



AECS

دمشق



كلية العلوم

قسم الفيزياء

تقييم الجرعة الإشعاعية للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية

Evaluation of Radiation Dose of Patients During Cardiology

مشروع تخرج لنيل درجة الماجستير في الوقاية الإشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها

جامعة دمشق

كلية العلوم – قسم الفيزياء

إعداد الطالب
شجاع أديب شبول

إشراف

د. أنس اسماعيل

أ.د. سهام الطرابيشي

دمشق

2019

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

(وعلمك ما لم تكن تعلم
وكان فضل الله عليك عظيمًا)

صدق الله العظيم

إهداء

لروح من تجرع الكأس فارغاً ليسقيني قطرة حب إلى من كلت أنامله ليقدّم لنا
لحظة سعادة إلى من حصد الأشواك عن دربي ليمهد لي طريق العلم إلى من كَلَّه
الله بالوقار إلى من أحمل اسمه بكل افتخار.

والدي رحمك الله

إلى رمز الحب وبلسم الشفاء إلى القلب الناصع بالبياض إلى الينوع الذي لا يمل
العطاء إلى من حاكت سعادتي بخيوط منسوجة من قلبها

والدتي

إلى من بها أكبر وعليها اعتمد إلى شمعة متقدة تنير ظلمة حياتي

زوجتي

إلى من حبهم يجري في عروقي ويلهج بذكراهم فؤادي

إخوتي

إلى من غيابه سرق بهجة النجاح مني إلى من أجلت بحثي لأكسب حضوره
الغائب الحاضر العائد بإذن الله النقيب الأعلى

أخي مجد الروح

إلى من علمونا حروفاً من ذهب إلى من كانوا سنداً لي حملة لواء العلم من أعطوا
بلا حدود

أساتذتي

إلى من سرنا سوياً نحو النجاح والإبداع

أصدقائي

شُكر وتقدير

قال تعالى " لئن شكرْتُمْ لأزِيدَنَّكُمْ " صدق الله العظيم

أتوجه بجزيل الشكر إلى الأستاذة الدكتورة سهام الطرابيشي والدكتور أنس إسماعيل للجهد الكبير الذي بذلاه لمساعدتي في المجال العلمي والنظري والعملية صاحبها الفضل الأكبر في إتمام هذا البحث.

أتوجه بالشكر الجزيل إلى جميع أعضاء هيئة الطاقة الذرية السورية ممثلة بمديرها العام الدكتور ابراهيم عثمان، والدكتور رياض شويكاني مدير الماجستير.

أتوجه بالشكر والتقدير إلى عمادة كلية العلوم في جامعة دمشق ممثلة برئيس قسم الفيزياء الأستاذ الدكتور عصام الجغامي وإلى أعضاء الهيئة التدريسية لدعمهم لي بكل ما أوتوا من جهد خلال فترة الدراسة.

أتوجه بالشكر والتقدير إلى مستشفى الأسد الجامعي، ومركز جراحة القلب الجامعي في دمشق.

الباحث

شجاع أديب شبول

الفهرس

1	ملخص	
3	مقدمة	
4	الدراسات المرجعية	
	الفصل الأول: الجزء النظري	
7	مقدمة	-1-1
7	تأثير فوتونات غاما والأشعة السينية في المادة	-2-1
7	أنواع آليات التأثيرات المتبادلة	-1-2-1
8	المفعول الكهروضوئي Photoelectric Effect	-1-1-2-1
10	مفعول كومبتون Compton Effect	-2-1-2-1
11	إنتاج الأزواج Pairs Production	-3-1-2-1
13	تبعر ريليه	-4-1-2-1
13	معاملات التوهين	-3-1
15	الهيمنة النسبية للتأثيرات الفردية	-4-1
16	التأثيرات المتبادلة للإلكترونات والبوزترونات مع المادة	-5-1
17	أنواع آليات التأثيرات المتبادلة للإلكترونات والبوزترونات مع المادة	-1-5-1
18	طاقة الإيقاف والمدى	-2-5-1
22	مقدرة الإيقاف المحدودة	-3-5-1
22	الوقاية الإشعاعية	-6-1
23	وحدات الأشعة	-1-6-1
23	المفاهيم العامة لقياس الجرعة الإشعاعية	-2-6-1
24	المقادير الأساسية لقياس الجرعة	-1-2-6-1
25	الكيرما	-2-2-6-1
26	الجرعة الممتصة Absorbed Dose	-3-2-6-1

27	التعرض Exposure	-4-2-6-1
28	توازن الجسيمات المشحونة	-5-2-6-1
30	الجرعة المكافئة The Equivalent Dose H	-6-2-6-1
31	الجرعة الفعالة The Effective Dose	-7-2-6-1
32	الجرعة العظمى المسموح بها	-8-2-6-1
32	حدود الجرعة الفعالة والجرعة المكافئة للعاملين	-1-8-2-6-1
33	حدود الجرعة الفعالة والمكافئة للجمهور	-2-8-2-6-1
34	حدود جرعة مساعدى المرضى	-3-8-2-6-1
34	المبادئ الثلاثة للوقاية من الإشعاع	-3-6-1
36	أنواع التعرض الإشعاعي Type of radiation exposures	-4-6-1
36	الأجهزة والأدوات و إجراءات القثطرة	-7-1
36	الأجهزة والأدوات	-1-7-1
43	إجراءات القثطرة	-2-7-1
45	التوصيف الهندسي لجهاز القثطرة القلبية المستخدم في البحث	-8-1
	الفصل الثاني : العمل التجريبي والنتائج.	
48	العمل التجريبي	-1-2
74	الاستنتاجات Conclusions	-2-2
76	التوصيات Recommendations	-3-2
77	المراجع References	

فهرس الأشكال

رقم الشكل	عنوان الشكل	رقم الصفحة
(1-1)	المفعول الكهرضوئي	9
(2-1)	مفعول كومتون	11
(3-1)	إنتاج الأزواج	12
(4-1)	تبعية معاملات التوهين الخطية لطاقة الفوتونات في الماء	15
(5-1)	الأهمية النسبية للأنواع الرئيسية الثلاثة للتأثيرات المتبادلة للفوتون.	16
(6-1)	معاملات تصادم إلكترون مع ذرة	18
(7-1)	مقدرة الإيقاف الكلية للإلكترونات في الأنسجة والعظام	21
(8-1)	تبعية الجرعة الممتصة وكيرما التصادم لحزمة فوتونية للعمق في الوسط.	29
(9-1)	جهاز القنطرة القلبية.	37
(10-1)	القنطار	41
(11-1)	سلك التوجيه.	41
(12-1)	البالون.	42
(13-1)	الدعامة.	42
(14-1)	جهاز إغلاق الأوعية.	43
(15-1)	عملية إدخال القنطار في جلد المريض.	44
(16-1)	عملية نفخ البالون.	44
(17-1)	عملية فتح تضيق وعاء دموي باستخدام البالون.	45
(18-2)	مقارنة بين زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الذكور الخاضعين للقنطرة القلبية.	62
(19-2)	مقارنة بين زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الإناث الخاضعات للقنطرة القلبية.	64
(20-2)	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة ومؤشر الكتلة للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القنطرة القلبية بغرض التشخيص.	66
(21-2)	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة ومؤشر الكتلة للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القنطرة القلبية بغرض العلاج.	66
(22-2)	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة ومؤشر الكتلة للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القنطرة القلبية بغرض التشخيص.	67
(23-2)	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة ومؤشر الكتلة للمرضى الإناث	67

68	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.	(24-2)
69	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.	(25-2)
69	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الإناث الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.	(26-2)
70	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الإناث الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.	(27-2)
70	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.	(28-2)
71	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.	(29-2)
71	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الإناث الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.	(30-2)
72	العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الإناث الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.	(31-2)
74	احتمالية السرطان لمجموعة من أعضاء الجسم البشري	(32-2)

فهرس الجداول

رقم الصفحة	عنوان الجدول	رقم الجدول
30	القيم المختلفة للمعامل الوزني للإشعاع	(1-1)
32	قيم المعامل الوزني للنسيج لأعضاء الجسم البشري	(2-1)
33	حد الجرعة المكافئة	(3-1)
33	حد الجرعة الفعالة	(4-1)
49-60	البيانات المسجلة والبرمترات المطبقة للمرضى الذكور والإناث أثناء القنطرة القلبية.	(5-2)
61	القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الذكور الخاضعين للقنطرة القلبية.	(6-2)
63	القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الإناث الخاضعات للقنطرة القلبية.	(7-2)
65	الملخص الإحصائي لقياسات الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الذكور الخاضعين للقنطرة القلبية.	(8-2)
65	الملخص الإحصائي لقياسات الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الإناث الخاضعات للقنطرة القلبية.	(9-2)
7 الشكل	قيم كل من الجرعة الإشعاعية الممتصة والمكافئة للعضو ومعامل الخطورة واحتمالية السرطان لمجموعة من الأعضاء الحيوية في جسم الإنسان.	(10-2)

ملخص

إن الهدف الأساسي من هذه الدراسة هو تقييم جرعة المريض خلال إجراءات القثطرة القلبية التي تجرى في مشفى الأسد الجامعي ومركز جراحة القلب الموجودين في دمشق.

