

## ПРОГРАММА НЕЗАВИСИМОГО РАСЧЕТА МОНИТОРНЫХ ЕДИНИЦ ДЛЯ ОБЛУЧЕНИЯ ФОТОНАМИ 6 МВ

Т.И. Солдатова, М.П. Шатенок

Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина, Москва

Разработана программа независимого расчета доз и числа мониторных единиц (МЕ) для облучения фотонами с энергией 6 МВ. Программа проверена для открытых полей и полей со сложной конфигурацией многолепесткового коллиматора (МЛК). Рассчитан ряд клинических случаев (головной мозг и малый таз). На основе статистического анализа полученных результатов показано, что рассчитанные данные для открытых полей согласуются с результатами, полученными с помощью системы планирования Eclipse, в пределах 2 %. Для полей сложной формы, созданных с помощью МЛК, среднее расхождение составляет 4 %. Среднее отклонение дозы для клинических случаев не превысило 4 %.

Ключевые слова: *независимый расчет доз, лучевая терапия, гарантия качества, факторы выхода*

### Введение

В последнее время разработке систем контроля качества (КК) компьютерных систем планирования (СП) уделяется большое внимание во многих странах. Основной целью независимого расчета дозы (НРД) и мониторных единиц (МЕ) является уменьшение ошибок и неопределенностей, связанных с использованием компьютерных СП облучения в лучевом лечении больных злокачественными опухолями.

НРД – это контрольный расчет дозы и МЕ, независимый от СП, применяемый для планирования облучения пациентов. В соответствии с рекомендациями международных документов (МАГАТЭ, ESTRO) необходимо проводить вторичный контроль расчета дозы и МЕ с использованием алгоритма, отличного от расчета на рабочей СП. Алгоритм расчета должен быть простым и легко выполнимым. Из-за усложнения методик облучения ручной расчет становится слишком трудоемким, поэтому необходимо создавать компьютерные программы НРД. Параметры плана облучения, рассчитанного на основной (первичной) клинической СП, вво-

дятся в программу НРД. Далее, с помощью программы НРД осуществляется вторичный расчет дозы и МЕ. Как правило, алгоритм программы НРД является менее точным и достаточно упрощенным по сравнению с алгоритмом, заложенным в первичной СП. Поэтому результаты НРД следует использовать исключительно для контроля точности расчета дозы и МЕ первичной СП в пределах погрешности алгоритма НРД.

Проверка числа МЕ остается важным элементом для программ гарантии качества (ГК) лучевой терапии (ЛТ), которая обеспечивает безопасность и точность облучения пациента.

В течение длительного времени для проверки дозы, полученной пациентом во время лечения, применяли различные экспериментальные методы. Однако экспериментальные методы для ГК сложного облучения каждого пациента требуют много труда персонала и много времени для работы на линейном ускорителе электронов (ЛУЭ). Поскольку планирование лечения становится более эффективным и число пациентов, лечащихся с применением новых технологий, постоянно увеличивается, то

экспериментальные проверки значительно увеличивают нагрузку на персонал. Следовательно, необходимо выбрать наиболее рациональный метод. Проверка дозы с помощью независимого расчета является эффективной альтернативой и эффективным инструментом в программах ГК.

Роль КК в ЛТ непрерывно увеличивается, потому что технологическое развитие, такое как применение многолепесткового коллиматора (МЛК), предполагает новые возможности, но требует дополнительного КК, чтобы обеспечить безопасную ЛТ.

МЛК используется в клиниках достаточно давно и является признанным инструментом в ЛТ. Различные эмпирические или полуаналитические методы были представлены для расчета отношения радиационных выходов в воздухе для нерегулярно сформированных пучков почти при любой конструкции МЛК. Однако до настоящего времени нет четких рекомендаций по независимой проверке МЕ, когда сложные по форме поля создаются с помощью МЛК. Большинство из этих моделей были разработаны и протестированы для конкретных конструкций МЛК [8].

