

Реализации математической модели тепловых процессов в рентгеновских трубках с вращающимся анодом с целью их защиты от перегрузки

С. Н. Рева, Н. Н. Калиниченко, В. Н. Лященко

Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина, Украина

There is a method of X-Ray tube's anode temperature control that is considered. This method is based on heat processes' numeral modeling. Here's algorithm of program realization of simulator for octet single-chip micro controllers that is suggested. Also results of method's application in supply devices of X-Ray systems are described. It could be useful in development of executive systems for medical X-Ray equipment.

Государственными научно-техническими программами предусмотрено развитие приоритетных направлений в науке и технике, одним из которых является разработка новых технологий и средств диагностики и лечения наиболее распространенных заболеваний [1].

Источники рентгеновского излучения сегодня широко применяются в медицине в составе рентгенодиагностического и терапевтического оборудования. В основе работы подавляющего большинства их лежит принцип генерации рентгеновского излучения при бомбардировке вольфрамового анода потоком ускоренных электронов. Потенциал ускоряющего электростатического поля в медицинских рентгеновских трубках обычно изменяется в диапазоне от 40 до 150 кВ, а величина анодного тока может составлять десятки и сотни миллиампер. Коэффициент полезного действия таких источников крайне низок, и подавляющая часть энергии, подводимой к рентгеновским трубкам, выделяется в виде тепла. Мощность, выделяемая на поверхности анода в процессе работы рентгеновской трубки, составляет десятки киловатт и концентрируется на площади 1..2 мм². Высокая плотность тепловой энергии может привести к разрушению поверхности анода, поэтому в большинстве рентгеновских трубок применяется вращающийся анод, выполненный в виде массивного вольфрамового диска. При работе трубки фокусное пятно электронного луча скользит по кольцевой траектории, в результате чего площадь контакта луча с поверхностью анода увеличивается в сотни раз и, соответственно, уменьшается плотность тепловой энергии, выделяемой на поверхности [2].

В медицинской диагностической аппаратуре рентгеновские трубки как правило работают в кратковременно повторяющемся режиме. Время экспозиции одного рентгеновского снимка может составлять от 0.05 с до 2..3 с, после чего следует перерыв длительностью от 30 с до нескольких минут. Количество тепловой энергии, выделяемой на аноде, например, в течение одного флюорографического снимка, составляет около 10 кДж. В промежутках между

снимками тепло, выделенное на поверхности, распределяется по всему объему вольфрамового анода, но из-за особенностей конструкции не может быть отведено за пределы рентгеновской трубки. Происходит процесс накопления тепла и повышения температуры анода. Это может привести к перегреву отдельных конструктивных элементов и разрушению рентгеновской трубки. Чтобы избежать перегрева необходим постоянный контроль тепловыделения в трубке — контроль тепловой нагрузки.

Контроль температуры анода является весьма проблематичным из-за особенностей конструкции трубки: вольфрамовый диск анода вращается внутри вакуумного стеклянного баллона, а следовательно, какие либо контактные методы контроля исключены. Возможно применение пирометрических измерений, но оно осложнено наличием разогретого до высокой температуры катода, который расположен в непосредственной близости от объекта измерений. Кроме того пирометрический метод контроля весьма дорог в реализации и на практике в серийной аппаратуре не применяется.

В большинстве рентгеновских аппаратов контроль теплового режима трубки осуществляется методом моделирования, чаще всего с помощью электронной схемы. Суть работы модели состоит в том, что в зависимости от параметров предыдущего снимка генерируется сигнал переменной длительности запрета включения высокого напряжения. В процессе снимка происходит накопление электрического заряда пропорционально мощности и длительности снимка, а затем имитируется процесс остывания — разряд конденсатора [3]. При снижении напряжения на конденсаторе ниже контрольного уровня разрешается выполнение очередного снимка. Такая модель работает весьма приближенно и не отличается высокой надежностью.

В паспорте рентгеновской трубки строго регламентируется максимальное время экспозиции в зависимости от режима мощности, а также длительность перерывов между снимками, необходимых для остывания анода. Обычно эти зависимости представлены в виде таблиц допустимых режимов эксплуатации. Для примера приведем тепловые характеристики (вернее, эксплуатационные характеристики, определяемые температурным фактором) рентгеновской трубки 20-50БД22-150, работающей в режиме малого фокусного пятна при однофазной схеме питания.