شملت الدراسة سجّلات طبية لعينة مؤلفة من 300 مريض من بينها 195 ذكراً، و 105 إناث بأعمار مختلفة، وذلك في حالتي التشخيص والعلاج بالقثطرة القلبية، فتم قياس تعرض المريض باستخدام مقياس جرعة السطح (Dose Area Product) : DAP الموجود ضمن الجهاز [1]، بينت الدراسة أن متوسط الجرعة المقدرة للمريض 124.53mGy/min، والتي اعتبرت أنها أعلى من السويات الإرشادية الأوربية DRL : Dose Reference Level الموصى بها من أجل تنظير القلوة المتواصل عالي المستوى في الأشعة التداخلية (100 mGy / min) [2،3] .

وقد دلت دراسة علاقة الجرعة الإشعاعية بمؤشر الكتلة وبالبرامترات المختلفة لجهاز القثطرة القلبية التي تشمل فرق الكمون وشدة التيار وزمن التعرض، على ازدياد الجرعة الإشعاعية بازدياد كل من البرامترات السابقة.

Abstract

The primary objective of this study was to evaluate the patient's dose during cardiac catheterization at Al Assad University Hospital and Cardiac Surgery Center in Damascus.

A sample of 300 patients with 195 males and 105 females of different ages was studied. In the case of diagnosis and treatment by cardiac catheterization, the patient was measured using the DAP: (Dose Area Product) [1] scale within the device. The estimated dose was for the patient 124.53mGy/min, which was considered to be higher than the recommended DRL: (Dose Reference Level)for continuous high-end fluoroscopic endoscopy (100 mGy / min) [2,3]

And study of the relationship of radiation dose to the mass index and the different parameters of the cardiac catheterization system, which include voltage difference, current intensity and time of exposure, indicated the increase in radiation dose with the above parameters.

مقدمة

تُعد أمراض القلب من أكثر الأمراض الشائعة، ونظراً للأهمية الكبرى للعضلة القلبية على حياة الإنسان فإن تشخيص ومعالجة هذه الأمراض من أولى أولويات البشرية.

تعتبر القثطرة القلبية من أهم الوسائل المستخدمة لتشخيص اعتلال العضلة القلبية، والتي تحدد نسب وأماكن انسداد الشرايين التاجية المغذية للعضلة القلبية، وتكشف قصور الدسامات القلبية الفاصلة بين الأجواف القلبية، وكذلك الدسام الأبهرى والمثلث الشرف، وتلعب القثطرة القلبية دوراً علاجياً في حالة انسداد الشرايين التاجية باستخدام بالون أو شبكة بحسب الحالة.

لكن وبالعلاج المشكلة القلبية تشخيصاً ومعالجةً يواجه الإنسان مشكلةً جديدةً، وهي تعرّض المرضى لجرعات إشعاعية كبيرة نوعاً ما ناتجة عن جهاز القثطرة القلبية، وهذا التعرّض مبرّر لأنّ العملية قد تنقذ حياة المريض وقد تحسن حياته.

لذلك ولكي تكون الفائدة أكبر ما يمكن للمريض يجب العمل على تطبيق مبدأ أالارا - أي إنه من الضروري السعي لتخفيض كميات التعرض للإشعاعات الناجمة عن الممارسة الإشعاعية إلى أدنى مستوى ممكن تحقيقه وهذا ما يعرف بمبدأ أو فكرة أالارا ALARA (As Low As Reasonably Achievable) بشكل مستمر [4].

هدف البحث:

تقييم الجرعة الإشعاعية للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية بغية العمل على تخفيضها قدر المستطاع .

الدراسة المرجعية Literature Review

حدد هاريسون وآخرون في عام 1998 الجرعة الفعالة لمريض متوسط الناتجة عن عملية القثطرة القلبية للشرابين التاجية لتقدير الإصابة بالأمراض الخبيثة ودرسوا الطرائق التي يمكن بها تخفيض الجرعة الفعالة حيث استخدموا مقياس DAP فوجدوا أن متوسط الجرعة الفعالة كان يقع في المجال mSv (1.3-3.4) وكان متوسط جرعة الرئة $14.7mSv$ مع خطر الإصابة بسرطان الرئة القاتل بنحو 125 لكل 1000000 حالة أو واحد في 8000 وخلصوا إلى أن الرئة تخضع لعامل خطورة 0.017% فوق المعدل الطبيعي للعموم [5].

وفي عام 2004 قام فيكتور بتقييم الجرعة الفعالة للمريض أثناء إجراءات القثطرة القلبية (شرابين تاجية - تركيب بطارية) حيث تم إجراء قياسات على 185 مريض في أربع مختبرات للقثطرة في ثلاث مشافي في براغ باستخدام DAP وتم إجراء حسابات الجرعة السطحية والفعالة باستخدام Monte-Carlo ووجدوا أن متوسط قيمة DAP لكل إجراء بين $(25-54.5)Gy.cm^2$ لـ CA (عملية قثطرة للشرابين التاجية) $(43-104.5) Gy.cm^2$ في عملية تركيب البطارية [6].

كما استخدم Trianni وآخرون في عام 2005 DAP لقياس جرعة المريض حيث توصلوا بعد الدراسة إلى أن الجرعة الفعالة المتوسطة للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية لعلاج الشرايين التاجية كانت $0.4mSv$ ولتركيب بطارية $0.6mSv$ [7].

وفي 2008 جرت دراسة في مركز Onassio أكبر مركز لأمراض القلب في اليونان بواسطة مجموعة من الباحثين حيث جمعت بيانات من ثلاث أجهزة للقثطرة القلبية لـ 212 مريض خضع لعملية القثطرة القلبية بغرض معالجة الشرايين التاجية ووجدوا قيمياً وسطية لجرعة الدخول عبر السطح للمريض DAP بين $(6.7-83.5) Gy.cm^2$ [8].

كما قام أوموريش وآخرون في عام 2008 بالتحقيق في جرعات المرضى عن طريق عدادات DAP المثبتة في ست غرف في مستشفين حيث تراوحت قيم قياسات DAP في كل غرفة بين $(28-39.3) Gy.cm^2$ للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية لعلاج الشرايين التاجية حيث وجدوا أن قياسات DAP ترتبط بقوة بوزن المريض بمعامل ارتباط 79% [9].

وفي إيرلندا قام الباحث هيلفت في عام 2008 بإجراء دراسة للتحقق من جرعات الإشعاع التي يجري تلقيها أثناء فحوصات القنطرة القلبية للشرايين التاجية وفي عملية تركيب البطارية باستخدام مقياس DAP حيث وجد أن قيم DAP لكل مريض على حدة كانت تقع في المجال $(101-21136) \text{ Gy.cm}^2$ للمرضى الخاضعين للقنطرة القلبية لعلاج الشرايين التاجية وفي المجال $(380-41475) \text{ Gy.cm}^2$ لتركيب بطارية [10].

