

ОСОБЕННОСТИ СОВМЕСТНОЙ РАБОТЫ КООРДИНАТНО-ЧУВСТВИТЕЛЬНОЙ КАМЕРЫ НА “ТЕПЛОЙ ЖИДКОСТИ” И ДЕТЕКТОРА ТЕЛЕВИЗИОННОГО ТИПА

© 2021 г. В. В. Сиксин*

Филиал Физического института им. П.Н. Лебедева РАН
Россия, 142190, Москва, Троицк, ул. Физическая, 11

*e-mail: antktech@yandex.ru

Поступила в редакцию 28.06.2020 г.

После доработки 14.07.2020 г.

Принята к публикации 16.07.2020 г.

Рассматриваются особенности конструкции многоканальной падовой (координатно-чувствительной) ионизационной камеры (п.к.) на “теплой жидкости”. П.к. предназначена для совместной работы с детектором телевизионного типа для моделирования дозных полей в водном фантоме в режиме сканирующего (модулируемого) “карандашного” протонного пучка. Приведены результаты тестирования электронного тракта камеры п.к. от импульсного рентгеновского источника. П.к., являясь детектором, измеряет абсолютное значение дозы “карандашного” протонного пучка за один импульс, выделившейся в данном вокселе мишени.

DOI: 10.31857/S0032816221010134

ВВЕДЕНИЕ

В работах [1, 2] была осуществлена эффективная регистрация дозного профиля протонного пучка в водном фантоме детектором телевизионного типа (д.т.т.) на терапевтическом ускорителе “Прометеус”. Были измерены профили энерговыделения протонных пучков в водном фантоме в диапазоне терапевтических энергий от 30 до 250 МэВ. Д.т.т. самостоятельно может точно определять глубину пика Брэгга и методом обратного пересчета по “кривой качества” расчетным способом вычислять дозу пика Брэгга по глубине. Электронный тракт д.т.т., имеющий пороговую чувствительность $E_{\text{пор}} = (1.0–3.0) \cdot 10^{-5}$ лк, применяется как минимум два специальных режима повышения чувствительности: бининг (объединение пикселей) и суммирование кадров – накопление [3].

Для работы в режиме модулированного “карандашного” сканирующего пучка предложена совместная работа двух детекторов – п.к. и д.т.т.

Принцип работы д.т.т. описан в [1, 2]. Его работа построена на регистрации слабого излучения в видимой области спектра, возникающего от радиоломинесценции в водном фантоме [4] с постоянной времени $\tau = 1.8$ нс [4]. При этом в свечении отсутствует излучение Вавилова–Черенкова, так как максимальное значение энергии протонного пучка ниже порога Черенкова в воде для протонов.

1. ПРИНЦИП РАБОТЫ П.К. СОВМЕСТНО С Д.Т.Т.

Предлагается совместное использование многоканальной падовой (координатно-чувствительной) ионизационной камеры (п.к.) на “теплой жидкости” и д.т.т., которое будет применяться на ускорителе “Прометеус” при модулированном режиме работы методом активного сканирования “карандашным” протонным пучком. Данная приставка к д.т.т. позволит повысить качество терапевтического пучка благодаря точному знанию поглощенной дозы, подводимой сканирующим пучком к каждому вокселю облучаемой мишени за один импульс ускорителя. П.к. сконструирована на “теплой жидкости” и представляет собой высокоточную ионизационную камеру с координатной чувствительностью по ширине пучка: по координатам x и y , перпендикулярным направлению оси пучка z . Для наполнения п.к. “теплой жидкостью” использовалась технология, описанная в работе [5]. Д.т.т. определяет дозный профиль в водном фантоме по глубине (по координате z вдоль оси пучка). П.к., работая вместе с д.т.т., одновременно позволяет д.т.т. в режиме on-line (за один импульс ускорителя) определять абсолютную дозу пучка, выделяющуюся в данном вокселе в мишени водного фантома – по глубине и ширине по осям x и y .