Положение лепестков МЛК в пределах лечебной головки аппарата зависит от производителя. Они могут заменить верхние (Elekta) или нижние шторки (Siemens) или располагаться ниже обеих шторок (конструкция третичного коллиматора) (Varian). Поэтому характеристики рассеяния излучения в головке определенного типа ЛУЭ особенно важны, когда принимаются новый метод расчета или приближения отношений выхода в воздухе для пучков, созданных с помощью МЛК [4].

Существует стандартная практика в измерении факторов выхода с полностью убраным МЛК. При этом меняют размер поля, используя только верхнюю и нижнюю шторки коллимационной системы. Эти факторы используются для расчета МЕ, так же как и данные выходов пучков в СП. Анализируя вклад рассеянного излучения, полезно разделить рассеяние в коллиматоре и рассеяние в фантоме, так как они могут изменяться независимо при экранировании части поля и иметь различные факторы воздействия. С этой целью вводится понятие “фактор рассеяния в коллиматоре”  $S_c$  и “фактор рассеяния в фантоме”  $S_p$  [1]. Фактор  $S_c$  называют или фактором рассеяния в коллиматоре, или фактором рассеяния в головке или отношением выходов в воздухе.

Эти термины взаимозаменяемы для обозначения величины  $S_c$ .

Исследование, проведенное на ЛУЭ Varian, показало, что обычное использование размеров поля, определенного шторками для  $S_c$ , не отвечает за изменение этого фактора в результате использования МЛК [3]. Поэтому в данной статье авторы определили величину различия в рассеянии для различных размеров полей, созданных МЛК и шторками.

Таким образом, требование независимой проверки рассчитанного числа МЕ или времени для подведения к пациенту предписанной дозы, является основой ГК радиационной онкологии. В идеале расчетная модель проверки доз должна быть независимой от первичной СП и основана на точно объяснимых физических законах и независимом наборе алгоритмов входящей информации. Для этого рекомендуется НРД, который бы использовался как повседневный инструмент ГК в обычной ЛТ, с применением эмпирических алгоритмов при ручном расчете или при использовании программного обеспечения, основанного на довольно простых алгоритмах расчета дозы. Основными критериями для разработки моделей расчета, как части эффективной системы качества в современной ЛТ, являются: точность, надежность, простота приемки, простота применения в клинике и независимость от других систем и данных, используемых в этой клинике.

Цель работы заключалась в разработке программы НРД и МЕ для облучения фотонами 6 МВ. В задачи входило проведение проверки программы для открытых полей и полей со сложной конфигурацией МЛК и расчет с помощью разработанной программы ряда клинических случаев, а также проведение статистического анализа полученных результатов.

## Материал и методы

### Метод независимого расчета доз

Как правило, в любой компьютерной СП используется некоторый базовый набор дозиметрических данных о пучках излучения, применяемых при ЛТ, которые являются основой для создания математических моделей пучков излучения. Эти данные получают с помощью измерений в гомогенной среде в водном фантоме. Данные должны охватывать весь диапазон клинических ситуаций и включать глубинные

дозовые распределения, профильные дозовые зависимости и выходные факторы, т.е. зависимости дозы от размера пучка и конфигурации коллиматора. Это стандартный набор дозиметрических данных, необходимых для инициализации алгоритмов расчета дозы в компьютерных СП.

Влияние дополнительных формирующих устройств – клиновидных фильтров и их коэффициентов – учитывается посредством дополнительных измерений профильных дозовых зависимостей.

Нами разработана программа расчета доз и величины ME для полей, формируемых МЛК, на центральной оси на различных глубинах при разных расстояниях источник–поверхность (РИП). Все расчеты производились в воде. Метод расчета выходных факторов на глубине  $d$ , с расстоянием источник–поверхность SSD и размером поля  $A_s$  проводился по формулам:

$$\begin{aligned} \text{а) для изоцентрической укладки} \\ D(d, SSD, A_s) = MU \times D(d_0, SSD_0, A_0) \times OF(A_s) \times \\ \times TMR(d, A_s) \times ISL \times AOR(d, x) \times TF \times WF, \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \text{б) для укладки по РИП} \\ D(d, SSD, A_s) = MU \times D(d_0, SSD_0, A_0) \times \\ \times P(d, SSD, A_s) / 100 \times OF(A_s) \times AOR(d, x) \times \\ \times TF \times WF, \end{aligned} \quad (2)$$