الفصل الأول

الجزء النظري

1-1 مقدمة [1]:

تتميز الإشعاعات المؤينة بالمقدرة على تأين المادة من خلال التأثيرات المتبادلة الكهربائية .
يمكن تصنيف الإشعاع المؤين إلى فئتين رئيسيتين تبعا لنمط التأين:

- الإشعاعات المؤينة المباشرة: وهي الجسيمات المشحونة (كالإلكترونات/البوزترونات، وجسيمات ألفا، إلخ) التي تودع الطاقة في الوسط من خلال عمليات مباشرة بخطوة واحدة ترتبط بالتأثيرات المتبادلة الكولونية غير المرنة مع الإلكترونات المدارية لذرات مادة الوسط،
- الإشعاع المؤين غير المباشر: ويشمل الجسيمات المعتدلة كالنوترونات والنتريونات والأشعة الكهروضوئية كفوتونات غاما والأشعة السينية، والتي تتبادل التأثير مع الوسط من خلال عمليات بخطوتين:

1-نقل الطاقة وتحرير جسيمات مشحونة ثانوية كالإلكترونات في الوسط،

2- تحرير الطاقة في الوسط عن طريق الجسيمات المشحونة الثانوية.

تُستخدم الإشعاعات المؤينة بالشكل المباشر وغير المباشر في التشخيص الطبي (التصوير)، وعلاج السرطان (العلاج الإشعاعي، وعلاج الأورام بالإشعاع، إلخ)، وفي العلاج الإشعاعي، حيث تعدّ الفوتونات والإلكترونات الخيار الرئيسي لعلاج الأمراض، وتستخدم أكثر من العلاج الإشعاعي بـ 90%.

تقدم الفقرات الآتية باختصار آليات مختلفة للتأثيرات المتبادلة بين الفوتونات والإلكترونات مع المادة، ومناقشة الاحتمالات الكمية لكل من هذه الآليات عند طاقات مختلفة.

1-2 تأثير فوتونات غاما والأشعة السينية في المادة

1-2-1 أنواع آليات التأثيرات المتبادلة [5] :

تؤين فوتونات غاما والأشعة السينية المادة بشكل غير مباشر، ويترافق هذا بانطلاق جسيمات مشحونة كالإلكترونات والبوزترونات التي تتبادل التأثير كولونياً مع إلكترونات المدارات الذرية وتحرر بذلك الطاقة.

إن عمليات التأثير المتبادلة للفوتونات مع المادة هي بشكل رئيسي الخمسة الآتية:

- التأثير الكهروضوئي (الامتصاص)

- التبعر غير المترابط (الكولوني).

- توليد الأزواج.

- تبعر ريليه.

يعتمد احتمال حدوث التأثيرات المتبادلة السابقة على طاقة الفوتون وعلى العدد الذري لمادة الوسط، ومن أجل مجال الطاقة المعتمد في العلاج الإشعاعي، فإن احتمال حدوث التأثيرات المتبادلة الأربعة الأولى أعظمي، إلا أن التأثيرات المتبادلة الثلاثة الأولى هي المهمة في تحرير الطاقة حيث أنها تنقل الطاقة إلى إلكترونات الذرات فتحررها من ذراتها ومن ثم تتبادل هذه الإلكترونات التأثير كولونياً مع الذرات على طول مساراتها في مادة الوسط.

لا يفقد الفوتون الطاقة من خلال تبعر ريليه المترابط المرن، بل يغير الفوتون اتجاه حركته. لذلك، لا تساهم هذه العملية في نقل الطاقة إلى الوسط.

يهمل إسهام التفاعلات الضوئية النووية في قياس الجرعات؛ إذ يحدث هذا النوع من العمليات باحتمالية منخفضة جداً، ويهيمن فقط في حالة الطاقات الأعلى من 10 MeV.

نقدم فيما يأتي لمحة حول كل عملية من العمليات السابقة مع التركيز على التفاعلات الثلاثة الأولى. ونناقش باختصار العلاقة النسبية لكل عملية بطاقة الفوتون وبالعدد الذري لمادة الوسط، فضلاً عن الإسهام الخاص لكل منها في الاحتمال الكلي لعمليات التأثير المتبادل.

1-1-2-1 - المفعول الكهروضوئي Photoelectric Effect [6].

يسود التأثير الكهروضوئي للفوتونات في مجال الطاقات المنخفضة من بضع إلكترونات فولت حتى 0.1 MeV تقريباً. وفي هذه العملية يتبادل الفوتون المحرض التأثير مع إلكترون ذري محدد (من الطبقات الداخلية مثل K أو L أو M أو N)، ويتم امتصاص الفوتون ويتحرر إلكترون ((إلكترون ضوئي) من الذرة (انظر الشكل (1)).

يقتضي حدوث التأثير الضوئي أن تكون طاقة الفوتون أعلى من طاقة ارتباط الإلكترون بمداره. وهكذا، يُستخدم جزء من طاقة الفوتون لفك ارتباط الإلكترون من الذرة، ويتحول الجزء المتبقي من طاقة الفوتون إلى طاقة حركية للإلكترون المتحرر.

يُعبّر عن الطاقة الحركية T_e للإلكترون الضوئي بالعلاقة الآتية:

$$T_e = E - U_i \quad (1)$$

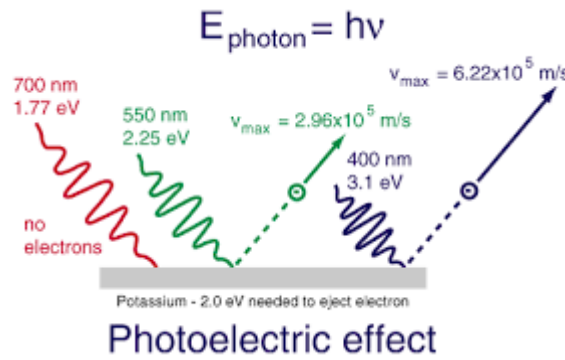
إذ تمثل E طاقة الفوتون الوارد، و U_i طاقة ارتباط الإلكترون في الطبقة الذرية، ونتيجةً لانبعاث الإلكترون، تصبح الذرة في حالة مثارة مع وجود شاغر في الطبقة المتأينة. يمتلأ الشاغر بسرعة من خلال لقف إلكترون من المدارات الخارجية، وتتولد فوتونات الأشعة السينية المميزة (فوتونات الفلورة).

تتحرر إلكترونات أوجيه في بعض الحالات (يرافق امتصاص الفوتون تحرر طاقة، وقد تنتقل هذه الطاقة إلى إلكترون آخر فتقتلعه من الذرة، ويعرف الإلكترون الثاني باسم إلكترون أوجيه) بدلاً عن الأشعة السينية المميزة في حمل طاقة إثارة الذرة.

يرتبط احتمال حدوث التأثير الكهروضوئي بطاقة الفوتون المحرض، وبالعدد الذري Z لمادة الوسط، ويُعبّر عن ذلك بالعلاقة الآتية:

$$\tau \propto \frac{Z^n}{(h\nu)^3} \quad (2)$$

إذ تأخذ n قيمة تتأرجح بين 3 و 4، ويقاس المقطع العرضي لتفاعل الامتصاص τ بوحدة cm^2 . يلاحظ من العلاقة (2) أن مقطع التأثير الكهروضوئي يزداد بازدياد العدد الذري Z لمادة الوسط، وأن التوزيع الزاوي للإلكترونات الضوئية يرتبط بطاقة الفوتون الوارد، حيث ينطلق أغلب الإلكترونات بزاوية 90 درجة تقريباً بالنسبة إلى اتجاه الفوتون الوارد في حالة الفوتونات منخفضة، ومع ازدياد طاقة الفوتون، تنطلق الإلكترونات نحو الأمام أكثر فأكثر.



الشكل (1-1): المفعول الكهروضوئي [6].

1-2-1-2- مفول كومتون Compton Effect [7].

يسود تأثير كومتون في حالة طاقة الفوتونات من بضعة مئات keV إلى بضعة MeV، ولذلك فهو الآلية الرئيسة للتأثرات المتبادلة لمعظم طاقات الفوتونات المستخدمة في القطرة القلبية.

ينقل الفوتون جزءاً من طاقته إلى الإلكترون في تشتت كومتون، وينحرف الفوتون بزاوية θ بالنسبة لاتجاه حركته الأصلي (انظر الشكل)، وخلافاً للتأثير الكهرضوئي، يحدث تشتت كومبتون على الإلكترونات الضعيفة الارتباط بالذرة، أي على إلكترونات الطبقات الخارجية للذرة. ينقل الفوتون جزءاً من طاقته إلى الإلكترون الذي ينطلق بزاوية θ_e وطاقة حركية تعطى بالعلاقة الآتية:

$$T_e = E - E' \quad (3)$$

حيث: $E = h\nu$ و $E' = h\nu'$ طاقة الفوتونات الواردة والمتباعدة على الترتيب.