Цель работы – исследование возможности совместного применения многоканальной камеры на

Таблица 1. Электронные свойства “теплых жидкостей”, используемых в ионизационных камерах (T – температура кипения, ϵ – относительная диэлектрическая константа, μ – подвижность свободных носителей заряда, G_{fi} – выход пар свободных ионов, d – плотность жидкости)

Жидкость	T , °C	ϵ	μ , 10^{-4} м ² /В с	G_{fi}	d , г/см ³
Изооктан	99.24	1.936	5.3	0.33	0.69
Тетрамethylпентан	140.3	2.05	29	0.42	0.72
Тетрамethylсилан	26.65	1.84	105	0.74	0.65
Тетрамethylгерманий	44.0	2.01	90	0.63	1.006

“теплой жидкости” на терапевтических ускорителях вместе с д.т.т. В таблице 1 приведено сравнение параметров наиболее применяемых “теплых жидкостей” с высокой степенью очистки [6].

Схема совместной работы д.т.т. и п.к. представлена на рис. 1. В падовой камере исследована возможность использования двух жидкостей – тетраметилсилана (ТМС) и изооктана (ИК). Падовая камера, чувствительная по координатам x и y , состоит из ионизационной камеры с одним чувствительным объемом, которая заполнена “теплой жидкостью”, а анод камеры разделен на пады. Анод, разделенный на пады, позволяет измерять число частиц и дозу пучка, проходящего через данный пад за каждый импульс ускорителя. При процедуре калибровки д.т.т. с помощью п.к. по заданной программе сканирует все воксели мишени в фантоме по глубине и ширине. Все дозные профили для каждого фиксированного значения по глубине и ширине записываются вычислителем. Технический результат работы д.т.т. совместно с п.к. заключается в том, что при сканировании каждого вокселя мишени в водном фантоме д.т.т. определяет точно координату глубины

пика Брэгга, а п.к. – поглощенную дозу и число протонов, прошедших через воксель за импульс.

П.к. это большая ионизационная камера с чувствительными падами размером 6.8×6.8 мм и с чувствительной областью 140×140 мм. П.к. полностью перекрывает рабочую область на входе фантома по ширине для сканирующей направленной пучка протонов. П.к. за один импульс ускорителя измеряет дозу сканирующего пучка, который направлен на определенный воксель δ в мишени 9 фантома 4, а д.т.т. за этот импульс определит глубину Z . Далее сканирующий пучок 2 будет облучать другой воксель и синхронно п.к. определит дозу, а д.т.т. – глубину Z для данного вокселя.

П.к. может измерять дозу каждого импульса “карандашного пучка”, сканирующего мишень в фантоме детектора д.т.т., а также определять число протонов, прошедших за данный импульс, и запускать д.т.т. П.к. 3 располагается соосно перед д.т.т. на расстоянии около 60 см от выхода пучка в процедурную комнату. На рис. 1 сканирующие магниты 1 направляют пучок согласно заданной программе на “мишень” 9 в водном фантоме детектора д.т.т. Ионизационная многоканальная

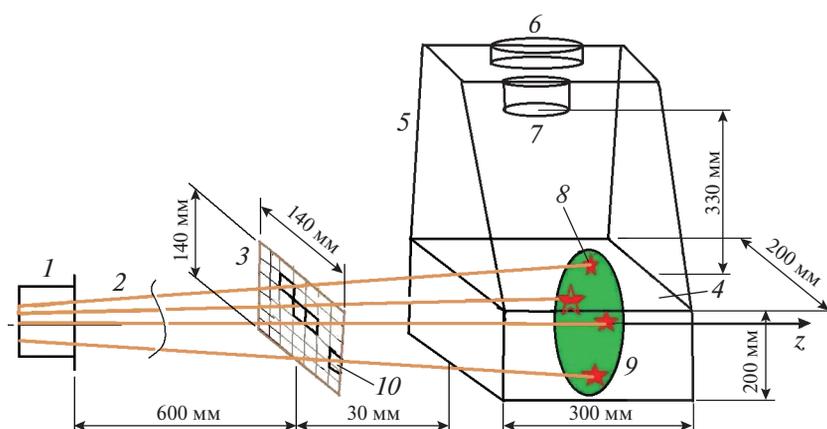


Рис. 1. Принцип совместной работы двух детекторов: п.к. с д.т.т. 1 – сканирующие магниты; 2 – направление пучка за импульс ускорителя на данный воксель, где останавливается пучок и д.т.т. определяет его глубину; 3 – п.к.; 4 – водный фантом детектора д.т.т.; 5 – светозащитный кожух д.т.т.; 6 – телевизионная камера д.т.т.; 7 – объектив д.т.т.; 8 – точка остановки пучка в данном вокселе, где выделилась энергия пика Брэгга; 9 – область мишени, которую сканируют по заданной программе сканирующие магниты; 10 – пад п.к., через который прошел пучок, определяющий поток и поглощенную дозу.