Таблица 1

Длительность нагрузки, с	Длительность перерыва, мин	Напряжение трубки, кВ											
		40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
		Ток трубки, мА											
0,01	0,5	250	250	250	250	250	220	200	180	160	150	140	130
0,02	0,5	250	250	250	250	250	220	200	180	160	150	140	130
0,04	0,5	250	250	250	250	240	210	190	170	160	150	140	130
0,06	0,5	250	250	250	250	240	210	190	170	160	150	140	130
0,08	0,5	250	250	250	250	230	200	180	170	150	140	130	120
0,10	0,5	250	250	250	250	230	200	180	170	150	140	130	120
0,12	0,5	250	250	250	250	230	200	180	170	150	140	130	120
0,16	1,0	250	250	250	250	220	200	180	160	150	130	130	120
0,20	1,0	250	250	250	250	220	200	180	160	150	130	130	120
0,25	1,0	250	250	250	240	210	190	170	150	140	130	120	110
0,32	1,5	250	250	250	240	210	190	170	150	140	130	120	110
0,40	1,5	250	250	250	230	200	180	160	150	130	120	120	110
0,50	2,0	250	250	250	230	200	180	160	150	130	120	120	110
0,60	2,0	250	250	250	220	200	170	160	140	130	120	110	100
0,80	2,5	250	250	240	210	190	160	150	130	120	110	110	100
1,00	2,5	250	250	230	200	180	160	140	130	120	110	100	95
1,20	3,0	250	250	220	190	170	150	130	120	110	105	95	90
1,50	3,5	250	250	210	180	160	140	130	110	105	100	90	85
2,00	4,0	250	240	200	170	150	130	120	110	100	95	85	80
2,50	4,5	250	230	190	160	140	120	110	100	95	85	80	75
3,00	5,0	250	210	180	150	130	120	110	95	90	80	75	70
4,00	5,0	250	200	160	140	120	110	100	90	85	75	70	65
5,00	5,5	230	180	150	130	110	100	90	85	75	70	65	60
10,00	6,0	190	150	130	110	100	85	80	70	65	60	55	50

Современные системы управления медицинскими рентгеновскими аппаратами базируются на основе микропроцессорных систем с использованием однокристалльных микроконтроллеров. Поэтому процесс нагрева рентгеновской трубки более целесообразно моделировать численным методом. Как правило, для управления рентгеновскими аппаратами, как и другими экспериментальными и промышленными установками, применяются аппаратно ориентированные процессоры, не приспособленные для выполнения объемных математических вычислений. Следовательно, создаваемая модель должна быть по возможности простой и строиться на основе двоичных целочисленных алгебраических операций.

Для отслеживания температуры анода построена математическая модель тепловых процессов, протекающих в термодинамической системе: анод трубки — окружающая среда.

В основу расчета положено предположение, что в момент включения рентгеновского аппарата температура анода равна температуре окружающей среды (~300°K). В процессе работы температура анода повышается при каждом выполненном снимке, так как именно на аноде выделяется основная часть тепловой мощности. Остывание же анода происходит в основном за счет теплового излучения в окружающее пространство, поскольку другие механизмы теплопередачи практически не работают: конвекция в вакуумном пространстве отсутствует, а тепловое сопротивление очень велико из-за малой площади теплового контакта анода с корпусом трубки.

Энергия анода рентгеновской трубки зависит от температуры анода и может быть представлена в виде:

$$E_a = mcT_a, \quad (1)$$

где E_a — энергия анода; $E_a = mcT_a$
 m — масса анода;
 c — теплоемкость вольфрама;
 T_a — температура анода.

Математическая модель термодинамического процесса является итерационной, и энергия анода в текущий момент времени может быть выражена с учетом значения энергии на предыдущем шаге итерации и значений полученной и рассеянной энергии за время между двумя итерациями.

С учетом описанных выше допущений уравнение термодинамического баланса энергий запишем в виде

$$E_{an} = E_{a(n-1)} - E_p + E_-, \quad (2)$$

где E_{an} — энергия анода в текущий момент времени;
 $E_{a(n-1)}$ — энергия анода на предыдущем шаге итерации;
 E_p — энергия, рассеянная за время одной итерации;
 E_- — энергия, полученная анодом при выполнении снимка.

