Вестник ЦЭМИ РАН. 2018-2023

ISSN 2658--3887

URL - <http://cemi.jes.su>

Все права защищены

Выпуск 2 Том 2. 2019

Радиочувствительность органов и тканей организма и оценка тканевой организации их клеток

Клеппер Лев Яковлевич

Центральный экономико-математический институт РАН

Москва, Нахимовский проспект, 47

Аннотация

Основная цель работы – создание математической модели для редукции неоднородного распределения дозы в адекватную дозу однородного облучения, которая приводит к такому же значению ВЛО, что и неоднородное распределение дозы. Модель редукции (свертки) неоднородных распределений доз создана на основе модели МРВ, предназначенной для расчета ВЛО. Показано, что радиобиологические свойства ткани зависят от ее клеточной структуры.

Ключевые слова: Радиочувствительность, модель редукции, модели МРВ, радиобиологические свойства ткани, распределение Вейбулла

Дата публикации: 06.11.2019

Ссылка для цитирования:

Клеппер Л. Я. Радиочувствительность органов и тканей организма и оценка тканевой организации их клеток // Вестник ЦЭМИ РАН. – 2019. – Т. 2. – Выпуск 2. URL: <https://cemi.jes.su/s265838870007292-4-1/>. DOI: 10.33276/S265838870007292-4

1

ВВЕДЕНИЕ

2

Определение. При одних и тех же условиях облучения двух тканей организма (суммарная доза D , разовая доза d , относительный объем облученной ткани V), радиочувствительность (РД) ткани будет больше у той ткани, у которой

окажется больше значение вероятности возникновения лучевого осложнения (ВЛО).

3 Пусть облучаемый объем ткани организма разделен на m равных элементарных объемов g . Каждый элементарный объем облучается однородно дозой $D_i, i = 1, \dots, m$, но распределение доз во всех элементарных объемах неоднородно. Пусть для каждого элементарного объема ткани при помощи модели МРВ [1-4] можно рассчитать значение $ВЛО_i = 1 - ВОЛО_i, i = 1, \dots, m$, где $ВОЛО_i$ – вероятность отсутствия лучевого осложнения в i -ом элементарном объеме ткани. Относительный объем V всей облученной ткани равен 1, $V=mg=1$.

4 Для каждого органа или ткани организма при фиксированных условиях его однородного облучения существует толерантная доза (ТД), которая приводит к определенному значению уровня ВЛО в ткани. Обычно ТД определяется как доза, которая приводит к ВЛО=3%–5%. Чем меньше ТД для органа или ткани, тем выше ее радиочувствительность.

5

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

6 В работах [1-4] мы показали, что при однородном облучении органов и тканей организма объема V дозой D и фиксированном значении разовой дозы d , ВЛО в ткани, определенного клинически идентифицируемого типа, можно рассчитать при помощи модифицированного распределения Вейбулла [1], (модели МРВ),

7

$$P(D, V) = 1 - \exp(-DV^b / A_1^{A_2}) = 1 - \exp(-D(1) / A_1^b) = P(D(1), 1), \quad (1)$$

8

где (A_1, A_2, b) – параметры модели МРВ. ВОЛО в ткани описывается формулой

9

$$Q(D, V) = 1 - P(D, V) = \exp(-DV^b / A_1^{A_2}). \quad (2)$$

10

Модель МРВ (2) позволяет выразить дозу как функцию от $ВОЛО=Q=1-P$ и V ,

11

$$D(Q, V) = A_1 \ln(Q) / A_2 V^{-b}, \quad D(Q, V) V^b = D(Q, 1) = A_1 \ln(Q) / A_2. \quad (3)$$

12

$$\text{Кроме того, } D_1(P, V_1) / D_2(P, V_2) = (V_1 / V_2)^{-b}. \quad (4)$$

13

Объем облученной ткани будем оценивать в относительных единицах. Тотальный объем облученной ткани считается равным 1.

14

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

15

В настоящее время, модель МРВ, также как и другие математические модели, которые используются в планировании лучевой терапии (ЛТ) злокачественных опухолей, в подавляющем большинстве случаев основаны на предположении, что дозовые распределения в облученных органах и тканях однородны и, следовательно, могут быть описаны одним числом, значением дозы

в любой точке облучаемого объема. В действительности это не так. Поэтому большинство математических моделей, которые используются в ЛТ для расчета ВЛО в облученных органах и тканях, дают приближенные оценки лучевого воздействия.