камера п.к. 3 каждым своим падом 10 определяет количество протонов, прошедших за один импульс, и дозу в абсолютных единицах и запускает д.т.т., который высветит в каком вокселе 8 водного фантома остановился пучок протонов (пик Брэгга на высоте d80 дистальной части; параметр, применяемый в клинической протонной терапии для пика Брэгга, d80 – уровень 80% дозы в дистальной (правой) части пика Брэгга).

2. КОНСТРУКЦИЯ П.К.

Наполнение п.к. “теплой жидкостью” проводится на установке, описанной в работе [5]. После отключения камеры от установки наполнения и проверки ее готовности к работе с помощью импульсного рентгеновского источника она закрепляется на входном окне детектора д.т.т. соосно оси z – направлению пучка. Схематическое устройство камеры приведено на рис. 2.

С обратной стороны керамической пластины – анода 5 нанесены токопроводящие дорожки, которые выводят сигнал от каждого пада до “ОСЧВ-разъема” 6. Всего “ОСЧВ-разъемов” четыре, и через один разъем выводится 100 каналов с анодного электрода. На обратной стороне анодного электрода 5 методом печатного монтажа нанесены токопроводящие выводы толщиной 200 мкм, расстояние между которыми 300 мкм. После сборки камеры и установки электродов камера многократно промывается особо чистой водой. Анод состоит из тонкой плоскопараллельной пластины толщиной около 0.7 мм из высокопрочной керамики. На одной стороне анодного электрода нанесены изолированные друг от друга палладиевые пады, обращенные металлической частью к катоду. Катод выполнен из никелевой сетки, прозрачной для пучка. Расстояние между катодом и анодом можно регулировать в пределах от 2 до 5 мм, и оно подбирается так, чтобы оптимизировать отношение сигнала к шуму. Рабочее значение напряженности электрического поля между электродами составляет ~5 кВ/см. Толщина нанесенного слоя палладия на керамическую пластину многоканального анода равна 10 мкм. По внешнему периметру анода наносилось охранное кольцо (заземление) для выравнивания электрического поля между анодом и катодом. Каждый пиксель через токовыводящие дорожки подсоединяется с внутренней части корпуса через “ОСЧВ-разъем” к каналу считывающей электроники, которая находится на внешней стороне корпуса п.к. Плоскости анода и катода перпендикулярны оси пучка z . Анодная плоскость имеет $20 \times 20 = 400$ падов размером 6.8×6.8 мм, изолированных друг от друга. Вариант исполнения одного канала электроники с одного пада приведен на рис. 3.

Предварительное последовательное тестирование падов п.к. при ее облучении от импульсно-