Мощность излучения в окружающее пространство в соответствии с законом Стефана-Больцмана [4] запишем в виде

$$P_U = \sigma \varepsilon S (T_a^4 - T_0^4), \quad (3)$$

где P_U — мощность излучения энергии;
 σ — постоянная Больцмана;
 ε — коэффициент черноты анода;
 S — площадь излучения анода;
 T_a — температура анода;
 T_0 — температура окружающей среды;

Энергию, отдаваемую в пространство за короткий интервал времени (интервал, внутри которого можно принять $T_a = const$), запишем в виде

$$E_p = P_U \tau_p = \tau_p \sigma \varepsilon S (T_a^4 - T_0^4) \quad (4)$$

где τ_p — время рассеяния энергии анода.

Выбрав время одной итерации $\tau_p = 1$ с учетом (1), запишем выражение (4) в виде

$$E_p = P_U \tau_p = P_U \cdot 1 = \sigma \varepsilon S (T_a^4 - T_0^4),$$

Для однофазной схемы питания рентгеновской трубки при синусоидальной форме высокого напряжения во время выполнения снимка анод рентгеновской трубки получает энергию

$$E_{-} = 0,707 \cdot U_v I_a \tau_{-}, \quad (6)$$

где U_v — амплитудное значение высокого напряжения;

I_a — действующее значение тока анода.

τ_{-} — время экспозиции.

Подставим выражения (5) и (6) в основное уравнение термодинамического баланса системы (2).

$$E_{an} = E_{a(n-1)} - \sigma \varepsilon S \left[\left(\frac{E_a}{mc} \right)^4 - T_0^4 \right] + 0,707 U_v I_a \tau_{-}, \quad (7)$$

где E_{an} — значение энергии анода на текущем шаге итерации;

$E_{a(n-1)}$ — значение энергии анода на предыдущем шаге итерации.

Таким образом выражение (7) является расчетным итерационным уравнением термодинамического состояния системы. Другие механизмы потери энергии в данной модели не учитываются в силу их малости.

Для проведения всех последующих расчетов будут использованы приведенные ниже числовые значения:

$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8}$ (Вт/(м²·°К⁴)) — постоянная Больцмана;

$\varepsilon = 0,2$ — коэффициент черноты анода;

$S = 0,0157$ м² — площадь излучения анода;

$m = 0,665$ кг — масса анода;

$c = 134$ (Дж/(кг·°К)) — теплоемкость вольфрама;

$T_0 = 300$ °К — температура окружающей среды;

$T_{max} = 1300$ °К — максимально возможная температура анода;

$T_g = 700$ °К — максимально допустимая рабочая температура анода.

Приняв значение температуры анода $T_a = T_{max} = 1300$ °К выполним расчет значения энергии в соответствии с выражением (1).

$$E_a = mcT_a = 0,665[\text{кг}] \cdot 134[\text{Дж} / (\text{кг} \cdot \text{°К})] \cdot 1300[\text{°К}] = 115843[\text{Дж}], \quad (8)$$

Для упрощения расчетов при переходе к двоичным математическим операциям введем понятие условных единиц энергии. Примем максимально возможное значение энергии анода за 250 условных единиц (далее по тексту — у. е.), таким образом:

$$E_{a\max} [y.e.] = \frac{E_a [Дж]}{463 [Дж]} = \frac{115843}{463} \approx 250, \quad (9)$$

при этом текущее значение энергии может быть представлено в виде однобайтного двоичного числа.

Используя уравнение (7) итерационным методом выполнен расчет зависимости температуры анода от времени остывания при условии, что начальная температура анода равна 1300 °К, а в процессе остывания снимки не выполняются и, следовательно, энергия в систему не поступает ($E_{сн} = 0$). В приложении 1 приведены результаты расчета, соответствующие изменению энергии с шагом 463 Дж (1 у.е.). Последний столбец таблицы содержит длительности интервалов времени, в течении которых происходит излучение 1 у.е. энергии.

