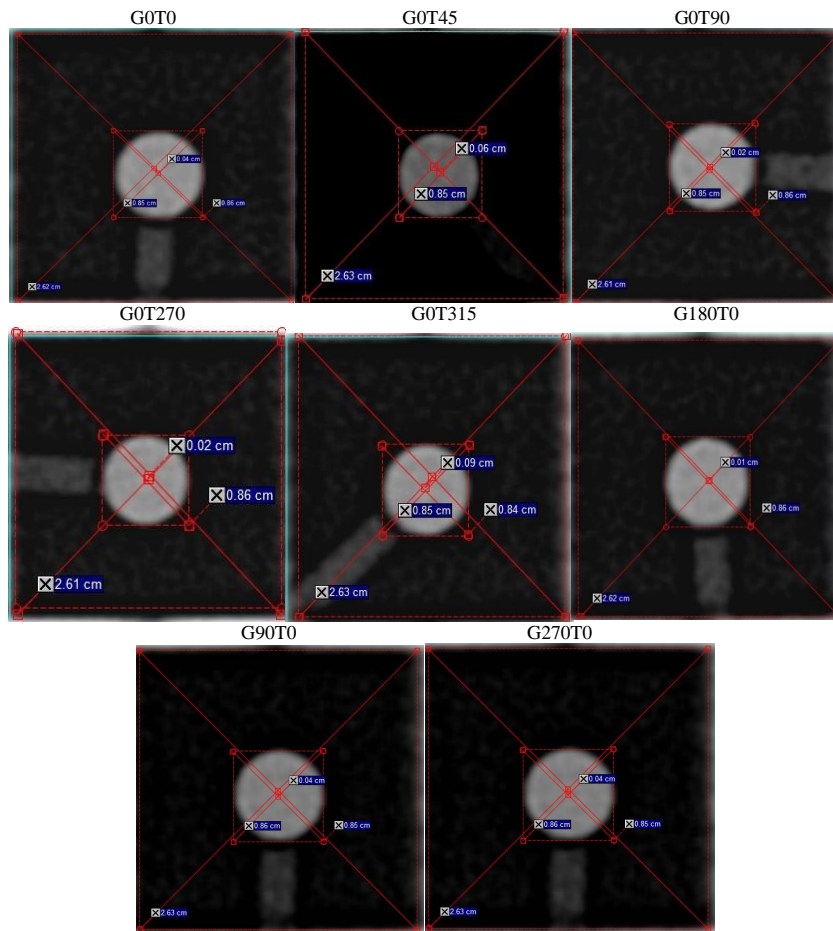
Металният прът трябва да бъде точно позициониран спрямо лазерите, топчето да е центрирано и проверено при завъртане на гентри на ъгли: 90° , 180° и 270° преди да са направени MV изображения.

При проверка на MLC за по-точно определяне, колиматора се завърта на 270° и се следи за равномерност от двете страни на блендата.

При проверка на конуси първо се използва конус с размер 7.5 mm, за да се позиционира точно металното топче, след което се поставя конус с размер 17.5 mm. Вторият конус се приема за референтен при всяка следваща проверка.

Позициониране на металния прът става ръчно, като точността на измерванията зависи от провеждащия експеримента. Изображенията се обработват с програмата Offline Review, с която се определя какво е отклонението от механичния изцентър спрямо маса, гентри и колиматор (Фиг. 4 и Фиг. 5).

Метод за осигуряване на качество при определяне на съпадението на ...



Фиг. 5: Резултати от отклонението на центрираното стоманено топче в четири гентри ъгъла и при 0° гентри и въртене на маса. С програма Offline Review определяне на центъра на колиматора и топчето и Δd .