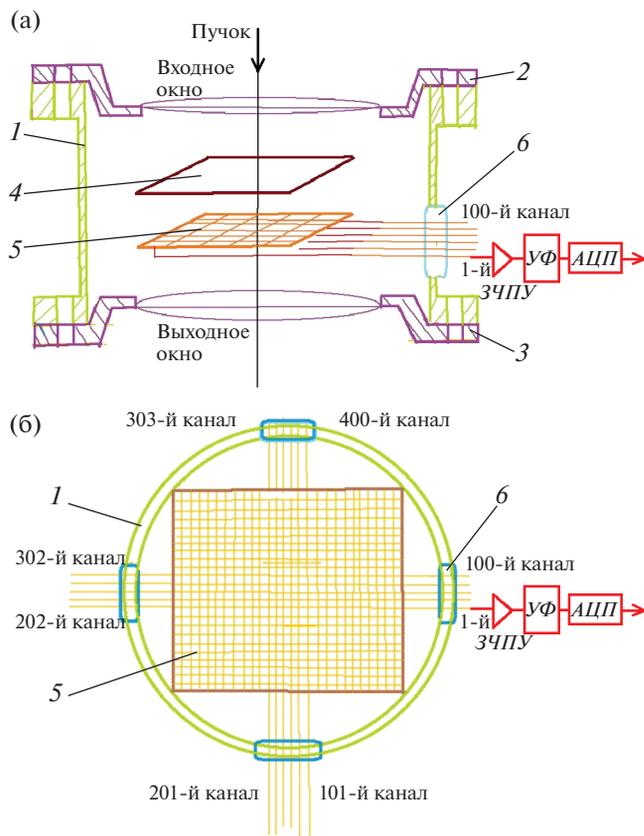


Рис. 2. Схема общего устройства камеры п.к. (а) и вид на камеру п.к. при снятом фланце с обратной стороны анода, на которой нанесены пады (б). 1 – корпус камеры, внутренняя часть которой заполнена “теплой жидкостью”; 2 – фланец входного окна; 3 – фланец выходного окна; 4 – катодный электрод; 5 – считывающий анодный электрод, разбитый на пады; 6 – так называемый “ОСЧВ-разъем” для вывода сигналов с падов на внешнюю сторону камеры; 3ЧПУ – зарядочувствительный предусилитель, УФ – усилитель-формирователь, АЦП – аналого-цифровой преобразователь.

го рентгеновского источника проводилось по схеме рис. 3.

Один из вариантов считывающей электроники представлен на рис. 4.

Ионизационная камера п.к. заполнена очищенной “теплой жидкостью”, например, тетраметилсиланом. Катод K подключают к источнику высокого напряжения. Пространство между анодом и катодом заполнено “теплой жидкостью” $TЖ$. Плоскости анода и катода перпендикулярны оси пучка z . Анодная плоскость A имеет $20 \times 20 = 400$ падов размером 6.8×6.8 мм, изолированных друг от друга, которые подключается к зарядочувствительным предусилителям (ЗЧПУ). К анодному электроду, к каждому его паду подключается считывающая электроника. Система считывания п.к. со-

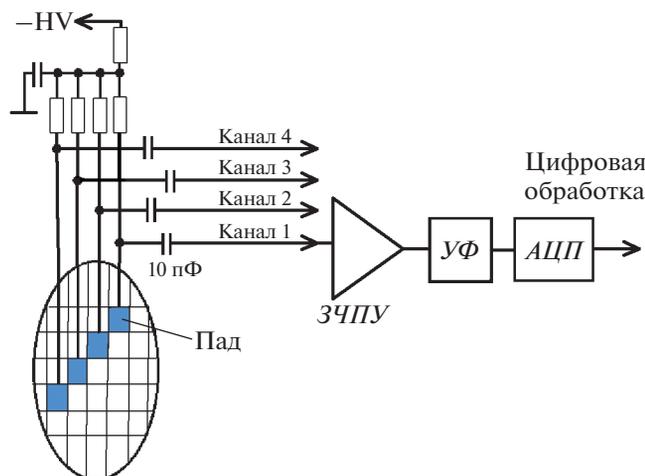


Рис. 3. Блок-схема одного канала электронного тракта детектора п.к.

стоит из 3ЧПУ и усилителей-мультиплексов УМ, расположенных на внешнем корпусе п.к. и соединяющихся с падами через герморазъемы, установленные на корпусе п.к. Считывающая электроника имеет дополнительную плату, подсоединенную к компьютеру, состоящую из следующих узлов: схемы формирования выходных сигналов СФВС, аналогового мультиплексора АМ для коммутирования входных сигналов на один выходной канал, микропроцессора МП, аналого-цифрового преобразователя АЦП, буферной памяти событий БПС.

В соответствии с программой, задаваемой микропроцессором, аналоговый мультиплексор АМ подключает последовательно выходные каналы УМ к АЦП, который выдает код и записывает его в БПС. Запуск системы считывания производится синхронным импульсом от ускорителя, этот сигнал подается на микропроцессор МП. По алгоритму, заложенному в его программу, микропроцессор управляет системой считывания.

Ось пучка z проходит через геометрические центры плоскостей катода и анода. При калибровке д.т.т. устройство п.к. по заданной программе сканирует все воксели мишени в фантоме. Матрица падов анода п.к. измеряет дозное распределение пика Брэгга по осям x и y для каждого вокселя по ширине и глубине мишени. Корпус ионизационной камеры п.к. закреплен на фланце входного окна д.т.т. вдоль оси z . Таким образом, телевизионный детектор ионизирующих излучений д.т.т. позволяет за несколько импульсов ускорителя восстанавливать поглощенную дозу по глубине и ширине для каждого вокселя.