Для ограничения возможности выполнения очередного снимка необходимо задать критическую температуру, превышение которой приводит к запрету включения высокого напряжения. Критическая температура определяется как максимальная температура анода, при которой любой режим экспозиции, допустимый паспортом рентгеновской трубки, не приведет к превышению максимально допустимой температуры. Для данного типа трубки она выбрана равной 700 °К, и достигается при критическом уровне энергии 135 у.е.

Для реализации математической тепловой модели с минимальным использованием расчетных ресурсов процессора построен следующий алгоритм.

В микроконтроллере активизируется режим аппаратных прерываний по таймеру с периодом 1 секунда, который необходим для отсчета интервалов времени. Алгоритм обработки прерываний показан на рис. 1.

Каждый раз после выполнения снимка в главном цикле программы устанавливается флаг выполнения снимка Fex . При входе в программу обработки прерывания по условию установки флага Fex активизируется процедура расчета приращения энергии анода в условных единицах путем перемножения мощности экспозиции Pex на время экспозиции Tex с последующим делением на масштабный коэффициент 463. Значение переменной Ea , которая отображает текущее значение энергии анода, увеличивается на соответствующее количество единиц, а также устанавливается счетчик таймаута $T2$ равным 30 с. При этом устанавливается флаг запрета выполнения очередного снимка Vex и сбрасывается флаг Fex (правая ветвь алгоритма).

Счетчик таймаута $T2$ необходим для отсчета паузы длительностью 30 с между двумя очередными снимками. За время этой паузы происходит процесс остывания поверхности анода и распределения тепла по всему объему анода. Декремент счетчика $T2$ выполняется при каждом очередном входе в программу обработки прерываний до полного его обнуления. Завершение тридцатисекундной паузы является одним из обязательных условий сброса флага запрета снимка Vex и проверяется в двух других ветвях алгоритма.

Вторым условием разрешения очередного снимка является уменьшение текущего значения энергии анода Ea ниже критического уровня $Eкр$. Декремент переменной Ea производится по условию окончания очередного таймаута $T1$. При этом каждый раз выполняется перезапуск таймаута, а значение счетчика

времени $T1$ устанавливается в соответствии с четвертой колонкой таблицы, приведенной в приложении 1, и зависит от текущего значения энергии анода Ea , то есть $T1 = f(Ea)$. Длительность таймаутов таблично заданной функции округляется до целого числа секунд, а декремент счетчика $T1$, как и счетчика $T2$, производится ежесекундно.