وفق قوانين المصونية للطاقة وكمية الحركة ترتبط طاقة الفوتون الوارد والمتباعد، بالمعادلة الآتية:

$$E' = \frac{E}{1 + \left(\frac{E}{m_0 c^2}\right)(1 - \cos \theta)} \quad (4)$$

حيث: m_0 الكتلة السكونية للإلكترون، و c سرعة الضوء في الفراغ.

تدل هذه العلاقة أن طاقة الفوتون المتباعد لا ترتبط بطاقة الفوتون الوارد فحسب، بل أيضاً بزاوية التبعثر θ ، حيث مع ازدياد طاقة الفوتون المتباعد فإنه ينحرف أكثر نحو الأمام، ومن أجل طاقة محددة للفوتون الوارد، يخرج حد أدنى من الفوتونات المتباعدة باتجاه معاكس عند $\theta = 180$ (وهذا يوافق طاقة قصوى للإلكترون المتباعد):

$$E'_{\min} = \frac{m_0 c^2 / 2}{1 + (m_0 c^2 / 2E)} \quad (5)$$

وأخيراً، ترتبط زاوية الإلكترون المنبعث θ بطاقة الفوتون الوارد وزاويته تبعاً للعلاقة الآتية:

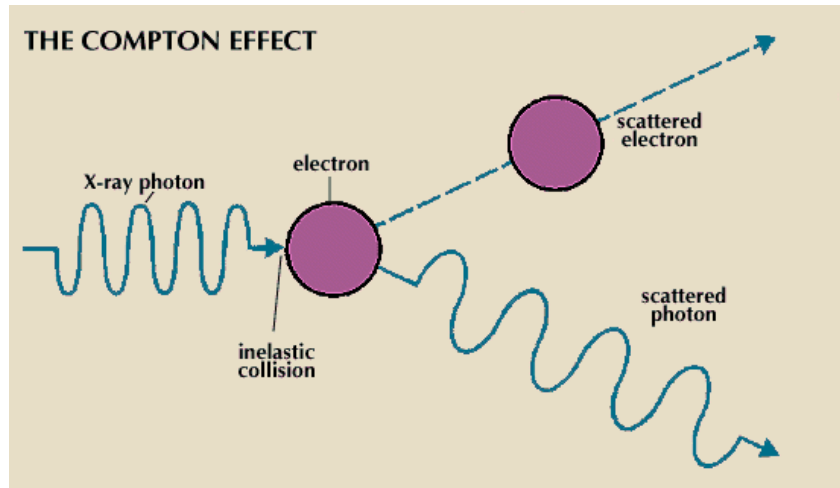
$$\cot \theta_e = \left(1 + \frac{m_0 c^2}{E}\right) \tan \left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6)$$

وفق العلاقة (6) تنحصر زاوية الإلكترونات دائماً في الاتجاه الأمامي ($0 \leq \theta_e \leq 90^\circ$)، في حين يمكن أن يتبعثر الفوتون في أي اتجاه، ومع ازدياد طاقة الفوتون الوارد، تميل الإلكترونات للانطلاق بشكل أكبر نحو الاتجاهات الأمامية، كما ويزداد انتقال الطاقة إلى الإلكترونات.

يتميز تبعثر كومتون بتبعية غير قوية للعدد الذري لمادة الوسط، حيث يتناقص احتمال تبعثر كومتون بازدياد طاقة الفوتون، ويزداد بازدياد كثافة المادة. ويُعبر عن المقطع العرضي لتبعثر الإلكترونات وفق صيغة Klein-Nishina بالعلاقة الآتية:

$$\sigma \propto Z \sigma_e \propto \frac{Z}{E} \quad (7)$$

حيث σ_e هو المقطع العرضي Klein-Nishina لتبعثر كل إلكترون.



الشكل (1-2) : مفعول كومتون [7].

3-1-2-1 إنتاج الأزواج Pairs Production [7].

توليد الأزواج هو تشكل الزوج إلكترون-بوزترون الذي ينجم عن فناء الفوتون في حقل نواة الذرة (انظر الشكل (1-3)). لكي يحدث هذا الفناء يجب أن تكون طاقة الفوتون أكبر من طاقة الزوج إلكترون-بوزترون؛ أي $E \geq 2mc^2 = 1.022 \text{ MeV}$.

عندما يفنى الفوتون في حقل النواة، تأخذ النواة جزءاً ضئيلاً من طاقة الفوتون على شكل طاقة ارتداد، وبذلك تتحول طاقة الفوتون إلى طاقة سكونية ($2mc^2$)، فضلاً عن الطاقة الحركية للإلكترون (E_-) والبوزترون (E_+):

$$E = 2mc^2 + E_- + E_+ \quad (8)$$

ليس بالضرورة أن تكون الطاقة الحركية للإلكترون والبوزترون متساوية، ويمكن تقدير الطاقة الحركية المتوسطة ($\bar{T}$) تبعاً للعلاقة الآتية:

$$\bar{T} = \frac{E - 1.022 \text{ MeV}}{2} \quad (9)$$

عندما تتقارب طاقة الفوتون مع قيمة طاقة العتبة $m_e c^2$ ، ينطلق الإلكترون والبوزترون باتجاهين متعاكسين تقريباً، وعندما تكون طاقة الفوتون أكبر من طاقة العتبة، تنطلق الأزواج نحو الأمام، ويكون متوسط زاوية انبعاث الجسيمات بالنسبة إلى اتجاه حركة الفوتون الأصلي تقريباً:

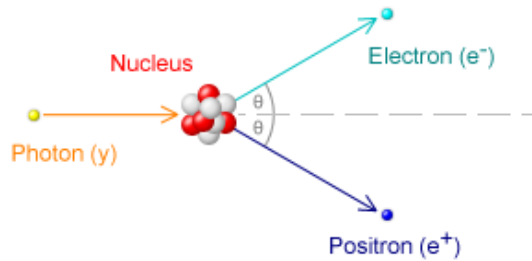
$$\bar{\theta} \cong \frac{m_e c^2}{\bar{T}} \quad (10)$$

يخضع احتمال حدوث عملية إنتاج الأزواج إلى نظرية بيث وهايتلر، ويزداد هذا الاحتمال بشكل سريع بازدياد طاقة الفوتون، ويتعلق بشدة بالعدد الذري وفق العلاقة الآتية:

$$\kappa \propto Z^2 \log E \quad (11)$$

ويعبر عن المقطع العرضي κ بالوحدة cm^{-2} .

إن توليد الأزواج يمكن أن يحدث باحتمال صغير في حقل إلكترونات الذرة أيضاً، ويجب أن تكون طاقة الفوتون أعلى من $4m_e c^2$. تعرف هذه العملية عادة باسم الإنتاج الثلاثي؛ إذ يتولد ثلاثة جسيمات عن هذا التأثير المتبادل: الإلكترون/البوزترون فضلاً عن الإلكترون المداري.



الشكل (1-3): إنتاج الأزواج [7].

1-2-1-4 -تبعثر ريليه [7] :

لا يفقد الفوتون طاقة في تبعثر ريليه، وفقط يعيد توجيه حركته من خلال زاوية صغيرة θ يتناقص احتمال حدوث هذه العملية بازدياد طاقة الفوتون الوارد والعدد الذري لمادة الوسط:

$$\sigma_R \propto \frac{Z^2}{(hv)^2} \quad (12)$$

تكمّن الأهمية النسبية لتبعثر ريليه في أنظمة الطاقة المنخفضة، حيث يسهم بنسبة قليلة في المقطع العرضي الكلي للتوهين، كما أن آلية توليد الأزواج لا تسهم في الجرعة؛ أي لا يتم نقل الطاقة خلالها، لذا تحظى بأهمية أكثر في تطبيقات التصوير الشعاعي منها في العلاج الإشعاعي.

1-3-3 - معاملات التوهين:

عندما تعبر الفوتونات من خلال المادة يمكن أن تخضع لإحدى أو لمجموعة من العمليات السابقة تبعاً لطاقتها، ويمكن أيضاً أن تنفذ من الوسط دون أن تخضع لأي عملية.

يعبر عن انتقال الإشعاع عبر المادة، المحكوم بقوانين الاحتمالية لكل وحدة مسافة يعبرها الفوتون، بما يُسمى معامل التوهين الخطي، ويرمز له بالرمز μ .