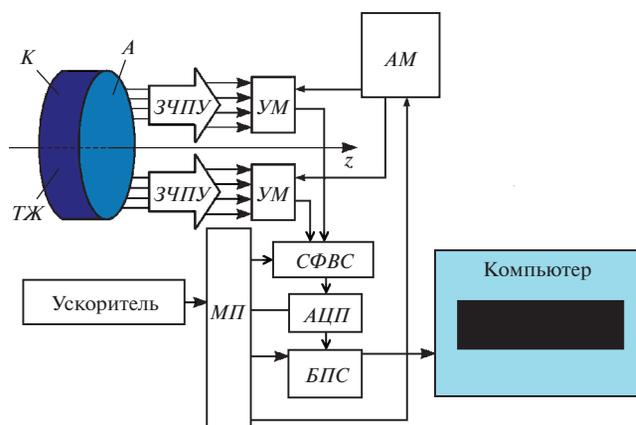


Рис. 4. Схема устройства электроники считывания п.к. А – анод, К – катод, ТЖ – “теплая жидкость”, УМ – усилитель-мультиплексор, СФВС – схема формирования выходных сигналов, АМ – аналоговый мультиплексор, МП – микропроцессор, БПС – буферная память событий.

3. ПРОВЕДЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА ПО ТЕСТИРОВАНИЮ П.К.

При проектировании п.к. и оценке заряда, собираемого камерой, использовалась формула из работы [7].

Расчетная оценка проводилась с учетом количества собираемого заряда одним падом камеры для ТМС и ИК при облучении пада с помощью импульсного рентгеновского источника (и.р.и.), используя формулу [7]:

$$Q = 10^{-11} G_{\text{п}} D d v, \quad (1)$$

где $G_{\text{п}}$ – выход пар свободных ионов; D , мкГр – поглощенная доза; d , г/см³ – плотность жидкости; v , см³ – объем измерительной ячейки.

Важной характеристикой для “теплых” жидкостей является зависимость собранного заряда в активной среде ионизационной камеры от дозы и.р.и. за импульс при достаточно большой напряженности поля между электродами.

Из работ [8, 9] следует, что зависимость заряда, собранного с электродов камеры на “теплой жидкости”, является линейной функцией от поглощенной дозы за импульс.

На рис. 5 приведены расчетные кривые по формуле (1) зависимости заряда, собранного с одного пада для ТМС (тетраметилсилана) и ИК (изооктана).

Для расчета по формуле (1) использовались значения величин, приведенных в таблице 1. Расчетные кривые по формуле (1) приведены на рисунке сплошными линиями. Точки на рис. 5 это

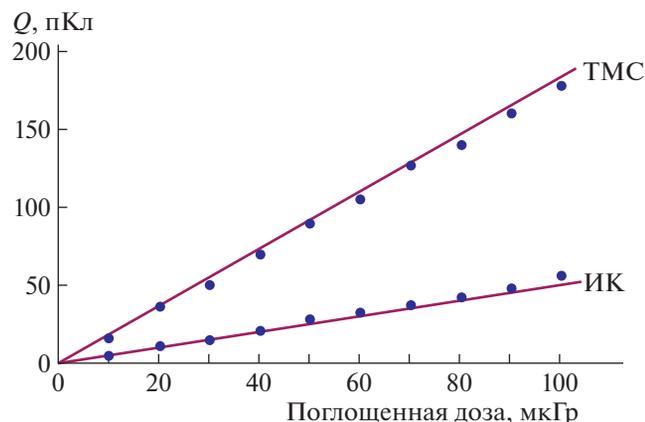


Рис. 5. Расчетные кривые по формуле (1) для ИК и ТМС (сплошные линии). Точки – экспериментально измеренные значения (погрешность при их измерении составила 5%).

экспериментально измеренные с одного пада мощности поглощенной дозы.

Результаты оценки показывают, что камеру п.к. на ТМС и ИК возможно калибровать и проверять с помощью и.р.и. в области дозы около 10 мкГр/импульс.

Для проверки камеры п.к. проведено последовательное тестирование ее падов при облучении камеры от и.р.и. и подключении каждого отдельного пада к одноканальному сертифицированному клиническому дозиметру – измерялась мощность поглощенной дозы. Изменяя расстояние от источника до камеры, она подбиралась в пределах от 10 до 100 мкГр/мин. Была получена практически линейная зависимость величины собранного заряда (рис. 5) от изменения мощности поглощенной дозы.