¹⁶ Выход из этого положения был найден лучевыми терапевтами. Он заключался в том, что формирование требуемого терапевтического дозового поля в облучаемом объеме стали осуществлять по заданным дозам в системе контрольных точек, размещенных лучевым терапевтом и медицинским физиком в мишени (опухоли) и в облучаемом объеме (в здоровых органах и тканях, которые попадают в зону интенсивного лучевого воздействия).

¹⁷ Чем ближе оказываются реальные дозы в контрольных точках, размещенных в мишени, к заданным значениям доз, тем более эффективным следует считать терапевтическое дозовое поле. Чем меньше окажутся значения доз в контрольных точках, размещенных в здоровых органах и тканях, по сравнению с заданным предельным дозам, тем эффективнее можно считать распределение дозы в облучаемых здоровых органах и тканях.

¹⁸ Таким образом, традиционный метод планирования ЛТ по значениям доз в системе контрольных точек, который в настоящее время практикуется почти во всех радиологических клиниках мира, сводится к:

1. Заданию опухолевых доз в системе контрольных точек, размещенных в мишени. Ограничения на дозы в контрольных точках имеют вид равенств.
2. Задание предельных доз в контрольных точках, размещенных в здоровых органах и тканях организма. Ограничения на дозы в этих точках, имеют вид неравенств, в качестве правых частей которых обычно выступают толерантные дозы (ТД)

¹⁹ При описанном традиционном методе планирования ЛТ можно не рассчитывать ВЛИ опухолевого образования и ВЛО в здоровых органах и тканях. Но, в этом случае мы теряем возможность сопоставлять тяжесть онкозаболевания с риском возникновения необратимых лучевых осложнений в здоровых органах и тканях организма, т.к. для такого сопоставления необходимо иметь интегральные оценки лучевого воздействия, в качестве которых выступают ВЛИ опухолевого заболевания и ВЛО в здоровых органах и тканях организма.

²⁰ При традиционном методе планировании ЛТ необходимо добиваться того, чтобы дозы в контрольных точках мишени лежали в заданном интервале, а также, чтобы дозы в здоровых органах и тканях не выходили за толерантные уровни. При этом предполагается, что лучевой терапевт знает, как будут складываться лучевые осложнения (рецидивы опухолевого заболевания и лучевые осложнения в здоровых тканях), если ограничения на значения доз в контрольных точках будут нарушены. Ясно, что точный расчет ВЛИ в опухоли и ВЛО в здоровых органах и тканях, которые являются интегральными оценками лучевых воздействий, могут дать более точную и полезную оценку плана ЛТ, сделать более надежным выбор эффективного плана облучения на множестве альтернативных планов ЛТ.

21 Интересно, что и в том случае, когда удастся рассчитать ВЛИ в опухоли и ВЛО в здоровых органах и тканях, значения доз в системе контрольных точек не являются излишними, т.к. они характеризуют локальные радиационные воздействия на опухолевые и здоровые ткани организма.

22 Необходимо также отметить, что хотя выбор оптимальных условий (планов) облучения по дозам, заданным в контрольных точках, в настоящее время определяются в результате решения специальных линейных и нелинейных задач математического программирования при помощи ЭВМ [1-4], далеко не всегда удается определить такой оптимальный план облучения, который приводит к заданному однородному распределению дозы в мишени и к значениям доз в здоровых органах и тканях, которые не превышают толерантные уровни. Оптимальные дозовые распределения могут оказаться неоднородными как в мишени, так и в здоровых органах и тканях. Их клиническая оценка становится затруднительной для лучевых терапевтов и медицинских физиков.

23 **Неоднородные распределения дозы в органах и тканях и планирование ЛТ опухолевых заболеваний.** В настоящее время распределение дозы в опухоли и в здоровых органах и тканях могут быть рассчитаны с большой точностью. В большинстве случаев дозовые распределения оказываются неоднородными. При неоднородных распределениях дозы проблема расчета ВЛИ и ВЛО намного усложняется. Необходимо от неоднородных распределений дозы в тканях перейти к эквивалентным по ВЛИ и ВЛО однородным распределениям дозы и определить адекватные дозы (АД) их однородного облучения. Для этого необходимо осуществить редукцию (свертку) неоднородных дозовых распределений в мишени и в здоровых органах и тканях организма.