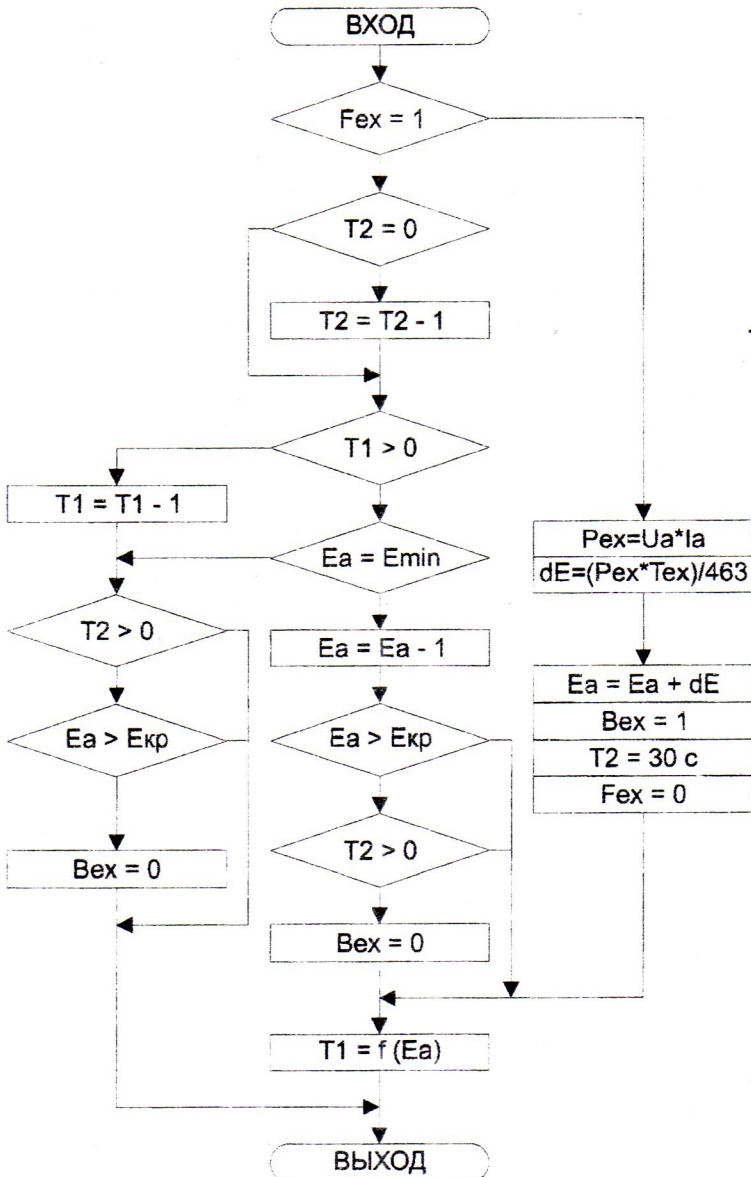


Рис.1. Алгоритм обработки прерываний таймера с периодом 1 секунда

При тактовой частоте 22 МГц микроконтроллер AT89C51 расходует всего 0,0003% времени для отслеживания теплового состояния рентгеновской

трубки в соответствии с предложенным алгоритмом. Действия с плавающей запятой при этом не используются.

Данные последнего столбца из таблицы приложения 1 можно последовательно просуммировать, перемещаясь от критической температуры вверх. При этом для каждого значения энергии анода будет сформирована длительность интервала времени, который необходим для остывания до критической температуры. На рис. 2 показана в виде графика зависимость этого времени от величины приращения энергии анода.

На этом же рисунке в аналогичном масштабе изображена гистограмма, отображающая зависимость длительности перерывов между снимками, выполненными при критической температуре, от энергии предыдущего снимка в соответствии с паспортом на рентгеновскую трубку.

Из рисунка понятно, что предлагаемый метод числового моделирования обеспечивает расчет длительностей пауз достаточно близких к паспортным требованиям для данного типа трубки.

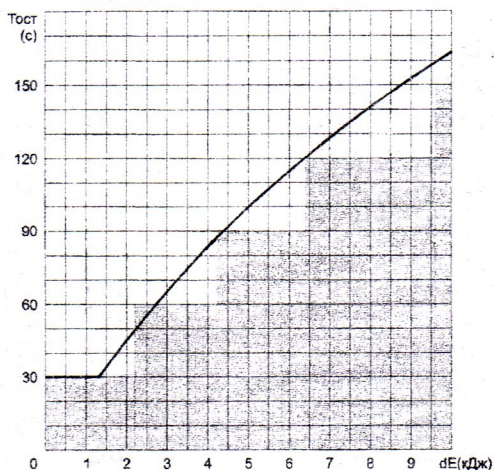


Рис. 2. Зависимость длительности перерывов между снимками от энергии выполненного снимка

Индикация теплового состояния осуществляется с помощью линейного 24-сегментного светодиодного индикатора, который имеет вид столбикового термометра. Верхняя часть светодиодов, соответствующих значениям температуры выше критической, имеет красный цвет свечения, остальные — зеленый. Свечение хотя бы одного красного сегмента свидетельствует о невозможности выполнения очередного снимка.

Описанный выше алгоритм используется для контроля теплового состояния трубки в пультах управления цифровыми и пленочными рентгеновскими флюорографическими аппаратами типа «ИНДИАРС» [5] и «ИНДИАРС-П» [6], выпускаемых производственным предприятием «Квант» (г. Харьков), а также «ДИАРС-М» (завод «Мосрентген», г. Москва). Опыт эксплуатации более 60 флюорографов в течение четырех лет показал высокую степень надежности защиты рентгеновских трубок от перегрева.

Аналогичные численные модели могут быть построены для трехфазных низкочастотных, а также высокочастотных схем питания рентгеновских трубок.