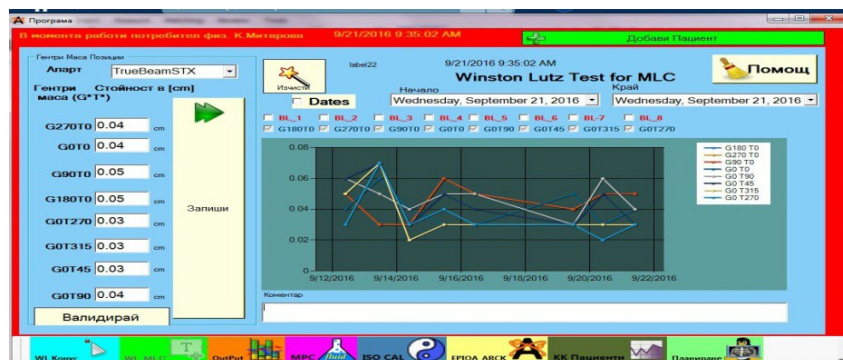
нието между колиматора и центъра на топчето. По този начин се отчита всекидневното отклонение на двата изоцентъра, което е от съществено значение за правилното облъчване на пациентите (Фиг. 4 и Фиг. 5).

Измерените отклонения за WL-тест за конуси са в рамките на грешката (Фиг. 4).

Същата е процедурата и за MLC, показана на Фиг. 5.

4 Резултати

Изследван е WL-тест за конуси и за MLC при различни положения на гентри: 0° , 90° , 180° , 270° и маса: 0° , 45° , 90° , 270° , 315° , съответно. Измерванията са начални за период от месец и половина. Те са записани и обработени с програма, направена от медицински физик Станислав Божиков.



Фиг. 6: Програма за запис на стойности, изготвена от Станислав Божиков.

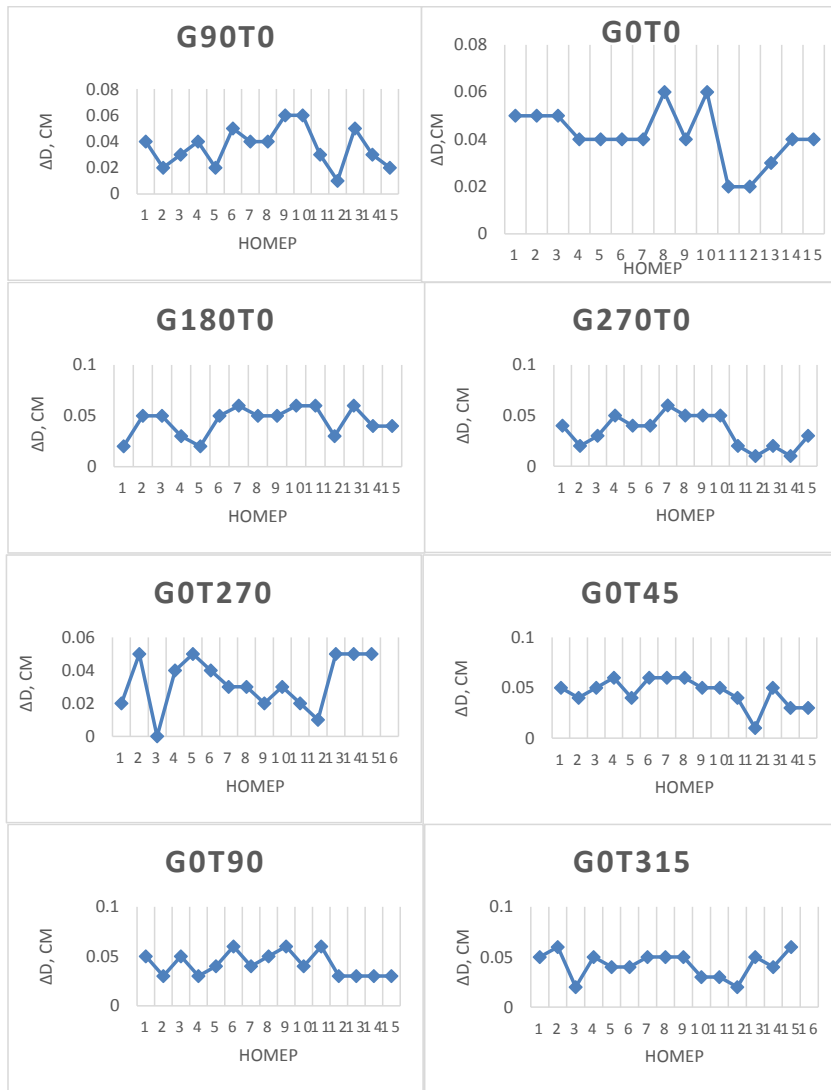
Наблюдаваните отклонения са в рамките на грешката. Те зависят от прецизното позициониране на металния прът и ръчното оценяване на грешката.