24 В настоящее время, для осуществления этой процедуры, предлагается упорядочить неоднородные распределения дозы, представив их в виде множеств ДГДО, (дифференциальной гистограммы доза-объем) или ИГДО (интегральных гистограмм доза-объем) [5-7]. ДГДО можно представить в виде следующего множества,

25
$$\text{ДГДО} = \{(D_i, V_i), i=1, \dots, K\}, \quad (5)$$

26 где D_i – доза однородного облучения суммарного объема $V_i = k_i g$ ткани, где k_i – число элементарных объемов ткани g облученных одной и той же дозой $D_i, i = 1, \dots, K$.

27 Очевидно, что при $K=m$ распределение элементарных объемов и значения доз в них могут оставаться неизменными. Но, в этом случае неопределенным остается вопрос о том, можно ли при этом элементарные объемы с отличными друг от друга значениями дозы, размещать в облучаемом объеме произвольным способом? Ответа на этот вопрос пока, к сожалению, нет!

28 Таким образом предполагается, что все K выделенных суммарных объемов ткани $V_i, i = 1, \dots, K$ однородно облучаются дозами $D_i, i = 1, \dots, K$. Предполагается также, что размещение K выделенных объемов ткани во всем облученном объеме ткани могут быть произвольными. Но, справедливость этого положения, на наш взгляд, нуждается в обосновании.

29 В настоящее время для редукции неоднородного распределения дозы, представленного в форме ДГДО, предлагается использовать следующую модель [8],

$$30 \quad A_{\text{Д}} = D_{\text{АД}}(D, V) = \sum_{i=1}^m V_i / V D_i^{A^{1/A}}$$

$$A_{\text{Д}} = D_{\text{АД}}(D, V) = \sum_{i=1}^m V_i / V D_i^{A^{1/A}},$$

$$31 \quad D = (D_1, \dots, D_m) \quad D = (D_1, \dots, D_m), \quad (6)$$

32 где $A_{\text{Д}}$ – редуцированная доза однородного облучения ткани (эквивалентная по ВЛО ее неоднородному облучению); A – параметр модели; V_i – суммарный объем ткани однородно облученный дозой $D_i, i = 1, \dots, K$. Напомним, что объемы облученной ткани задаются в относительных единицах, (тотальный объем облученной ткани равен 1).

33 К сожалению, в работе [8] не было никаких указаний на то, каким образом эта модель была получена. Поэтому мы сочли необходимым разработать метод ее получения. Он был создан нами на основе модели МРВ и ряда предположений.

34 **Создание модели редуцирования дозы (6).** Пусть облучаемый объем ткани разбит на m элементарных относительных объемов так, что распределение дозы в этих элементарных объемах можно считать однородными. Пусть распределение доз в этих объемах будет $(D_1, \dots, D_m)$. Рассмотрим предположения, на основе которых модель (6) может быть создана.

35 **Предположение 1.** ВОЛО в i – ом элементарном объеме g ткани зависит от его относительного объема, от дозы D_i его однородного облучения, и от относительного объема всей облученной ткани V , частью которого он является, и не зависит от распределения доз в других $m-1$ элементарных объемах.

36 **Предположение 2.** ВОЛО в i – ом элементарном объеме g при его однородном облучении суммарной дозой D_i , с учетом относительного объема всей облученной ткани $V=1>g$, можно представить в виде модифицированного распределения МРВ [1-4],

$$37 \quad Q(D_i, V, g) = \exp(-g / V D_i) V^{b/A_1} A_2^{g/V} = \exp(-D_i V^b / A_1) A_2^{g/V}, \quad (7)$$

38 где g/V – значение относительного элементарного объема g . Модель (7) – это модификация модели МРВ, предназначенная для расчета ВОЛО в элементарном объеме ткани на основе ВОЛО, которое соответствует тотальному объему облучения ткани (при $V=1$). Отметим, что значение ВОЛО в элементарном объеме основано на вычислении ВОЛО при тотальном объеме облучения ткани заданной дозой, и в ее последующей коррекции с учетом рассматриваемого элементарного объема ткани.

39 **Следствие 1.** Если сделанные предположения 1 и 2 справедливы, тогда редуцированное значение ВОЛО $r=Q(D, V)$ можно рассчитать следующим образом,

$$40 \quad \text{ВОЛОр} = Q(D, V) = \prod_{T=1}^m Q(D_T, V, g) = \prod_{T=1}^m Q(D_T, V)^{g/V}. \quad (8)$$

41 При $K < m$ формула (8) принимает следующий вид,

$$42 \quad \text{ВОЛОр} = Q(D, V) = \prod_{T=1}^K Q(D_T, V, V_T) = \prod_{T=1}^K Q(D_T, V)^{V_T/V}, \quad (9)$$

43 **Утверждение 1.** Если предположения 1 и 2 справедливы и неоднородные распределения дозы в элементарных объемах ткани можно описать в виде множества ДГДО = $D_1, g, \dots, (D_m, g)$, ВОЛО в элементарных объемах ткани в виде $Q(D_i, V, g), i = 1, \dots, m$, тогда значение ВОЛОр в ткани объема V есть среднее геометрическое от ВОЛО в элементарных объемах g , которые описываются формулой (7).

44 **Доказательство** этого утверждения тривиально и мы его не приводим. Из утверждения 1 следует, что $\text{ВОЛОр} = Q(D, V)$ в ткани объема V при неоднородном облучении m составляющих ее одинаковых элементарных объемов g дозами $D_i, i = 1, \dots, m$, можно описать в виде:

$$45 \quad \text{ВОЛОр} = Q(D, V, g) = \prod_{i=1}^m Q(D_i, V, g) = \prod_{i=1}^m Q(D_i, V)^{g/V}. \quad (10)$$

46 **Утверждение 2.** Если предположения 1 и 2 верны, то из модели (10) можно выделить математическую модель (6) для расчета адекватной дозы (АД).

47 **Доказательство.** Действительно, пусть неоднородное дозовое распределение представлено в виде множества ДГДО = $\{(D_1, g), \dots, (D_m, g)\}$, где m – число рассматриваемых элементарных объемов ткани, $V = mg$ – относительный объем всей ткани. Модель (10) для расчета ВОЛО при неоднородном распределении дозы, которое представлено в форме ДГДО, может быть описана следующим образом:

$$48 \quad \begin{aligned} Q(D, V) &= \prod_{i=1}^m Q(D_i, V, g) = \prod_{i=1}^m \exp(-g/V) \frac{D_i V^b A_2}{A_1} = \\ &= \exp(-V^b / A_1^{A_2} g / V \sum_{i=1}^m D_i^{A_2}) = \exp(-D_{\text{АД}}(D, V) \times V^b / A_1^{A_2}) \end{aligned} \quad (11)$$

49 где A_2 – параметр модели МРВ. В (11) выделена Адекватная Доза, $\text{АД} = D_{\text{АД}}(D, V)$, однородного облучения ткани, которая эквивалентна по ВОЛОр, (или по ВЛОр), ее неоднородному облучению в форме ДГДО. Формула, которая описывает АД, $D_{\text{АД}}(D, V)$, имеет следующий вид,

$$50 \quad D_{\text{АД}}(D, V) = g / V \sum_{i=1}^m D_i^{A_2^{1/A_2}}. \quad (12)$$

51 Легко показать, что в том случае, когда неоднородное дозовое распределение описывается в виде множества

$$52 \quad \text{ДГДО} = \{(D_1, V_1), \dots, (D_K, V_K)\}, \quad K < m,$$

53 АД можно рассчитать при помощи модели

$$D_{AD}(D, V) = \sum_{i=1}^K V_i / VD_i^{A_2^{1/A_2}}. \quad (13)$$

Мы получили две математические модели, (12) и (13), предназначенные для свертки (редукции) ВОЛО в элементарных объемах (формула (11)) и редукции неоднородных дозовых распределений в форме ДГДО (формула (12) и (13)).

Свойства модели (7). Формула (7) является приближенной по отношению к МРВ. Она обладает следующими свойствами.

1. Если тотальный объем облученной ткани уменьшить до размера g , тогда

$$Q(D, g, g) = \exp(-g / g D g^b / A_1^{A_2}) = \exp(-D g^b / A_1^{A_2}). \quad (14)$$

2. Если элементарный объем облученной ткани увеличить до тотального объема V , тогда

$$Q(D, V, V) = \exp(-V / VD V^b / A_1^{A_2}) = \exp(-D V^b / A_1^{A_2}). \quad (15)$$

3. Но, для $g < g' < V$, получаем $Q(D, g') \neq Q(D, V, g')$.

4. Пусть рассматриваются два объема $V_1 \neq V_2$ ткани, которые облучаются одной и той же дозой D , и соответствующие значения ВОЛО, с учетом всего облучаемого объема V , могут быть рассчитаны при помощи модели (7). Параметры модели МРВ и, следовательно, модели (7) фиксированы.

$$\begin{aligned} Q(D, V, V_1) &= \exp(-(V_1 / V)(D V^b / A_1)^{A_2}), \\ Q(D, V, V_2) &= \exp(-(V_2 / V)(D V^b / A_1)^{A_2}). \end{aligned} \quad (16)$$

Отношение логарифмов (16) будет равно

$$\ln[Q(D, V, V_1)] / \ln[Q(D, V, V_2)] = V_1 / V_2. \quad (17)$$

5. При тех же условиях облучения и при равных объемах $V_1 = V_2$, но не равных значениях суммарных доз, $D_1 \neq D_2$, получим,

$$\ln[Q(D_1, V, V_1)] / \ln[Q(D_2, V, V_2)] = (D_1 / D_2)^{A_2}. \quad (18)$$

Утверждение 3. Если предположения 1 и 2 верны, тогда математическая модель (10) является приближенной.

Доказательство. Нам достаточно показать, что модель (7) приближенно описывает ВОЛО в элементарном объеме g . Для этого достаточно рассмотреть при каких условиях значения ВОЛО в элементарном объеме g , рассчитанное при помощи модели МРВ и модели (7), будут приводить к одинаковым значениям ВОЛО, т.е.

$$\exp(-D_i V^b / A_1^{A_2^{g/V}}) = \exp(-D_i g^b / A_1^{A_2}). \quad (19)$$

Учитывая, что $g < V$, а относительный тотальный объем ткани $V=1$, после преобразований, получаем:

72 $\Psi = bA_2 = 1 . (20)$

73 Таким образом, только при условии (20) использование модели (7) будет
 приводить к точным редуцированным значениям ВОЛОр и редуцированным
 значениям АД. Кроме того, при условии (20) лучевые повреждения элементарных
 объемов ткани не зависят от распределения дозы в элементарных объемах и от
 объема всей облученной ткани.

74 Если ВОЛО в элементарном объеме зависит от объема всей облученной
 ткани, ей должно соответствовать неравенство

75 $\text{ВЛО}(D,g)$

76 т.к. чем больше объем облученной ткани, тем больше должно быть
 значение ВЛО (но, не меньше, эмпирический факт), тем меньше должно быть
 значение ВОЛО=1-ВЛО, и

77 $\text{ВОЛО}(D,g) > \text{ВОЛО}(D,V,g), (22)$

78 Отсюда следует, что

79 $\exp[-Dg^b / A_1^{A_2}] > \exp[-g / VDV^b / A_1^{A_2}], (23)$

80 $Dg^b / A_1^{A_2} > g / VDV^b / A_1^{A_2} , (24)$

81 и $\Psi = b \times A_2 > 1 . (25)$

82 Таким образом, мы получили чрезвычайно любопытный результат, а
 именно, при $\Psi = b \times A_2 = 1$, ВЛО (ВОЛО) в элементарных объемах
 независимы и не зависят от объема всей облученной ткани, а при
 $\Psi = b \times A_2 > 1$ – зависят. Отсюда следует, что для здоровых органов и тканей
 организма величина $\Psi > 1$, а для опухолевых тканей, скорее всего, близка к
 единице, $\Psi \geq 1$.

83 В табл. 1 приводятся значения Ψ для различных здоровых органов и
 тканей организма, которые подтверждают полученный нами результат.

84 Таблица 1 Значения $\Psi = b \times A_2$ для различных здоровых органов и
 тканей организма, . (A_1 , A_2 , b) – параметры модели МРВ

85 Название органов и тканей (Kehwar et al., [9])	Параметры модели МРВ			$\Psi = b \times A_2$
	A_1	A_2	b	
Почка	16,440	59,976	0,92	55,178
Легкие	16,450	35,000	0,96	33,600
Головной мозг	48,345	60,006	0,20	12,012
Пищевод	59,894	14,030	0,10	1,403
Сердце	35,573	60,000	0,50	30,000
Мочевой пузырь	58,108	19,480	0,10	1,948
Гортань	69,077	50,158	0,14	7,022
Печень	28,951	35,000	0,44	15,400
Легкое	10,941	35,000	0,96	33,600
Кожа	54,246	60,005	0,13	7,801
Тонкая кишка	45,908	60,006	0,19	11,400

Толстая кишка	45,908	60,006	0,19	11,401
Желудок	47,629	60,006	0,21	12,601
Прямая кишка	56,000	26,101	0,10	2,610

86 Очевидно, что чем меньше будет неоднородность в распределении дозы в ткани, тем ближе будут редуцированные неоднородные значения параметров облучения ВОЛОр и АД ткани к их истинным значениям. Но, реальную точность расчетов можно будет оценить на основе обработки систематизированных клинических данных по неоднородным облучениям органов и тканей и соответствующих им значений ВЛО (ВОЛО).

87

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

88 Основная цель работы заключалась в создание математической модели для редукции неоднородного распределения дозы в адекватную дозу однородного облучения, которая приводит к такому же значению ВЛО, что и неоднородное распределение дозы. Модель редукции (свертки) неоднородных распределений дозы была создана на основе модели МРВ, предназначенной для расчета ВЛО в ткани в зависимости от условий ее облучения. Показано, что радиобиологические свойства ткани зависят от ее клеточной структуры и могут быть описаны формулой $\Psi = b \times A_2$, где b и

89

A_2 – параметры модели МРВ.

Библиография:

1. Клеппер Л.Я. Формирование дозовых полей радиоактивными препаратами и аппликаторами. М.: Энергоатомиздат, 1983.
2. Клеппер Л.Я. Методы математического моделирования и оптимизации лучевой терапии рака молочной железы. 2015, М.: ЦЭМИ РАН, 94с.
3. Клеппер Л.Я. Методы математического моделирования и оптимального планирования лучевой терапии злокачественных опухолей. 2017, М.: ЦЭМИ РАН, 176с.
4. Клеппер Л.Я. Неоднородные дозовые распределения и планирование лучевой терапии злокачественных опухолей. 2018, М.: ЦЭМИ РАН, 151с.
5. Клеппер Л.Я. Дифференциальные гистограммы доза-объем, их свертка в Адекватные Дозы однородного облучения тканей и лучевая терапия злокачественных опухолей. // Медицинская Техника, 2008, №4, С. 24-30.
6. Клеппер Л.Я. Математические модели редукции неоднородных распределений дозы в тканях в адекватные дозы их однородного облучения. // Медицинская радиология и радиационная безопасность, 2010, 55, № 6, С. 58-65.

7. Клеппер Л.Я. Оценка адекватных доз неоднородного облучения нормальных и опухолевых тканей в лучевой терапии злокачественных опухолей. // Медицинская физика. 2009. № 2,(40). С. 18-24.
8. Основы клинической радиобиологии. Под редакцией М.С. Джойнера и О. Дж. ван дер Когель. М.: «Бином. Лаборатория знаний», 2013.
9. Kehwar T.S., Sharma S.C. Use of normal tissue tolerance doses into linear quadratic equation to estimate normal tissue complication probability. // J. Cancer Res. Ther.- September 2005, 1, Issue 3, P. 1–27.

Radiosensitivity of organs and tissues of the body and assessment of the tissue organization of their cells

Lev Klepper

CEMI RAS

Moscow, Nakhimovky prospect 47

Abstract

The main purpose of the work - a creation to mathematical model for reduction of the not uniform dose distribution in adequate dose of the uniform irradiation, which brings about such NTCP, as not uniform dose distribution. The model to reductions of the not uniform doses distribution is created on base of the models MDP, intended for calculation NTCP. Is shown that radiobiologique characteristic of tissues hang from her tissues cellular structure

Keywords: Radiosensitivity, reduction model, MRI models, radiobiological properties of tissue, Weibull distribution

Date of publication: 06.11.2019

Citation link:

Klepper L. Radiosensitivity of organs and tissues of the body and assessment of the tissue organization of their cells // Herald of CEMI. – 2019. – V. 2. – Issue 2.

URL: <https://cemi.jes.su/s265838870007292-4-1/>. DOI: 10.33276/S265838870007292-4