يعرف معامل التوهين الخطي بأنه المقطع العرضي الجهري (cm^{-1})، ويُعبر عنه بناتج جداء الكثافة الذرية ($N = \rho N_A / A$) بالمقطع العرضي الكلي المجهري (cm^{-2}) σ كما يأتي:

$$\mu = N\sigma_{\text{total}} \Leftrightarrow \mu = \frac{\rho N_A}{A} \sigma_{\text{total}} \quad (13)$$

يمكن التعبير عن تناقص عدد الفوتونات لحزمة ضيقة متماثلة الطاقة تسقط عمودياً على صفيحة مادية بسمك معين x بتابع أسي من الشكل:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (14)$$

حيث N_0 هو عدد الفوتونات في الحزمة الأولية الساقطة على الصفيحة.

يتم تمثيل معامل التوهين الخطي الكلي بشكل عام كمجموع معاملات التوهين الخطية لجميع التأثيرات المتبادلة الفردية للفوتونات بطاقة معطاة مع ذرات مادة معينة.

إن التأثيرات المتبادلة في مجال الطاقة العلاجية هي ثلاثة: التأثير الكهروضوئي، وتبعثر كومبتون، وإنتاج الأزواج؛ وبذلك فإن معامل التوهين الخطي الكلي نسبة إلى هذه العمليات هو مجموع معاملات التوهين الخطية الجزئية لكل من هذه العمليات:

$$\mu = \mu_{ph} + \mu_{comp} + \mu_{pair} = \frac{\rho N_A}{A} (\tau + \sigma + \kappa) \quad (15)$$

إذ تمثل μ_{ph} ، و μ_{comp} ، و μ_{pair} معاملات التوهين الخطي للتأثير الكهروضوئي، وتبعثر كومبتون، وإنتاج الأزواج على الترتيب. يُشار إلى المقطع العرضي المقابل الخاص من أجل هذه التأثيرات المتبادلة بواسطة τ و σ و κ .

يوضح الشكل (4-1) تبعية معاملات التوهين الكتلية والجزئية للماء (التأثير الكهروضوئي، وتبعثر كومبتون وإنتاج الأزواج، وتبعثر ريليه) لطاقة الفوتون الوارد.

يلاحظ من العلاقة (15) أن معامل التوهين الخطي يتناسب طردياً مع كثافة المادة. يُستخدم معامل التوهين الكتلي، μ / ρ (إذ تمثل ρ كثافة الكتلة الوسطية) لإزالة تبعية معاملات التوهين للكثافة.

يُقسم معامل التوهين الكتلي إلى جزأين:

- معامل نقل الطاقة (μ_{tr} / ρ) ويعبر عن نقل الطاقة إلى الجسيمات المشحونة،

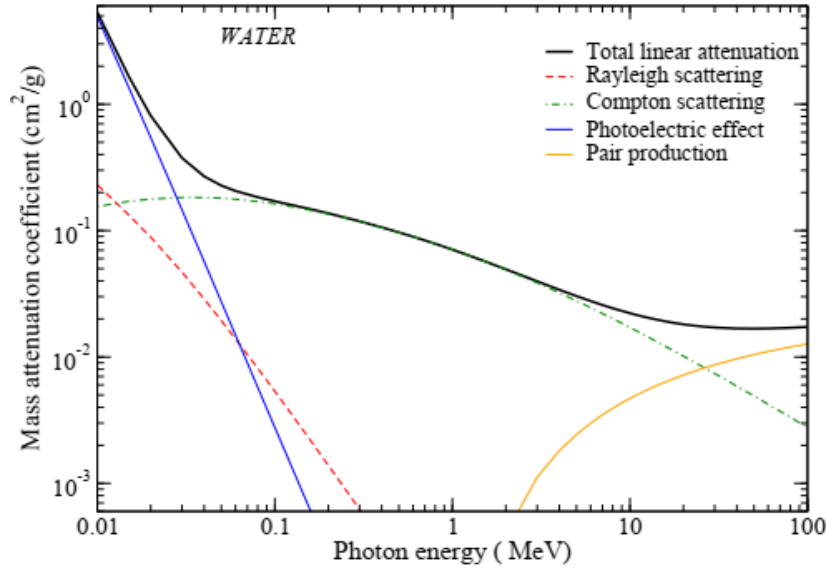
- معامل تبعثر الطاقة (μ_s / ρ) ويعبر عن الطاقة المحولة بالفوتونات المتبعثرة.

يمكن أن ينتقل جزء من الطاقة بواسطة عملية كبح الإلكترونات في الوسط. توصف هذه

العملية بمعامل امتصاص الطاقة الكتلي (μ_{en} / ρ) الذي يعطى بالعلاقة الآتية:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (16)$$

يشير المعامل g إلى نسبة طاقة الإلكترونات المفقودة في عملية الكبح، وهي ضئيلة جداً في حالة الفوتونات المنخفضة الطاقة، وتغدو مهمة من أجل الفوتونات عالية الطاقة والمواد ذات Z العالي .



الشكل (4-1): تبعية معاملات التوهين الخطية لطاقة الفوتونات في الماء (يكافئ أنسجة الجسم). يتم توضيح الإسهامات النسبية للعمليات الكهروضوئية، وتشتت كومتون، وإنتاج الأزواج. تم استخراج البيانات من قاعدة بيانات المقاطع العرضية للفوتون NIST/XCOM: www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm.

4-1- الهيمنة النسبية للتأثيرات الفردية:

يرتبط معامل التوهين الخطي بطاقة الفوتون وبالعدد الذري لمادة الوسط. يوضح الشكل (5-1) تبعية عمليات التفاعل المختلفة لطاقة الفوتون E والعدد الذري Z .

يلاحظ من هذه المنحنيات أن هناك احتمال متساوي للعمليات الكهروضوئية وكومتون (الأيسر)، وللعمليات كومتون وإنتاج الأزواج (الأيمن) من أجل قيمة معينة لطاقة الفوتون وللعدد الذري للماء.

يلاحظ وفقاً للشكل (5-1) أن التأثير الكهروضوئي يصبح مسيطراً في مجال الطاقة المنخفضة للفوتون، ومع ازدياد طاقة الفوتون، يغدو تأثير كومتون العملية الأهم، بينما إنتاج الأزواج هو الأكثر احتمالاً عند الطاقات العالية ($> 5 \text{ MeV}$)، ويلاحظ أن المنطقة الوسطية عريضة حيث يهيمن تبعثر كومتون بالنسبة للأوساط المنخفضة العدد الذري. وأن المجال من 20 KeV إلى 20 MeV يعود للماء والأنسجة ذات العدد الذري الفعال $Z_{\text{effective}} \approx 7.0$ ، ويؤكد هذا أن التفاعل الأكثر أهمية للفوتونات مع الأنسجة هو تبعثر كومتون بالنسبة لمعظم الدراسات العلاجية

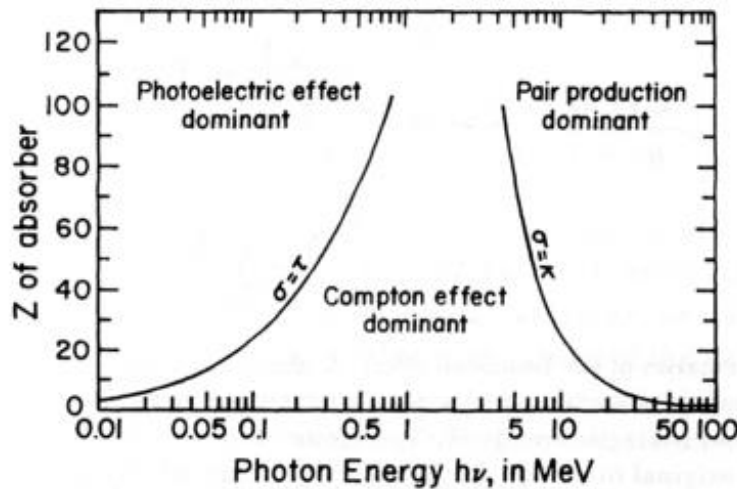
الإشعاعية، ومن ناحية أخرى، تزداد منطقة التأثير الكهروضوئي وإنتاج الأزواج من أجل المواد ذات العدد الذري المرتفع.

1-5- التأثيرات المتبادلة للإلكترونات والبوزترونات مع المادة [5]:

تؤدي الإلكترونات دوراً مهماً في الفيزياء الطبية، حيث تُستخدم مباشرة كحزم لعلاج السرطان، حيث تراكم الطاقة في المادة بواسطة الأشعة الفوتونية، ولذلك تضبط هذه الجسيمات المشحونة الجوانب التجريبية والنظرية في قياس جرعات الإشعاع.

وخلافاً عن الفوتونات التي يمكن أن تعبر المادة بدون أي تفاعلات على الإطلاق، فإن الجسيمات المشحونة بعبورها من خلال الوسط تفقد طاقتها بشكل تدريجي مستمر من خلال عمليات تأيين وإثارة الذرات، والتأثيرات الكولونية مع الحقل النووي إلى أن تتوقف بشكل كامل في الوسط.

تجدر الإشارة إلى اختلاف سلوك الإلكترونات والبوزترونات عند عبورها للمادة مقارنةً بالجسيمات المشحونة الثقيلة التي تخضع للنوع نفسه من التأثيرات المتبادلة، إلا أن الإلكترونات (والبوزترونات) وبسبب كتلتها الصغيرة، يمكن أن تفقد جزءاً كبيراً من طاقتها في اصطدام واحد مع إلكترون ذري ويمكن أيضاً أن تتبعثر بزوايا كبيرة نسبياً. وعلى عكس الجسيمات المشحونة الثقيلة، يمكن باحتمال كبير أن تنحرف الإلكترونات بشكل حاد، وتتباطئ في الوسط نتيجة إصدار فوتونات الكبح.



الشكل (1-5): الأهمية النسبية لأنواع الرئيسية الثلاثة للتأثيرات المتبادلة للفوتون. تظهر المنحنيات قيم Z و E التي يتساوى فيها نوعا التأثيرين [7].

1-5-1- أنواع آليات التأثيرات المتبادلة للإلكترونات والبوزترونات مع المادة [1] :

عندما تعبر الإلكترونات من خلال وسط مادي فإنها تتبادل التأثير من خلال قوى كولون مع النوى والإلكترونات المدارية. وتكون التصادمات التي تخضع لها مرنة (يتغير اتجاه حركتها فقط) أو غير مرنة (تتغير طاقتها). يتعلق نوع التأثير المتبادل بطاقة الإلكترون الوارد ومسافة اقتراب الإلكترون من الذرة؛ أي عامل التأثير b بدلالة نصف قطر الذرة a (الشكل (1-6)).

يمكن تصنيف التفاعلات غير المرنة إلى ثلاث مجموعات رئيسية:

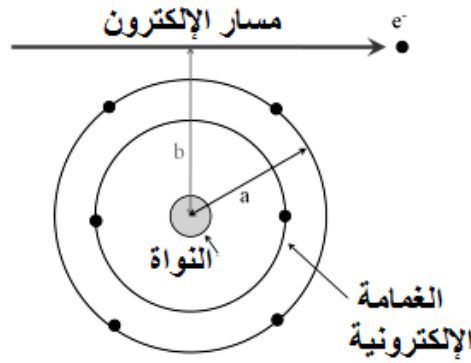
- التصادمات اللينة ($b \gg a$): يتأثر الإلكترون بمجال الذرة الكولوني الكلي، وهكذا تتشوه الذرة، وتثار إلى مستوى طاقة أعلى أو تتأين مع طرد إلكترون مداري. إن التأثير الصافي لهذا التصادم يمثل نقل كمية صغيرة جداً من الطاقة إلى ذرة من الوسط. تعود الذرة المثارة أو المتأينة إلى حالتها الأساسية مع انبعاث أشعة سينية مميزة أو إلكترونات أوجيه. إن هذه العملية هي الأكثر احتمالاً، وتمثل نصف الطاقة التي ينقلها الإلكترون إلى الوسط.

- التصادمات القاسية ($b \sim a$): يصبح تفاعل الإلكترون مع إلكترون مداري واحد للذرة أكثر احتمالاً، ويخرج هذا الإلكترون بطاقة كافية للانطلاق على مسافة معينة بعيداً عن نقطة التأثير المتبادل. يرمز لهذه الإلكترونات ذات الطاقة العالية بالرمز δ^- ، وتتميز بكونها نشطة بكفاية للخضوع لتفاعلات مشابهة لتلك التي تمر بها الإلكترونات الأولية، حيث تتأين وتثار الذرات. بالتشابه مع التصادمات اللينة، يمكن أن تتبعث الأشعة السينية المميزة أو إلكترونات أوجيه أو كليهما عن إثارة الذرة. بالرغم من حدوث التصادمات القاسية باحتمال أقل مقارنةً بالتصادمات اللينة، إلا أن الطاقة المفقودة بواسطة الإلكترونات الناتجة من كلا عمليتي التصادم متقاربة عموماً.

- التفاعلات الإشعاعية ($b \ll a$): وهنا تتفاعل الإلكترونات بشكل أساسي مع حقل النواة. تنحرف الإلكترونات، وتتسارع بواسطة الحقل الكهربائي لنواة الذرة، مما يؤدي إلى إصدار فوتونات الكبح. يتناسب احتمال حدوث هذا التفاعل طردياً مع Z^2 ، ومع الطاقة، وعكساً مع مربع كتلة الجسيم. وعلى هذا فالعملية الإشعاعية أكثر أهمية للإلكترونات منها للجسيمات المشحونة الثقيلة.

يتمتع إشعاع الكبح للإلكترون بطيف طاقة مستمر، وتساوي طاقته العظمى الطاقة الحركية للإلكترون المكبوح. يخضع حوالي 2-3% من الإلكترونات المارة بالقرب من النواة للعملية الإشعاعية.

فضلاً عن العملية الإشعاعية، يمكن أن يؤدي التأثير المتبادل للإلكترون مع النواة إلى تبعثر مرّن؛ إذ ينحرف الإلكترون عن اتجاه حركته الأصلي دون نقل أي طاقة إلى الوسط. تعد هذه العملية الأهم بالنسبة للإلكترونات لأنها تحدث في 98% من الحالات التي يمر فيها الإلكترون بالقرب من النواة، وهذا يمثل السبب الرئيسي وراء المسارات المتعرجة للإلكترونات. والتبعثر المرّن مهم بشكل خاص للمواد ذات العدد الذري العالي Z ؛ إذ أن المقطع العرضي لكل ذرة يتناسب مع Z^2 .



الشكل (1-6): معاملات تصادم إلكترون مع ذرة. a نصف القطر الذري الكلاسيكي، و b معامل التصادم [7].

1-5-2- طاقة الإيقاف والمدى [1] :

تتبادل الإلكترونات التأثير مع ذرات وجزيئات الوسط بواسطة قوة كولون وبالكبح، حيث تفقد الإلكترونات الطاقة باستمرار في أثناء مرورها عبر الوسط.

يُستخدم مفهوم مقدرة الإيقاف ($S = dE / dx$) التي تعبر عن كمية الطاقة المنقولة إلى الوسط لكل وحدة الطول من مسار الجسيم، الذي يُقدر بوحدة MeV/cm.

يُستخدم أيضاً مفهوم مقدرة الإيقاف الكتلية (S/ρ) التي تعبر عن معدل فقدان الطاقة لكل واحدة سمك كتلي من الطول الهندسي للمسار، وتعطى بالعلاقة الآتية:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} \quad (17)$$

وتُقدر بالوحدة MeV cm²/g.

تتكون مقدرة الإيقاف الكتلي (S/ρ) الكلية من مجموع حدين:

الأول: الفقد الناتج عن التأين بسبب التصادمات (لينة وقاسية) S_{coll} ،

والفقد بواسطة إشعاع الكبح S_{rad} :

$$S_{total} = S_{coll} + S_{rad} \quad (18)$$

وهذا التمييز للفقد مهم، وذلك لاختلاف الجرعة الممتصة في الوسط باختلاف نوع الفقد:

قد تتراكم الطاقة على طول الحجم المحيط بمسار التأين للإلكترون الناجم عن التصادم غير المرن مع الإلكترونات الذرية، ولكن يمكن أيضاً حمل الطاقة بعيداً عن نقطة التفاعل بواسطة أشعة الكبح أو أشعة دلتا (δ - ray) دون الإسهام المحلي في الجرعة الممتصة .