5 Заключение

Всяко направено изображение се намира в центъра на топчето и центъра на колиматора, които очертават радиационна зона. Така се измерва връзката между двата центъра за определяне на точността на система ICVI (The Integrated Conical Collimator Verification and Interlock system). [1] Проверката за осигуряване на качество на коничен колиматор и блокировка на системата има за цел да запази калибрираната позиция в продължение на много поредни лечения. Вероятността за отклонения е голяма, което налага извършването на всекидневни проверки. Те ни дават възможност да следим състоянието на „rich” на масата, което е от съществено значение при прилагането на терапия.

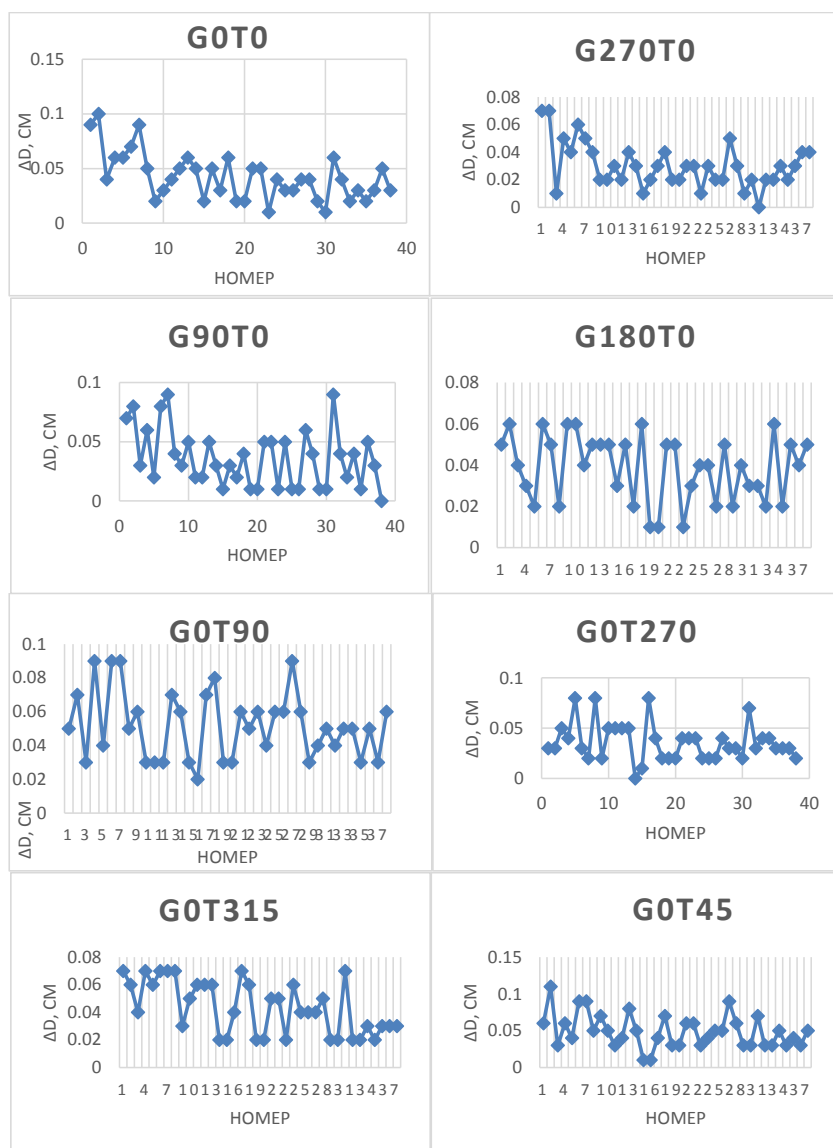
Потвърждаване на точността на колиматора е постигната чрез анализиране на MV образи на рентгеноконтрасна топка от стомана прикачена на масата за лечение при точно центриране по лазерите. При отклонения по-големи от допустимите е необходимо да се уведоми фирмата, която поддържа апарата.

Метод за осигуряване на качество при определяне на съпадението на ...



Фиг. 7: Конус WL-тест; графики за различните положения на маса и гентри.

Карина Митарова



Фиг. 8: MLC WL-тест; графики за различните положения на маса и гентри.

Литература

- [1] Varian Medical Systems, ICVI Quality Assurance Reference Guide, Integral Conical Collimator Verification and Interlock System, August **2013**.
- [2] Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **1988**; 14(2):373–81.
- [3] Verellen D, Linthout N, Bel A, et al. Assessment of the uncertainties in dose delivery of a commercial system for linac- based stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **1999**; 44(2):421–33.
- [4] Ramaseshan R and Heydarian M. Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Biol.* **2003** ;48(14):N199–N205
- [5] Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand.* **1951**; 102(4):316–19.
- [6] Grebe G, Pfaender M, Roll M, Luedemann L, Wurm RE. Dynamic arc radiosurgery and radiotherapy: commissioning and verification of dose distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **2001**;49(5):1451–60.
- [7] D’Souza H, Joshi RC, Ganesh T, et al. Variation in the isocentre of a Philips Linear Accelerator (SL–20) used for stereotactic radiosurgery/stereotactic radiotherapy. *Australas Radiol.* **1999**; 43(3):342–45.
- [8] Hartmann GH, Bauer-Kirpes B, Serago CF, Lorenz WJ. Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **1994**; 28(2):481–92
- [9] Rahimian J, Chen JC, Rao AA, Girvigian MR, Miller MJ, Greathouse HE. Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal neuralgia. *J Neurosurg.* **2004**; 101(Suppl 3):351–55.
- [10] Peace T, Subramanian B, Ravindran P. An experimental study on using a diagnostic computed radiography system as a quality assurance tool in radiotherapy. *Australas Phys Eng Sci Med.* **2008**; 31(3):226–34..
- [11] Du W and Yang J. A robust Hough transform algorithm for determining the radiation centers of circular and rectangular fields with subpixel accuracy. *Phys Med Biol.* **2009**; 54(3):555–67.
- [12] Mamalui-Hunter M, Li H, Low DA. Linac mechanic QA using a cylindrical phantom. *Phys Med Biol.* **2008**; 53(18):5139–49.
- [13] Du W, Yang J, Luo D, Martel M. A simple method to quantify the coincidence between portal image graticules and radiation field centers or radiation isocenter. *Med Phys.* **2010**; 37(5):2256–63.
- [14] Hadley SW, Lam K. Light field and crosshair quality assurance test using a simple lens system. *Med Phys.* **2006**; 33(4):930–32.
- [15] Schreibmann E, Elder E, Fox T. Automated quality assurance for image-guided radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys.* **2009**; 10(1):71–79.
- [16] AAPM Reports TG101 and TG142, Medical Physics, Vol. 36, No. 9, September **2009**.
- [17] Brezovich IA, Pareek PN, Plott WE, Jennelle RLS. Quality assurance system to correct for errors arising from couch rotation in linac-based stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **1997**; 38(4):883–90.

Карина Митарова

- [18] Karger ChP, Hartmann GH, Heeg P, Jäkel O. A method for determining the alignment accuracy of the treatment table axis at an isocentric irradiation facility. *Phys Med Biol.* **2001**; 46(1):N19–N26.
- [19] Chojnowski J, Gajewski R. An automatic method of the isocentre position verification for micromultileaf collimator based radiosurgery system. *Australas Phys Eng Sci Med.* **2010**; 34(1):15–21.
- [20] Pejman Rowshanfarzad, Mahsheed Sabet, Daryl J. O'Connor, Peter B. Greer, Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques, **2011**.
- [21] Woo MK, O'Brien P, Gillies B, Etheridge R. Mechanical and radiation isocenter coincidence: an experience in linear accelerator alignment. *Med Phys.* **1992**; 19(2):357–59.
- [22] Junfang Gao, Xiaoqian Liu, Off-Isocenter Winston-Lutz Test for Stereotactic Radiosurgery / Stereotactic Body Radiotherapy, **2016**.
- [23] Mao W, Speiser M, Medin P, Papiez L, Solberg T, Xing L. Initial application of a geometric QA tool for integrated MV and kV imaging systems on Trilogy, Synergy, and Vero. World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC 2009). *IFMBE Proceedings.* **2009**; 25(1):358–61.
- [24] Weiliang Du, Jennifer L. Johnson, Wei Jiang, Rajat J. Judchadker, On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston_Lutz tests, **2015**.