Получено совпадение экспериментальных результатов с теоретическим расчетом по формуле (1) – рис. 5.

Была измерена вольт-амперная характеристика (в.а.х.), которая показывает наличие плато по напряжению. На рис. 6 приведено количество собранного заряда с одного пада в зависимости от напряженности электрического поля между анодом и катодом п.к. при облучении одного пада п.к. от и.р.и.

4. ВЫВОДЫ

Создана приставка к детектору д.т.т. – п.к – многоканальная падовая камера на “теплых жидкостях” и рассмотрен принцип ее применения на терапевтическом ускорителе. Совместная работа п.к. и д.т.т. предназначена для моделирования облучения “мишени” в водном фантоме сканирующим “карандашным” протонным пучком.

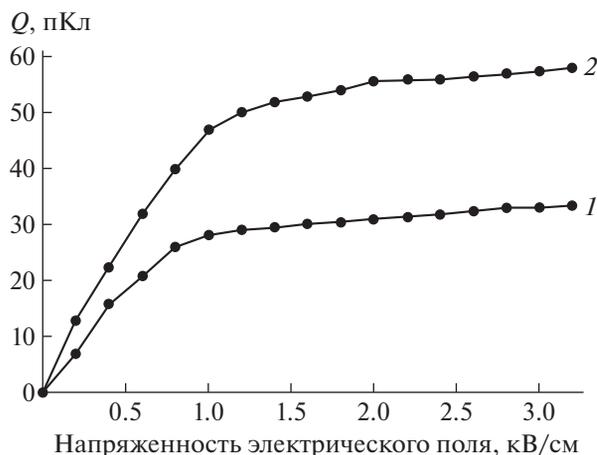


Рис. 6. Экспериментальные кривые (в.а.х.) при облучении одного пада от импульсного рентгеновского источника: 1 – для ИК, 2 – для ТМС. Ошибка при измерении точек составила 5%.

Рассмотрена возможность использования д.т.т. и п.к. для измерения в режиме реального времени за несколько импульсов ускорителя профилей энерговыделения – координат пиков Брэгга в диапазоне терапевтических значений энергий протонного пучка от 30 до 250 МэВ – с целью улучшения дозного разрешения по глубине и ширине пика Брэгга. Это позволит с точностью, рекомендуемой МАГАТЭ [10], моделировать профили пиков Брэгга при калибровке ускорителя перед сеансами лучевой терапии.

БЛАГОДАРНОСТИ

Автор выражает благодарность В.Е. Балакину за возможность испытаний электронного тракта детектора д.т.т. в сеансах 2019 г. на ускорителе “Прометеус”, а также А.И. Львову за консультации по проведению испытаний электронного тракта детектора д.т.т. в Протвино в сеансах 2019 г. и за поддержку работы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Siksin V.V.* // Bull. Lebedev Phys. Inst. 2019. V. 46. № 1. P. 19. <https://doi.org/10.3103/S1068335619010068>
2. *Siksin V.V.* // Bull. Lebedev Phys. Inst. 2019. V. 46. № 2. P. 70. <https://doi.org/10.3103/S1068335619020076>
3. *Пыцулин А.К., Адамов Д.Ю., Манцетов А.А., Зубакин И.А.* Твердотельные телекамеры: Накопление качества информации. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ “ЛЭТИ”, 2014. <https://search.rsl.ru/ru/record/01007886419>
4. *Казаков В.П., Шарипов Г.Л.* Радиолюминесценция водных растворов. М.: Наука, 1986. <https://search.rsl.ru/ru/record/01001295055>

5. Сиксин В.В. // Изв. вузов. Материалы электрон. техники. 2019. Т. 22. № 2. С. 117.
<https://doi.org/10.17073/1609-3577-2019-2-117-126>
6. Hummel A., Schmidt W.F. // Radiation Res. Rev. 1974. V. 5. P. 199.
7. Siksин V.V. // Bull. Lebedev Phys. Inst. 2018. V. 45. № 7. P. 199.
<https://doi.org/10.3103/S1068335618070023>
8. Hummel A., Allen A.O. // Chem J. Phys. 1967. V. 46. P. 5037.
9. Schmidt W.F., Allen A.O. // Chem J. Phys. 1970. V. 52. P. 2345.
10. Серия технических докладов № 398. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, РАНО и ESTRO. МАГАТЭ Вена, 2004.
https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf