

БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

Определение энергетической зависимости коэффициента калибровки k_{Q,Q_0} наперстковой ионизационной камеры методом компьютерного моделирования

А. В. Белоусов^a, А. С. Осипов^b

Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.

E-mail: ^a belousovav@physics.msu.ru, ^b osipov_as@physics.msu.ru

Статья поступила 26.04.2012, подписана в печать 25.07.2012.

Методом Монте-Карло моделируется энергетическая зависимость коэффициента калибровки наперстковой камеры по качеству пучка. Показано, что наибольшие отклонения наблюдаются в области энергий фотонов, соответствующих гигантскому дипольному резонансу на легких элементах. Расхождения могут достигать 10% при энергиях фотонов до 25 МэВ.

Ключевые слова: ионизационная камера наперсткового типа, метод Монте-Карло, коэффициент калибровки по качеству пучка.

УДК: 53.02. PACS: 87.53.Dq.

Введение

Ионизационные дозиметры, в частности ионизационные камеры наперсткового типа¹, находят широкое применение в области радиационной медицины. Они широко используются при лучевой терапии фотонами тормозного излучения. При этом из-за специфики области применения на погрешности измерений накладываются жесткие требования. Суммарная погрешность доставки дозы, включая погрешности ее измерения, не должна превышать 5–7%.

Методику определения поглощенной дозы с использованием ионизационной камеры при облучении пучками фотонов высоких энергий водных фантомов подробно рассмотрел Hohfield [1]. Дополнительные исследования по этой теме и разработка методики проведены Andreo [2] и Rogers [3]. Процедура определения поглощенной дозы в воде, основанная на эталонах единицы поглощенной дозы в воде, реализована в национальных рекомендациях по дозиметрии [4–6] и включена в рекомендации МАГАТЭ [7]. Ионизационные камеры, в том числе наперсткового типа, калибруются по поглощенной дозе, создаваемой в воде пучками гамма-излучения ⁶⁰Со, коэффициент качества данного излучения обозначается Q_0 и является референсным при дальнейших измерениях.

Поглощенная доза в воде на опорной глубине z_{ref} ² для опорного пучка качества Q_0 дается выражением $D_{Q_0} = M_{Q_0} N_{D,Q_0}$, где M_{Q_0} — показания камеры в стандартных условиях, используемых в поверочной лаборатории; N_{D,Q_0} — калибровочный коэффициент камеры по поглощенной дозе в воде, полученный из поверочной лаборатории. Если камера используется в пучке каче-

ства Q , то значение поглощенной в воде дозы определяется выражением $D_Q = M_Q N_{D,Q_0} k_{Q,Q_0}$, где коэффициент k_{Q,Q_0} вносит поправку на различие между опорным пучком и используемым. Поправочный коэффициент на качество излучения k_{Q,Q_0} определяется как отношение калибровочных коэффициентов по поглощенной дозе в воде для пучков качества Q и Q_0 :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{D_Q/M_Q}{D_{Q_0}/M_{Q_0}}.$$

В идеале требуется непосредственно измерять поправочный коэффициент на качество излучения для каждой конкретной камеры при таком же качестве пучка, что и у пользователя. Однако данная процедура невозможна, так как требует наличия в поверочной лаборатории такого же, как и у конечного пользователя, клинического ускорителя. При отсутствии экспериментальных данных или невозможности непосредственного определения k_{Q,Q_0} поправочные коэффициенты приходится рассчитывать теоретически. В большинстве случаев для пучков тормозного излучения с энергией более 5 МэВ полагают, что применима теория Брэгга–Грея, тогда для поправочного коэффициента k_{Q,Q_0} справедливо соотношение [2]

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{\text{water}})_Q}{(S_{\text{water}})_{Q_0}} \frac{(w_{\text{water}})_Q}{(w_{\text{water}})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}},$$

которое включает следующие отношения (при качествах излучения Q и Q_0): тормозных способностей S ; средней энергии образования ионов w ; полных коэффициентов возмущения p , учитывающих все отклонения от идеальных условий. К сожалению, во-первых,

¹ Наперстковыми (полостными) камерами называются маленькие камеры, ионизационный объем которых (газовая полость) окружен твердой стенкой (как правило, стенка является одним из электродов камеры). По измеренному ионизационному току наперстковые камеры позволяют определить дозу, поглощенную в материале стенки. Если стенки изготовлены из тканезквивалентного материала, — дозу, поглощенную в ткани.

² Обычно глубина 10 см в водном фантоме.

коэффициенты возмущения ρ практически невозможно оценить теоретически, поскольку реальные условия измерений вне поверочных лабораторий уникальны. Во-вторых, в спектре тормозного излучения существенную часть составляет низкоэнергетическая компонента, для которой условия Брэгга–Грея нарушаются. В связи с этим пользователь практически всегда полагает, что поправочный коэффициент качества излучения равен единице во всем диапазоне энергий фотонов, используемых в лучевой терапии.

В диапазоне энергий гигантского дипольного резонанса (ГДР) продукты фотоядерных реакций, в первую очередь тяжелые заряженные частицы, также могут приводить к существенному нарушению условий Брэгга–Грея. В частности, из-за своего малого пробега они могут терять большую часть своей энергии в пределах чувствительного объема камеры. Целью работы является определение энергетической зависимости поправочного коэффициента на качество излучения методом компьютерного моделирования и определение максимальной погрешности, вносимой этим коэффициентом в результаты измерения поглощенной в водном фантоме дозы. При выполнении условий Брэгга–Грея энергия, поглощенная в газовой полости ионизационной камеры, прямо пропорциональна энергии, поглощенной в окружающем полость веществе. Очень часто предполагается, что коэффициент пропорциональности $\bar{\rho}$, представляющий собой среднее значение отношения тормозных способностей твердого вещества и газа, не зависит от энергии частиц. Тем не менее данная величина зависит от энергии фотонов, поскольку эффективный атомный номер вещества зависит от энергии. Кроме того, с появлением в результате фотоядерных реакций тяжелых вторичных частиц среднее отношение также меняется и зависит от доли энергии, выделившейся в результате взаимодействия тяжелых частиц. На все эти факторы влияет толщина надеваемых на камеру равновесных колпачков³, поэтому второй целью работы является определение энергетической зависимости коэффициента пропорциональности $\bar{\rho}$ при различных режимах облучения, т.е. при различных толщинах равновесных колпачков.

Используемые модели

Все вычисления проводятся с использованием пакета библиотек GEANT 4.9 (<http://geant4.cern.ch/>), который позволяет моделировать методом Монте-Карло прохождение ионизирующих излучений (в частности, фотонов) через различные материалы. В пакете предусмотрена возможность задания произвольных геометрических моделей произвольного элементного состава. В целях сокращения времени расчетов для данной работы выбран монохроматический мононаправленный источник фотонов, поперечное сечение которого представляет собой круг радиуса 10 см. В каждом отдельном вы-

числителем (в дальнейшем слово «вычислительный» будем опускать) эксперименте (расчет при заданных условиях) трассируется прохождение 10^8 первичных фотонов. В качестве фантома используется водяной куб размером $1 \times 1 \times 1$ м. Проводятся две серии экспериментов: в первой ионизационная камера, имеющая сложный геометрический (рис. 1, а) и элементный состав, помещается в водный фантом, в ее чувствительном объеме (газовой полости) фиксируются сгенерированные величины (проводятся «измерения») — количество актов ионизации и поглощенная энергия. Во второй серии «измерения» выполняются в водном фантоме, в той его области, где в предыдущей серии располагался чувствительный объем камеры (все составляющие камеры, первоначально имеющие различный элементный состав, замещаются водой), в дальнейшем независимо от эксперимента данный объем будет носить название «область интереса». В области интереса энергия обрезания⁴ E_{cut} для фотонов и электронов равняется 10 эВ (минимальная энергия ионизации 13.6 эВ), вне области интереса энергия обрезания 10 кэВ (фотоны и электроны меньшей энергии интенсивно поглощаются в материалах стенки, слабо влияя на количество актов ионизации в области интереса). По аналогичным соображениям энергия обрезания для тяжелых частиц равна 10 эВ во всем объеме. Отметим, что

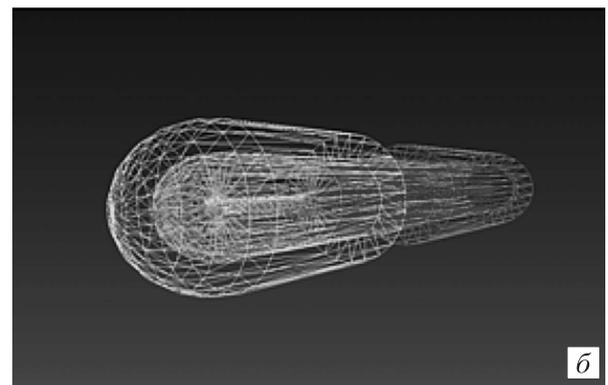


Рис. 1. Ионизационная камера наперсткового типа: а — вид изделия с равновесным колпачком; б — вид модели камеры в GEANT 4.9

³ Для выполнения условий Брэгга–Грея, при которых ионизационный ток камеры позволяет рассчитать поглощенную дозу в ее стенках, необходимо обеспечить условия, при которых толщина материала до газовой полости больше, чем пробег наиболее быстрых электронов, высвобожденных фотонным излучением в данном материале. Равновесные колпачки, надеваемые сверху на камеру, изменяют толщину ее стенок и позволяют измерять поглощенную дозу одной и той же камерой при различных энергиях фотонного излучения.

⁴ При значениях энергии ниже E_{cut} частица дальше не трассируется, считается, что вся ее энергия выделяется в точке.

программный пакет GEANT 4.9 не позволяет задавать различную энергию обрезания тяжелых частиц. Геометрическая модель ионизационной камеры, выполненная в программном пакете GEANT 4.9, представлена на рис. 1, б. В соответствии с рекомендациями [8–10] модель наперстковой камеры дополнительно окружается латунными колпачками различной толщины: в диапазоне энергий 2–6 МэВ толщина стенок равновесного колпачка 2 мм, в диапазоне энергий 6–15 МэВ толщина колпачка 4 мм, а при энергиях 15–25 МэВ — 6 мм.

Результаты и обсуждение

На рис. 2 представлен вклад продуктов фотоядерных реакций в полное количество актов ионизаций, произошедших в объеме интереса. Доля актов ионизаций, обусловленных продуктами фотоядерных реакций, в случае воды достигает максимального значения ~20% при энергии фотонов в районе 22 МэВ. Вид кривой схож с сечением фотоядерных реакций в области гигантского дипольного резонанса. В случае ионизационной камеры максимальное значение не превышает 7%, а кривая имеет сложную форму, что, по всей видимости, обусловлено сложным элементным составом окружающего область интереса пространства. В области энергий 15–20 МэВ значения кривых могут различаться во много раз (до 14.5).

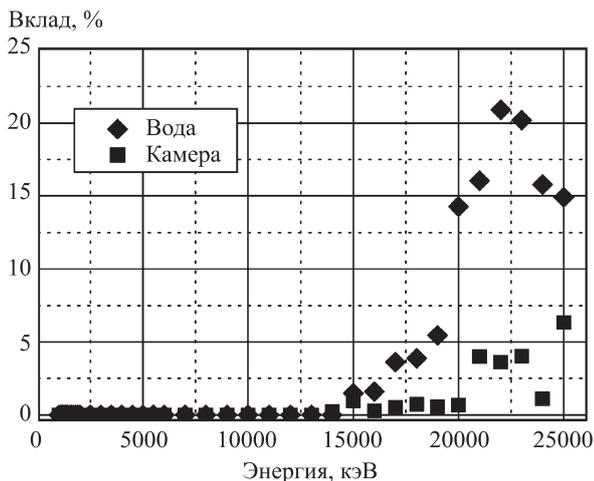


Рис. 2. Вклад продуктов фотоядерных реакций в полное количество актов ионизации, произошедших в чувствительном объеме: ромбы — в случае водного фантома, квадраты — в объеме камеры

На рис. 3 представлен вклад продуктов фотоядерных реакций в дозу, поглощенную в области интереса. Вид кривых схож с кривыми вкладов в полное количество актов ионизации (рис. 2). В случае водного фантома вклад продуктов фотоядерных реакций достигает максимального значения ~3.5% в области энергий фотонов 22 МэВ. Если же объем интереса представляет собой чувствительный объем камеры, то вклад продуктов составляет ~1%. Из данных, представленных на рис. 2 и 3, видно, что нарушение условий Брэгга–Грея для тяжелых заряженных частиц — продуктов фотоядерных реакций — может привести к существенной зависимости результатов расчетов поглощенной дозы по калибровочному коэффициенту k_{Q_0} .