Приложение 1

Еа/463 (у.е.)	Еа (Дж)	Та (К)	τ (с)
249	115379.97	1294.85	0.91
248	114914.45	1289.63	0.94
247	114446.71	1284.38	0.96
246	113981.76	1279.16	0.97
245	113514.94	1273.92	0.99
244	113051.10	1268.72	1.00
243	112585.73	1263.49	1.02
242	112119.04	1258.25	1.04
241	111655.65	1253.05	1.05
240	111191.24	1247.84	1.07
239	110726.01	1242.62	1.09
238	110260.19	1237.39	1.11
237	109793.94	1232.16	1.13
236	109327.47	1226.92	1.15
235	108860.94	1221.69	1.17
234	108394.53	1216.45	1.19
233	107928.41	1211.22	1.21
232	107462.72	1205.99	1.23
231	106997.62	1200.77	1.25
230	106533.24	1195.56	1.27
229	106069.74	1190.36	1.29
228	105603.72	1185.13	1.32
227	105138.95	1179.91	1.34
226	104675.53	1174.71	1.36
225	104210.26	1169.49	1.39
224	103746.66	1164.29	1.41
223	103281.64	1159.07	1.44
222	102818.60	1153.87	1.46
221	102354.52	1148.66	1.49
220	101889.66	1143.44	1.52
219	101424.24	1138.22	1.55
218	100958.49	1132.99	1.58
217	100495.48	1127.80	1.60
216	100032.45	1122.60	1.63

215	99566.83	1117.37	1.67
214	99101.67	1112.15	1.70
213	98637.14	1106.94	1.73
212	98173.42	1101.73	1.76
211	97708.10	1096.51	1.80
210	97243.99	1091.30	1.83
209	96778.77	1086.08	1.87
208	96315.12	1080.88	1.90
207	95850.80	1075.67	1.94
206	95386.06	1070.45	1.98
205	94921.14	1065.23	2.02
204	94456.27	1060.02	2.06
203	93991.67	1054.80	2.10
202	93527.54	1049.59	2.14
201	93064.09	1044.39	2.18
200	92599.43	1039.18	2.23
199	92135.90	1033.97	2.27
198	91671.66	1028.76	2.32
197	91207.00	1023.55	2.37
196	90742.19	1018.33	2.42
195	90277.46	1013.12	2.47
194	89813.06	1007.91	2.52
193	89349.21	1002.70	2.57
192	88886.13	997.50	2.62
191	88422.30	992.30	2.68
190	87958.01	987.09	2.74
189	87493.56	981.87	2.80
188	87029.21	976.66	2.86
187	86565.22	971.45	2.92
186	86101.82	966.25	2.98
185	85637.74	961.05	3.05
184	85173.29	955.83	3.12
183	84710.20	950.64	3.18
182	84245.85	945.43	3.26
181	83781.97	940.22	3.33

Еа/463 (у.е.)	Еа (Дж)	Тa (К)	τ (с)
180	83318.81	935.02	3.40
179	82855.30	929.82	3.48
178	82391.74	924.62	3.56
177	81928.42	919.42	3.64
176	81464.40	914.21	3.73
175	81001.21	909.01	3.81
174	80537.93	903.81	3.90
173	80074.88	898.62	3.99
172	79611.21	893.41	4.09
171	79147.29	888.20	4.19
170	78683.44	883.00	4.29
169	78219.99	877.80	4.39
168	77756.21	872.59	4.50
167	77292.45	867.39	4.61
166	76829.04	862.19	4.72
165	76365.35	856.98	4.84
164	75901.73	851.78	4.96
163	75438.53	846.58	5.08
162	74975.19	841.38	5.21
161	74512.07	836.19	5.34
160	74048.67	830.98	5.48
159	73585.39	825.79	5.62
158	73121.78	820.58	5.77
157	72658.24	815.38	5.92
156	72195.15	810.18	6.07
155	71732.11	804.99	6.23
154	71268.81	799.79	6.40
153	70805.65	794.59	6.57
152	70342.35	789.39	6.75
151	69879.31	784.19	6.93
150	69416.29	779.00	7.12
149	68953.08	773.80	7.32
148	68489.51	768.60	7.53
147	68026.03	763.40	7.74
146	67562.51	758.19	7.96
145	67099.38	753.00	8.18
144	66635.98	747.80	8.42
143	66172.79	742.60	8.66
142	65709.74	737.40	8.91
141	65246.29	732.20	9.18
140	64782.96	727.00	9.45
139	64319.74	721.80	9.73
138	63856.68	716.61	10.02
137	63393.37	711.41	10.33
136	62930.34	706.21	10.64

135	62467.25	701.01	10.97
134	62004.24	695.82	11.31
133	61541.05	690.62	11.67
132	61077.86	685.42	12.04
131	60614.50	680.22	12.43
130	60151.18	675.02	12.83
129	59688.15	669.82	13.24
128	59224.94	664.63	13.68
127	58761.87	659.43	14.13
126	58298.57	654.23	14.61
125	57835.41	649.03	15.10
124	57372.40	643.84	15.61
123	56909.33	638.64	16.15
122	56446.32	633.44	16.71
120	55520.03	623.05	17.92
119	55056.90	617.85	18.56
118	54593.84	612.65	19.23
117	54130.66	607.46	19.94
116	53667.47	602.26	20.68
115	53204.38	597.06	21.45
114	52741.34	591.87	22.26
113	52278.17	586.67	23.12
112	51815.12	581.47	24.01
111	51352.10	576.27	24.95
110	50889.09	571.08	25.94
109	50425.95	565.88	26.99
108	49962.95	560.69	28.08
107	49499.90	555.49	29.24
106	49036.86	550.29	30.46
105	48573.80	545.10	31.75
104	48110.77	539.90	33.11
103	47647.72	534.70	34.55
102	47184.60	529.51	36.08
101	46721.53	524.31	37.69
100	46258.47	519.11	39.40
99	45795.38	513.92	41.22
98	45332.29	508.72	43.15
97	44869.24	503.52	45.20
96	44406.15	498.33	47.39
95	43943.07	493.13	49.72
94	43479.99	487.93	52.21
93	43016.92	482.74	54.87
92	42553.91	477.54	57.71
91	42090.86	472.34	60.77
90	41627.81	467.15	64.05
89	41164.74	461.95	67.58

Еа/463 (у.е.)	Еа (Дж)	Та (К)	τ (с)
88	40701.69	456.75	71.38
87	40238.68	451.56	75.48
86	39775.67	446.36	79.92
85	39312.64	441.17	84.74
84	38849.63	435.97	89.97
83	38386.60	430.77	95.68
82	37923.57	425.58	101.91
81	37460.55	420.38	108.74
80	36997.53	415.18	116.25
79	36534.52	409.99	124.53
78	36071.50	404.79	133.71
77	35608.48	399.60	143.92
76	35145.46	394.40	155.32
75	34682.46	389.20	168.13
74	34219.44	384.01	182.61
73	33756.43	378.81	199.07
72	33293.42	373.62	217.93
71	32830.41	368.42	239.72
70	32367.40	363.22	265.14
69	31904.40	358.03	295.13
68	31441.38	352.83	331.00
67	30978.38	347.64	374.56
66	30515.38	342.44	428.51
65	30052.37	337.25	496.95
64	29589.36	332.05	586.43
63	29126.36	326.85	708.20
62	28663.36	321.66	883.29
61	28200.36	316.46	1156
60	27737.36	311.27	1640
59	27274.36	306.07	2745
58	26811.36	300.87	8833

ЛИТЕРАТУРА

1. Постановление Кабинета министров Украины от 24 декабря 2001г. №171 Об утверждении перечня государственных научно-технических программ по приоритетным направлениям развития науки и техники на 2002—2006 годы.
2. Михайлов А.Н. Средства и методы современной рентгенографии, — Мн.: Бел. наука, 2000. — 242 с.
3. Клюев В. В. Рентгенотехника, в 2-х кн., Книга.1 — М.: Машиностроение, 1992.— 480 с.
4. Дубровский И.М., Егоров Б.В., Рябошапка К.П. Справочник по физике, — К.: Наукова думка, 1986. — 558 с.

5. Свідотство про державну реєстрацію № 6051105-350 от 11.01.2001. Флюорограф з цифровою обробкою зображення «Індіарс», ТУ У3-25461966.003-2000.
6. Свідотство про державну реєстрацію № 605571/2001 от 19.12.2001. Апарат рентгено-флюорографічний перевозний «Індіарс-П», ТУ У 33.1-25461966-004-2001.