где  $D(d_0, SSD_0, A_0)$  – выходной фактор при калибровочных условиях, т.е. на референсной глубине  $d_0$  и РИП =  $SSD_0$  при референсном размере поля  $A_0$ ;  $OF(A_s)$  – фактор рассеяния в водном фантоме для размера поля  $A_s$ ;  $TMR$  – отношение ткань – максимум;  $P(d, SSD, A_s)$  – процентная глубинная доза для размера поля  $A_s$ , глубины  $d$  и РИП =  $SSD$ ;  $AOR(d, x)$  – внеосевое отношение;  $WF$  – фактор клина;  $TF$  – фактор блока;  $MU$  – мониторные единицы.

$$ISL = (SSD_0 + d_0)^2 / (SSD + d)^2 \text{ – закон обратных квадратов.} \quad (3)$$

Размер эквивалентного поля, созданного МЛК, определялся как

$$A_s = (S_1 + S_2 + \dots + S_n)^{1/2}, \quad (4)$$

$$\text{где } S_n = p \times (m+1), \quad (5)$$

$S_n$  – размер прямоугольного поля, созданного двумя лепестками;  $p$  – ширина лепестка МЛК;  $m, l$  – координаты лепестков, находящиеся напротив друг друга.

### Измерение факторов выхода

Измерения факторов выхода проведены в воздухе для квадратных полей, сформированных МЛК в пределах установленных размеров шторок от  $2 \times 2$  см до  $10 \times 10$  см с шагом 1 см, и до положения шторок с большим шагом (2 и 5 см). Размер поля, установленного шторками, был от  $10 \times 10$  см до  $36 \times 36$  см. Фактор выхода был измерен для полей, созданных только шторками (без МЛК), и для полей сформированных МЛК, в пределах полей, определенных шторками. Измерения проводили на ЛУЭ Clinac 600CD, Varian Medical System с помощью ионизационной камеры FC65-G Scanditronix с равновесным колпачком диаметром 40 мм на РИП=95 см и на глубине 5 см. Все факторы относились к референсному полю  $10 \times 10$  см, созданному шторками, с полностью убранными МЛК. Нахождение полного фактора выхода производилось в водном фантоме MP3 – M, PTW.

Из полученных данных найден набор факторов выхода в фантоме  $S_p$  для поля, сформированного МЛК с фиксированным положением шторок.

Полученные данные были сведены в таблицу, по которым были построены кривые.

Семейство кривых фактора рассеяния определяется формулой:

$$S_{\text{МЛК}} = S_{\text{кол}} - A_{\text{кол}} \times e^{-B_{\text{кол}} \times X}, \quad (6)$$

где  $X$  – сторона эквивалентного квадрата,  $S_{\text{МЛК}}$  – фактор выхода для поля, созданного МЛК и шторками,  $S_{\text{кол}}$  – фактор выхода для поля, созданного шторками,  $A_{\text{кол}}, B_{\text{кол}}$  – переменные, зависящие от поля, определенного шторками, получаемые путем интерполяции установленных величин.

### Тестирование программы НРД

Были протестированы случаи для открытых квадратных и прямоугольных полей и полей с клиньями, у которых менялись размер поля, глубина и РИП.

С помощью программы НРД были рассчитаны дозы и ME для полей с МЛК (рис. 1) при укладке по методу РИП и при изоцентрической укладке.

Далее были рассмотрены клинические случаи облучения головного мозга с двух встречных полей и малого таза с двух и четырех полей. Из планов облучения, рассчитанных на СП Eclipse, для НРД берутся следующие параметры: предписанная доза, ME, файлы МЛК,

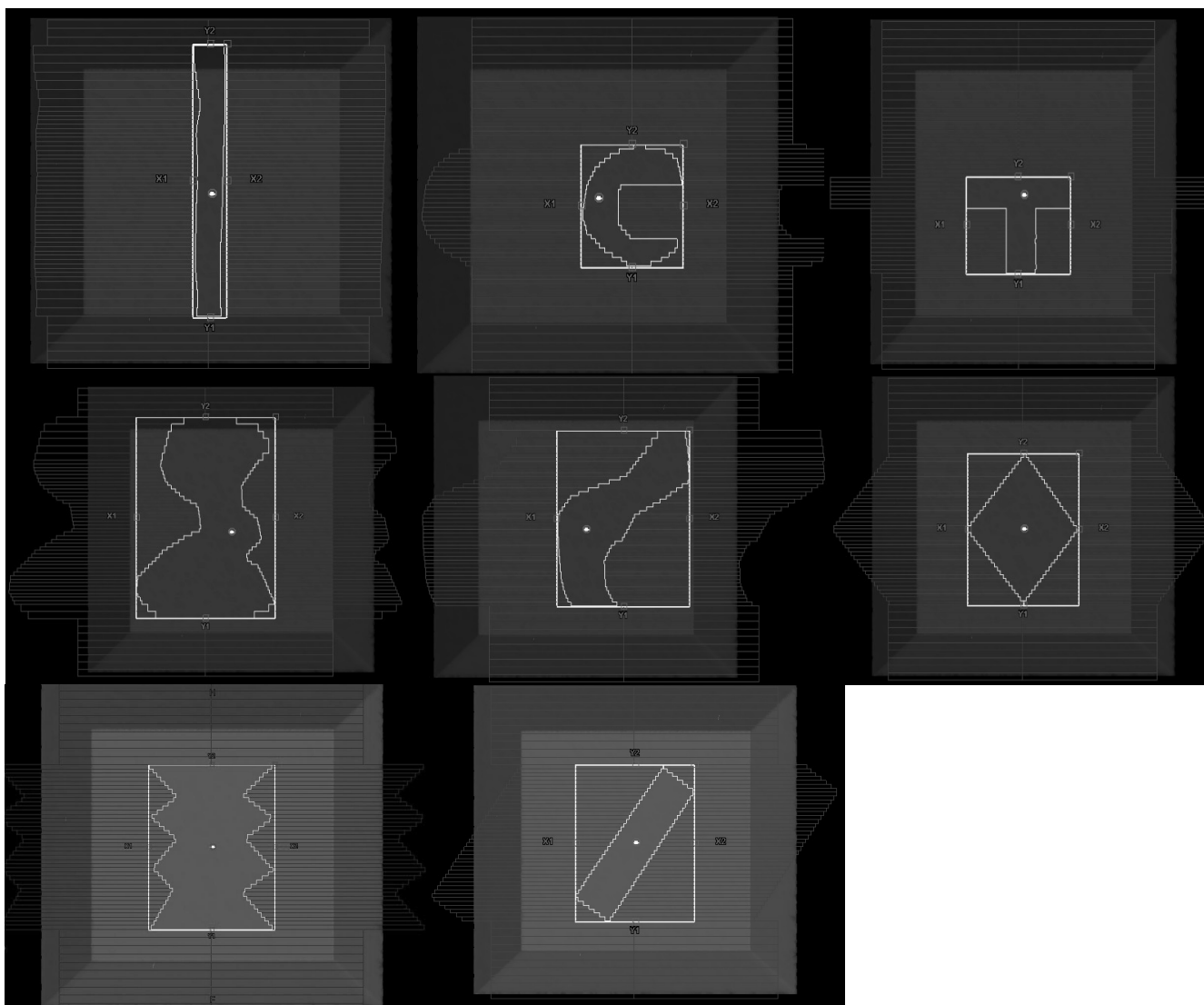


Рис. 1. Примеры полей со сложной формой МЛК, используемых для НРД

РИП, размеры полей, радиологическая глубина, веса полей. На основе этих параметров производится расчет МЕ с помощью программы НРД.

### Результаты

Для семейства кривых полного фактора рассеяния  $S_{c,p}$ , определяемого формулой (6), были найдены коэффициенты  $A_{кол}$ ,  $B_{кол}$  и построены графики (рис. 2–4).

Рассчитанные данные для открытых полей и полей с клиньями согласуются с результа-

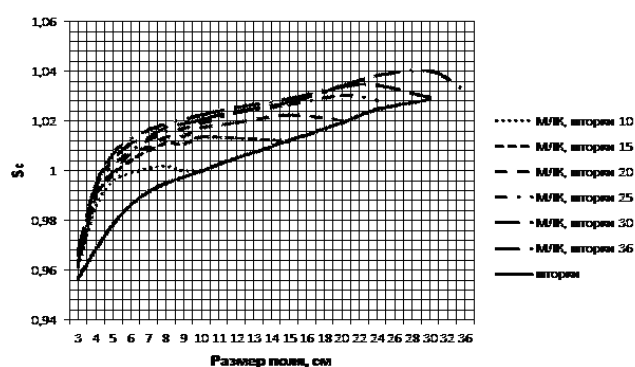
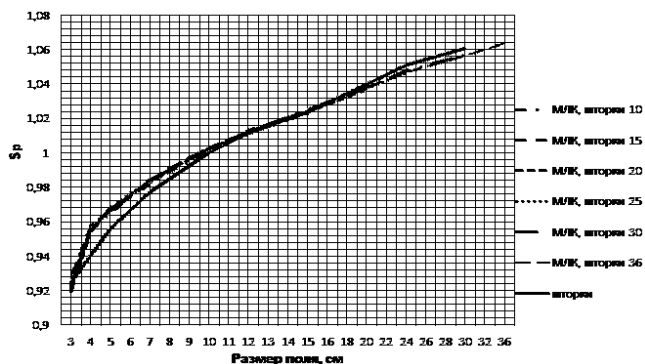
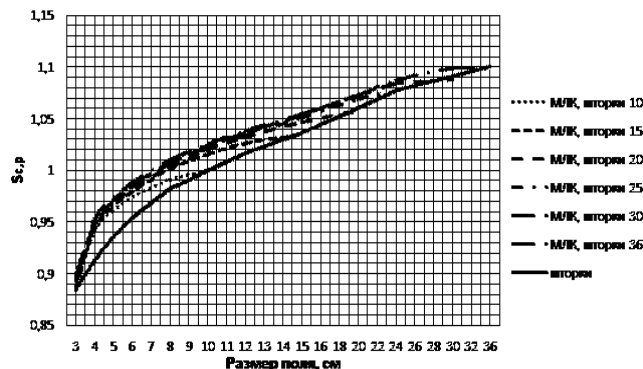


Рис. 2. Фактор рассеяния в головке ускорителя  $S_c$  пучка 6 МВ для различных размеров полей, определенных МЛК. Кривая, отмеченная “шторки” представляет величину  $S_c$  для поля только со шторками



**Рис. 3.** Фактор рассеяния в фантоме  $S_p$  пучка 6 МВ для различных размеров полей, определенных МЛК. Кривая, отмеченная "шторки" представляет величину  $S_p$  для поля, определенного только шторками



**Рис. 4.** Полный фактор рассеяния  $S_{c,p}$  пучка 6 МВ для различных размеров полей, определенных МЛК. Кривая, отмеченная "шторки" представляет величину  $S_{c,p}$  для поля, созданного только шторками

**Таблица 1**

**Пример расхождения независимо рассчитанных доз для полей со сложной конфигурацией МЛК измеренными данными и с рассчитанными на СП Eclipse отклонениями для изоцентрической укладки на глубине 5 см**

	Отклонение от измеренных доз, %	Отклонения от доз, рассчитанных на Eclipse, %
1	5	3
2	5	3
3	4	2
4	5	3
5	4	2
6	2	1
7	7	2
8	3	1

**Таблица 2**

**Расхождение доз, рассчитанных на СП Eclipse с дозами, рассчитанными независимым методом, для планов облучения головного мозга и малого таза**

	Отклонение доз для головного мозга, %	Отклонение доз для малого таза, %
1	1	3
2	2	2
3	3	3
4	2	6
5	2	4
6	2	6
7	2	2
8	2	5

тами, полученными на системе Eclipse, в пределах 2 %.

Расхождения независимо рассчитанных доз для полей со сложной конфигурацией МЛК с измеренными данными и с рассчитанными на СП Eclipse сведены в таблицы. Пример та-

ких отклонений для изоцентрической укладки на глубине 5 см представлен в табл. 1.

Сравнение доз, рассчитанных на СП Eclipse, с дозами, рассчитанными независимым методом для планов облучения головного мозга и малого таза, приведены в табл. 2.

## Выводы

Разработана программа независимого расчета доз и мониторных единиц, которая протестирована для открытых полей и полей с клиньями, а также для полей сложной формы, созданных МЛК. Рассчитанные данные для открытых полей согласуются с результатами, полученными на системе Eclipse, в пределах 2 %. Расхождение независимо рассчитанных доз для полей со сложной конфигурацией МЛК с измеренными данными составило 4 %. Среднее расхождение рассчитанной дозы и МЕ с помощью разработанной программы и СП Eclipse для полей сложной формы, созданных с помощью МЛК, составляет 4 %. С помощью разработанной программы рассчитано 8 планов облучения головного мозга и 8 планов облучения малого таза. Среднее отклонение дозы для головного мозга составило 2 %, для малого таза 4 %. Данная программа может быть использована для независимого расчета дозы и МЕ с целью контроля дозиметрического планирования при лучевой терапии с применением 3D конформного облучения.

## Список литературы

1. Климанов В.А. Дозиметрическое планирование лучевой терапии. Ч.1. НИЯУ «МИФИ», 2008.
2. Климанов В.А. Дозиметрическое планирование лучевой терапии. Ч.2. НИЯУ «МИФИ», 2008.
3. Alaei P., Higgins P. Effect of multileaf collimator – defined size on  $S_c$ . // Med. Phys., 2010, **37**, No. 6, P. 2731–2737.
4. Georg D., Olofsson J., Karlsson M. On empirical method to determine scatter factors for irregular MLC shaped beams. // Med. Phys., 2004, **31**, No. 8, P. 2222–2229.
5. Azimi R., Alaei P., Higgins P. The effect of small field output factor measurements on IMRT dosimetry. // Med. Phys., 2012, **39**, No. 8, P. 4691–4694.
6. Zhu T.C., Bjarngard B.E. Output ratio in air for MLC shaped irregular fields. // Med. Phys., 2004, **31**, No. 9, P. 2480–2490.
7. Karlsson M., Ahnesjo A., Georg D. et al. Independent dose calculation. Concept and models. // ESTRO Booklet No. 10, 2010.
8. Stern L., Heaton R., Fraser M.W. et al. Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of AAPM Task Group 114. AAPM, 2010.
9. Mijnheer B., Bridier A., Garibaldi C. et al. Monitor unit calculation for high energy photon beams – practical examples. // ESTRO Booklet No. 6, 2001.
10. Dutriex A., Bjarngard B.E., Bridier A. et al. Monitor unit calculation for high energy photon beams. // ESTRO Booklet No. 3, 1997.
11. Тарутин И.Г., Страх А.Г. Контроль качества компьютерных систем планирования дистанционного облучения. Минск, 2003.
12. Blais N., Wierzbicki W. The X,Y symmetry model for head scatter data approximation the rectangular scatter integration model (RSI). // Med. Phys., 2004, **31**, No. 6.

## THE INDEPENDENT DOSE AND MU CALCULATION PROGRAM FOR 6 MV PHOTON BEAM

T.I. Soldatova, M.P. Shatenok

N.N. Blokhin Cancer Research Center, Moscow, Russia

The goal of our research was the development of independent dose calculation program and monitor units MU for 6 MV photon beams. The subtasks covers development and verification of the program for jaw-defined fields and MLC shaped fields; and application of the developed program for calculations of clinical cases series (brain and pelvis). A statistical analysis of the results shows that the calculated data for jaw-defined fields correlate with the results obtained using the planning system Eclipse, within 2 % deviation. The dose and MU results for MLC shaped fields calculated with our method deviate from Eclipse calculations with mean difference of 4 %. The average deviation of the calculated dose for clinical cases also did not exceed 4 %.

Key words: independent dose calculation, radiation therapy, quality assurance, output factors

E-mail: [maria.prusova@gmail.com](mailto:maria.prusova@gmail.com)