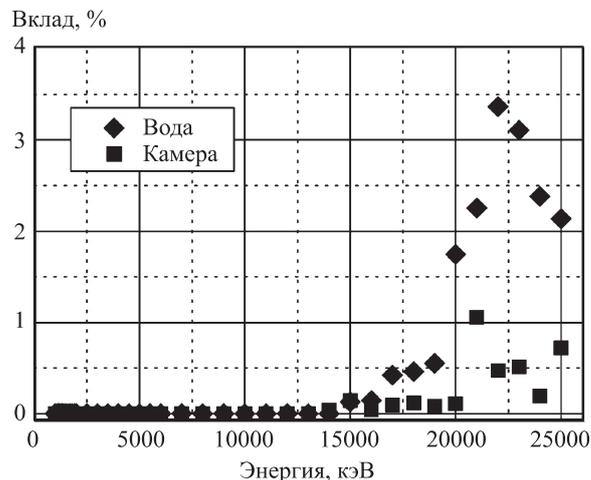


Рис. 3. Вклад продуктов фотоядерных реакций в поглощенную в чувствительном объеме дозу: ромбы — в случае водного фантома, квадраты — в объеме камеры

На рис. 4 показана зависимость поправочного коэффициента на качество излучения от энергии первичного пучка фотонов, полученная по результатам компьютерного моделирования. Кривая нормирована на значение коэффициента качества k_{Q_0} . Видно, что вплоть до энергий первичного фотонного пучка ~20 МэВ отклонение поправочного коэффициента на качество излучения от опорного значения не превышает 2%. В области энергий выше 20 МэВ характер зависимости изменяется, кривая плавно уменьшается и отклонение достигает ~10% при энергии 25 МэВ. Данный ход энергетической зависимости обусловлен увеличением вклада продуктов фотоядерных реакций в поглощенную объемом интереса дозу, что связано с изменением количества и энергии образовавшихся тяжелых частиц. Увеличение энергии, поглощенной объемом интереса в результате взаимодействия тяжелых частиц, приводит к изменению среднего отношения тормозных способностей всех частиц. Минимальное количество событий, зарегистрированных в области интереса, не менее 30 000, относительная погрешность результатов в каждой точке не превышает 0.5%.

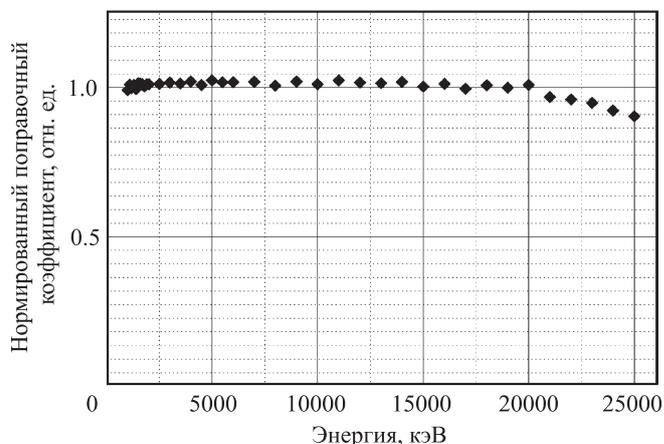


Рис. 4. Энергетическая зависимость поправочного коэффициента на качество излучения

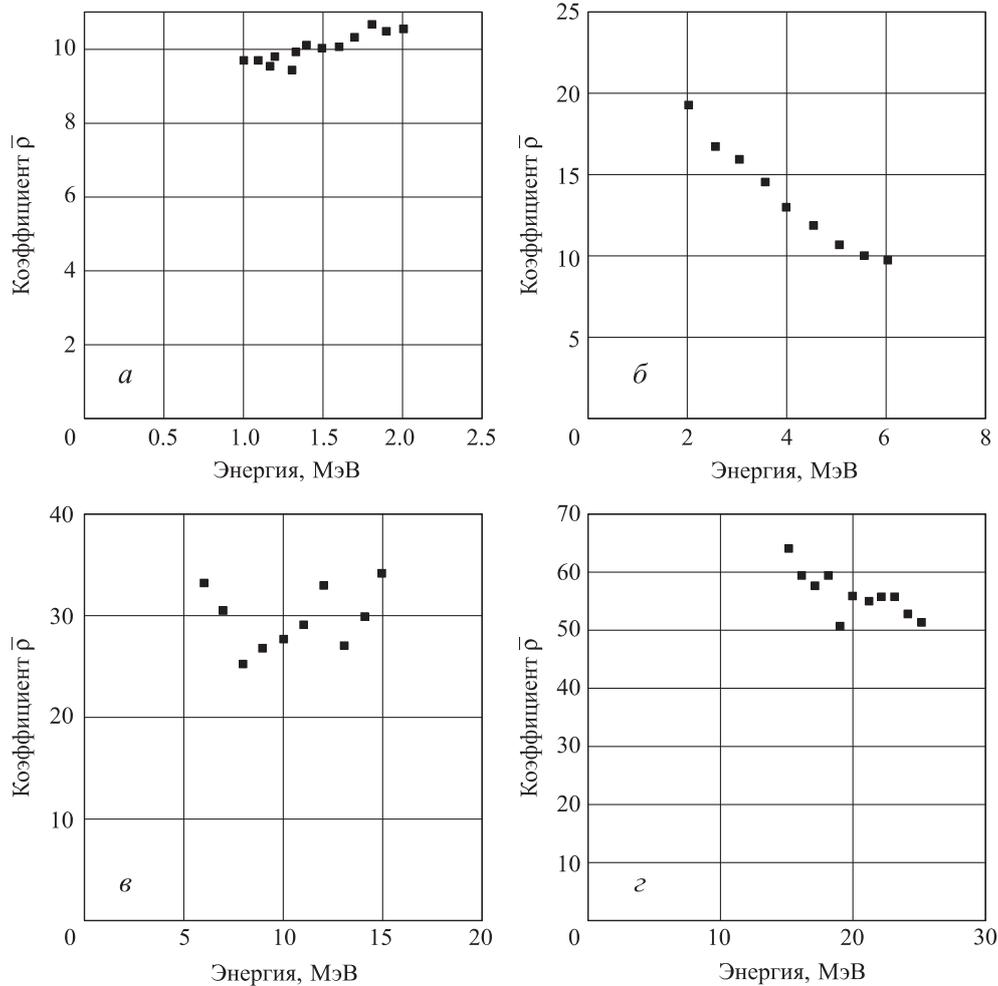


Рис. 5. Энергетическая зависимость коэффициента $\bar{\rho}$ при различных толщинах равновесных колпачков: *a* — без колпачка; *b* — латунный колпачок толщиной 2 мм; *v* — латунный колпачок толщиной 4 мм; *z* — латунный колпачок толщиной 6 мм

На рис. 5 представлено изменение коэффициента $\bar{\rho}$ в различных энергетических диапазонах при использовании латунных равновесных колпачков различной толщины. В диапазоне энергий 1–2 МэВ (без дополнительного равновесного колпачка) энергетическая зависимость крайне слабая, отклонения от среднего значения не превышают 7% (рис. 5, *a*). При энергиях 2–6 МэВ (толщина равновесного колпачка 2 мм) значение коэффициента скачкообразно изменяется, и кривая монотонно спадает по мере роста энергии фотонов. В данном энергетическом диапазоне значения коэффициента изменяются примерно в 2 раза (рис. 5, *b*). В диапазоне энергий 6–15 МэВ (толщина 4 мм) значение коэффициента снова скачкообразно изменяется примерно в 3 раза, кривая немонотонна, имеет множество максимумов и минимумов, что связано с различными вкладами фотоядерных взаимодействий в объеме интереса. Отклонения коэффициента $\bar{\rho}$ в данном энергетическом диапазоне не превышает 15% (рис. 5, *v*). При использовании колпачков толщиной 6 мм, что соответствует энергетическому диапазону 15–25 МэВ, зависимость выражена более ярко, как и прежде, наблюдается скачкообразное изменение примерно в 2 раза по сравнению с колпачком толщиной 4 мм. Значения в начале и в конце промежутка отличаются примерно

в 1.3 раза (рис. 5, *z*). Погрешность результатов вычислений в каждой точке не превышает 1%. Наблюдаемые скачкообразные изменения связаны в первую очередь с изменением эффективного атомного номера слоя вещества, окружающего газовую полость. Энергетические зависимости в исследуемых диапазонах обусловлены, во-первых, зависимостью эффективного атомного номера от энергии фотонов, а во-вторых, различными вкладами фотоядерных реакций.

Заключение

Поправочный коэффициент на качество излучения k_{Q,Q_0} слабо зависит от энергии монохроматического пучка фотонов и практически не зависит от энергии вплоть до 20 МэВ (максимальные отклонения не превышают 2%). При дальнейшем увеличении энергии возрастает разница между поглощенной дозой, обусловленной продуктами фотоядерных реакций, и значения коэффициента k_{Q,Q_0} плавно снижаются, уменьшаясь примерно на 10% по сравнению со значением для опорного излучения ^{60}Co .

Коэффициент $\bar{\rho}$ скачкообразно изменяется по мере изменения толщины равновесных колпачков, надетых на ионизационную камеру наперсткового типа, что связано главным образом с изменением среднего атомного

состава вещества, окружающего газовую полость. При отсутствии равновесного колпачка (энергия фотонов до 2 МэВ) данный коэффициент меняется незначительно (менее 7%), и можно полагать его постоянным. В интервале 2–6 МэВ значения коэффициента меняются примерно в 2 раза, в диапазоне энергий 6–15 МэВ — примерно в 1.15 и в промежутке 15–25 МэВ — примерно в 1.3 раза. Наиболее явно энергетические зависимости выражены при наличии колпачков толщиной 2 и 6 мм.

Список литературы

1. *Hohfield K.* // Dosimetry in Radiotherapy. Vol. 1. Vienna, 1998.
2. *Andreo P.* // Phys. Med. Biol. 1992. **37**. P. 2189.
3. *Rogers D.W.* // Med. Phys. 1992. **19**. P. 1227.
4. AAPM TG-51. // Med. Phys. 1999. **26**. P. 1847.
5. Deutsches Institute für Normung, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung. Teil 2: Ionisationsdosimetrie. Deutsche Norm DIN 6800-2. Berlin, 1997.
6. Institute of Physical Science in Medicine. // Phys. Med. Biol. 1990. **35**. P. 1355.
7. IAEA. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams: An international code of practice for dosimetry. Technical Reports Series № 381. Vienna, 1997.
8. МАГАТЭ. Серия технических докладов № 398. Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. Вена, 2004.
9. *Dutreix A., Bjarngard B.E., Bridier A.* et al. // ESTRO Booklet N 3. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams. Physics for Clinical Radiotherapy. ESTRO, 1997.
10. *Mijnheer B., Bridier A., Garibaldi C.* // ESTRO Booklet N 6. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams. Practical Examples. Physics for Clinical Radiotherapy. ESTRO, 2001.

Definition of energy dependence of thimble ionisation chamber calibration factor k_{Q,Q_0} by the method of computer modelling

A. V. Belousov^a, A. S. Osipov^b

Department of Accelerator Physics and Radiation Medicine, Faculty of Physics, M. V. Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia.

E-mail: ^abelousovav@physics.msu.ru, ^bosipov_as@physics.msu.ru.

In present work as a method Monte Carlo energy dependence of beam quality calibration factor of thimble ionization chamber is modelled. It is shown, that the greatest derivation are observed in area photons energy corresponding giant dipole resonance on easy elements. Divergences can reach 10% at photons energy to 25 MeV.

Keywords: thimble ionization chamber, Monte Carlo method, beam quality calibration factor.

PACS: 87.53.Dq.

Received 26 April 2012.

English version: *Moscow University Physics Bulletin* 1(2013).

Сведения об авторах

1. Белоусов Александр Витальевич — канд. физ.-мат. наук, ст. преподаватель; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: belousovav@physics.msu.ru.
2. Осипов Алексей Сергеевич — ассистент; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: osipov_as@physics.msu.ru.