يُعبّر عن مقدرة الإيقاف الكتلي للإلكترونات الناجمة عن التصادمات وفق صيغة Bethe-Bloch المُعدلة بالعلاقة الآتية:

$$\left(\frac{S}{\rho} \right)_{coll} = \frac{2\pi r_e^2 m_0 c^2}{\beta^2} \left(\frac{N_A Z}{A} \right) \left[\ln \frac{\tau^2 (\tau + 2)}{2(I / m_0 c^2)} + F^\pm(\tau) - \delta - 2 \frac{C}{Z} \right] \quad (19)$$

مع

$$F^\pm(\tau) = 1 - \beta^2 + \left[\frac{\tau^2}{8} - (2\tau + 1) \ln 2 \right] / (\tau + 1)^2 \quad (20)$$

إذ يمثل r_e نصف قطر الإلكترون التقليدي، و m_0 كتلة الإلكترون، و $\beta = v / c$ نسبة سرعة الإلكترون v إلى سرعة الضوء c ، و $\tau = T_0 / m_0 c^2$ نسبة الطاقة الحركية للإلكترون إلى طاقته السكونية، و $N_A Z / A$ عدد الإلكترونات لكل غرام من الوسط، و I طاقة الإثارة الوسطية للذرات.

تم تصحيح الصيغة السابقة بواسطة عاملين مهمين عند الطاقات المرتفعة والمنخفضة جداً نسبياً: يمثل أحدهما حجب الإلكترونات البعيدة بسبب استقطاب الإلكترونات المدارية بواسطة المجال الكهربائي للإلكترون المتحرك، وهذا ما يسمى تأثير الكثافة، ويُرمز لهذا بالرمز δ أما مصطلح التصحيح الثاني الذي يخص الطاقة فهو أقل عادة، ويتعلق بالسرعة المدارية للإلكترون، ويسمى مصطلح الصدفة، ويمثله الحد C / Z في العلاقة (19).

تتناسب مقدرة الإيقاف عكساً مع طاقة الجسيم، وطرذاً مع مربع العدد الذري Z للمادة.

يُعبّر عن مقدرة الإيقاف الإشعاعي وفق Hitler من أجل طاقة الإلكترون حتى 100 MeV بالصيغة الآتية:

$$S_{\text{rad}} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{rad}} \propto \rho \left(\frac{e}{m_e} \right) Z^2 E_{\text{total}} \quad (21)$$

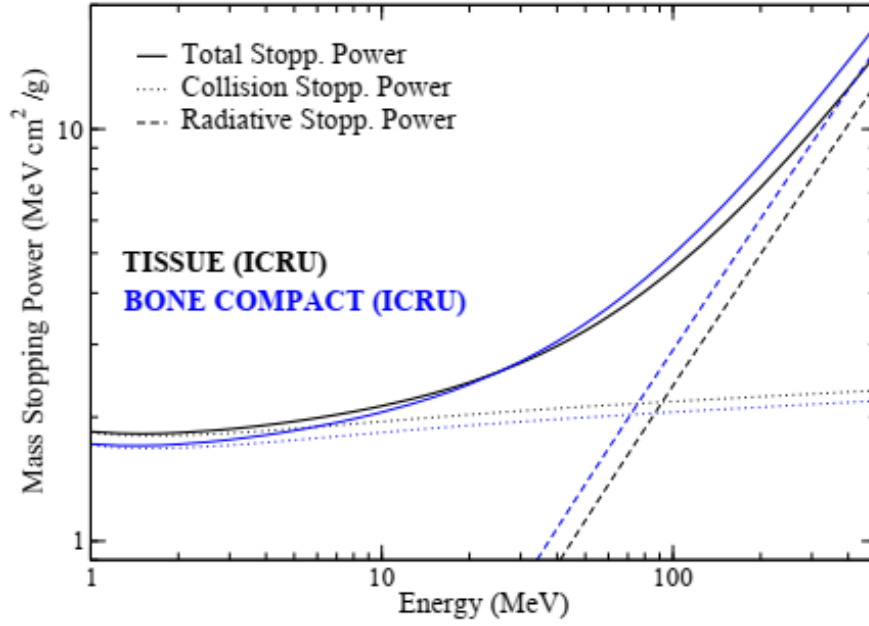
وهذا يعني أن المصطلح الإشعاعي لمقدرة الإيقاف يعتمد على الطاقة الكلية للإلكترون E_{total} ، ونوع النواة أي الكثافة ρ والعدد الذري Z .

يوضح الشكل (7-1) مقدرة الإيقاف للفقد بالتصادم والفقد الإشعاعي للأنسجة والعظام المدمجة (ICRU).

يلاحظ من الشكل (5-1) أهمية الإيقاف بالتصادم بالنسبة للأنسجة في مجال الطاقة المنخفضة (حتى 70 MeV)، بينما يكون الفقد بالتأثيرات الإشعاعية أكثر أهمية بدءاً من الطاقة 70 MeV، ويزداد بازدياد طاقة الإلكترون، كما وأن مقدرة الإيقاف الإشعاعي للعظم الأصم أكبر مما هي للماء بسبب تبعية هذا التأثير لـ Z^2 ، إلا أن مقدرة الإيقاف بالتصادم للعظام أقل مقارنةً بالأنسجة، ويمكن اعتبار أن مقدرة الإيقاف للأنسجة تساوي مقدرة الإيقاف للماء، لأن الفرق بين الوسيطين (العددين الذريين الفعالين) هو 1% فقط.

إن معظم تفاعلات الفقد بالتصادم والإشعاع تنقل في كل حدث جزء صغير فقط من الطاقة المحرصة، ومن الملائم أن نفترض أن الإلكترون المتحرك من خلال الوسط يفقد طاقته الحركية بشكل مستمر تدريجياً، وغالباً ما يشار إلى ذلك باسم التقريب المستمر للتباطؤ (CSDA). إلا أن التصادمات التي تحدث على طول مسار الإلكترون تخضع لنظريات الاحتمال، وثمة توابع إحصائية لعدد التصادمات، ولكمية الطاقة المفقودة في كل تصادم.

إذا أخذنا عدد من الجسيمات المتماثلة S_0 التي تتحرك في الوسط تحت نفس الشروط، فإنها لا تفقد نفس الطاقة أثناء عبورها لمنطقة معينة أو مجال معين. وتسمى هذه الظاهرة تباين فقد الطاقة. وبالمثل، يُعرف أيضاً تباين المسارات الذي يعكس اختلاف طول المسارات بالنسبة للجسيمات متماثلة الطاقة كنتيجة للتغيرات الإحصائية في معدلات فقد الطاقة.



الشكل (1-7): مقدرة الإيقاف الكلية للإلكترونات في الأنسجة (والماء، والفرق بينهما ضمن 1%)، والعظام المدمجة (ICRU). كما يتم توضيح المكونات التصادمية والإشعاعية لمقدرة الإيقاف. تم استخراج البيانات من قاعدة بيانات NIST/ESTAR (<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>).

نتيجة للعدد الكبير من التفاعلات التي يخضع لها الإلكترون (أو البوزترون) في أثناء حركته عبر الوسط، يمكن تحديد المسافة المتوسطة التي يقطعها الإلكترون قبل الوصول إلى السكون، ويُعبر عن ذلك بارتياح أو تباين المدى.

استناداً إلى تقريب CSDA، يُعرف مفهوم المدى من أجل الطاقة الأولية E_0 للإلكترون بواسطة إجراء تكامل لمقدرة الإيقاف الكلية:

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_0} \left(\frac{S_{total}}{\rho} \right)^{-1} dE \quad (22)$$

يمكن بشكل عام اعتبار أن المدى CSDA يُمثل تقدير جيد لمدى الإلكترونات، إلا أن هذا مجرد تقريب للقيمة الحقيقية، ولا ينبغي خلط هذا التقريب بعمق الاختراق في اتجاه معين. وفضلاً عن ذلك، فإن المدى الفعلي أصغر إلى حد ما، وذلك لتشكل جسيمات ثانوية بطاقة معينة، ومن جهة أخرى، ينخفض عمق الاختراق بشكل أكبر بسبب المسارات المنحنية للإلكترونات المتبعثرة في الوسط.

1-5-3- مقدة الإيقاف المحدودة [1]:

يحظى تحديد الطاقة المنقولة إلى موضع ما بأهمية كبيرة في تطبيقات قياس الجرعات الإشعاعية.

يمكن أن يعطي حساب الطاقة الممتصة في منطقة موضعية (التي تتضمن مقدة الإيقاف بالتصادمات القاسية واللينة) باستخدام مقدة الإيقاف الكتلية [العلاقة (17)] قيمة مبالغة. وقد تكون الأشعة الناتجة عن التصادمات الشديدة فعالة بما يكفي لتحمل طاقتها على مسافة كبيرة من مسار الإلكترون الأساسي، ومنه الخروج من منطقة الاهتمام، ولهذا تم إدخال مفهوم مقدة الإيقاف المحدودة للتصادم، والتي يشار إليه بالرمز L_{Δ} .

تُعرف هذه الكمية بأنها المعدل الخطي لفقدان الطاقة بسبب التصادمات التي لا يتجاوز فيها نقل الطاقة قيمة عتبة محددة Δ :

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\Delta} \quad (23)$$

لهذا المعامل أبعاد مقدة الإيقاف الخطية، وعادة ما يتم التعبير عنه بوحدة $(keV/\mu m)$.

تحظى مقدة الإيقاف المحدودة بأهمية خاصة لقياس الجرعات الأيونية؛ إذ تكون الفكرة الرئيسية هي قياس الطاقة الممتصة محلياً داخل حجم تجويف من الهواء في الغرفة (انظر أدناه الجزء المتعلق بنظرية التجويف)، ويتعلق مفهوم آخر لهذه الكمية بمحاكاة مونت كارلو؛ إذ يتم احتساب الجرعة الممتصة في بعض المناطق المحددة والصغيرة، وبذلك يصبح استخدام مقدة الإيقاف المحدودة أمراً أساسياً.

1-6- الوقاية الإشعاعية:

تتعرض معظم الكائنات الحية للإشعاع الناتج عن المصادر المشعة الطبيعية (الأشعة الكونية والإشعاع الصادر عن النكليدات المشعة الموجودة في الطبيعة) إلا أن معظم الكائنات الحية لا يشعر بذلك.

ولقد تعرض الإنسان لهذه المصادر المشعة عبر العصور دون معرفته بمدى تأثيرها، سواء كان هذا الأثر ضاراً أو مفيداً. أما اليوم فقد تم إنتاج العديد من المصادر المشعة بهدف استخدامها

في المجالات الطبية والصناعية والبحثية. يترافق معظم هذه المصادر المشعة رغم الحاجة الملحة إليها في الاستخدامات المذكورة، بآثار ضارة على الإنسان والبيئة، ومن هنا كانت الحاجة لتطوير طرائق وأساليب جديدة للتعامل مع المصادر الإشعاعية، للوقاية من أثارها السلبية والتعامل الآمن معها. وقد اهتمت المنظمات الدولية المعنية بأمور الوقاية من الإشعاعات المؤينة، كاللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP

(International Commission on Radiation Protection) واللجنة الدولية للوحدات والقياسات الإشعاعية ICRU

(International Commission on Radiation Units and measurement) بوضع تعاريف محددة للكميات الفيزيائية المستخدمة للتعبير عن التعرض للإشعاعات المؤينة وللجرعات الإشعاعية الناتجة عنه، وكذلك الوحدات المستعملة لقياس هذه الكميات، والتي تقوم على أساس العدد الإجمالي للإشعاعات التي تسقط على الوسط المادي المعين، وما تحدثه من تأثيرات في هذا الوسط، أي على أساس كمية الطاقة التي تودعها الإشعاعات في كتلة معينة، وعلى نوع هذه الإشعاعات. يُستخدم حالياً النظام الدولي (SI (System International للوحدات للتعبير عن الكميات الإشعاعية وإن كانت الوحدات القديمة مازالت مستعملة في كثير من المجالات [14].

1-6-1- وحدات الأشعة [11].

يعتمد التأثير البيولوجي للأشعة على:

1- الطاقة الكلية المفقودة أي على طاقة وشدة الأشعة.

2- التوزع المكاني للأزواج الأيونية المتشكلة أي على آلية التأثير المتبادل وعلى نوع

الإشعاع.

3- طبيعة النسيج الحي المشع.

1-6-2- المفاهيم العامة لقياس الجرعة الإشعاعية [5]:

كما ذكرنا سابقاً، إن نتيجة تفاعل الإشعاع مع المادة هو نقل كمية معينة من الطاقة إلى المادة من خلال عمليات التأين والإثارة. وبناءً على ذلك، فثمة العديد من الكميات والوحدات المختلفة المستخدمة بشكل شائع لوصف نقل الطاقة وتحديد كمياً.

وفرت اللجنة الدولية للوحدات والقياسات الإشعاعية (ICRU) الأسس المهمة لمفاهيم الجرعة في الستينات والسبعينات، حيث طورت وحدة التقييم مجموعة من الكميات والوحدات الأساسية في قياس الجرعات التي كانت تستخدم على نطاق واسع منذ عقود، وكانت حيوية لنجاح وتبادل المعلومات، ومقارنة النتائج.

نناقش بعض هذه المبادئ الأساسية، والكميات في سياق الإشعاع المؤين في الفقرات الآتية، وليس المقصود من هذا أن يكون مراجعة كاملة، بل هو بمثابة مقدمة موجزة تغطي الموضوعات المطلوبة في هذا البحث.

1-2-6-1- المقادير الأساسية لقياس الجرعة [5]:

يتم تعيين حقول الإشعاع بواسطة فئتين من الكميات الإشعاعية التي تشير عادة إما إلى عدد الجسيمات أو إلى الطاقة المنقولة بواسطة هذه الجسيمات، وتستخدم على نطاق واسع في التطبيقات العملية للإشعاع المؤين كونها توفر وصفاً كاملاً للحقل.

نعتمد بعض الكميات الإشعاعية الموصوفة أدناه لتوصيف الحزم الإلكترونية والفوتونية المستخدمة في هذا البحث.

التدفق Fluence: يعبر تدفق الجسيمات ϕ عن عدد الجسيمات dN التي تعبر وحدة المقطع العرضي dA لكرة:

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (24)$$

ويقدر التدفق بوحدة particle/m^2 .

قدم Roesch و Attix تعريفاً إضافياً لوصف بسيط لحقل الإشعاع، ويطلق عليه الانبثاق المستوي. يُعرّف الانبثاق المستوي بأنه عدد الجسيمات التي تعبر مستوي محدد لكل وحدة مساحة، وخلافاً للانبثاق، تتعلق هذه الكمية بزاوية سقوط الحزمة الجسيمية.

تدفق الطاقة Fluence Energy: تدفق الطاقة ψ هو مقياس لكمية الطاقة الكلية التي تدخل أو تخرج من خلال حجم صغير، وتعرف بالعلاقة:

$$\psi = \frac{dR}{dA} \quad (25)$$

حيث: dR - هو تغير الطاقة المشعة من خلال المقطع العرضي dA من حجم الكرة. ويعبر عن تدفق الطاقة بوحدة Joule/m^2 .

نعني بمصطلح الطاقة الإشعاعية R الطاقة المنبعثة أو المنقولة أو الداخلة بواسطة جميع الجسيمات المؤثرة إلى الحجم الكروي (أو التي تضرب الحجم الكروي).

إذا كان للجسيمات نفس الطاقة، فتدفع الطاقة هو ناتج ضرب تدفق الجسيمات ϕ بطاقة الجسيم E :

$$\psi = \frac{dN}{dA} E = \phi E \quad (26)$$

إذا تكونت الحزمة من جسيمات متعددة الطاقة بطيف طاقة محدد، فيجب التثقيل بعدد الجسيمات من كل مجال للطاقة، أي إدخال مفهوم طيف تدفق الطاقة $\psi_E(E)$:

$$\psi_E(E) = \frac{d\psi}{dE}(E) \quad (27)$$

1-6-2-2-كيرما Kerma [1]:

إن الإشعاع المؤين، ينقل الطاقة بشكل غير مباشر إلى جسيمات مشحونة ثانوية، والتي تطلق طاقتها لاحقاً في الوسط بكمية محددة.

تنتقل الفوتونات الطاقة إلى إلكترونات الوسط أولاً، ثم تودع هذه الإلكترونات الطاقة في الوسط من خلال عمليات تأين وإثارة الذرات، ويتم وصف هذه الخطوة لنقل الطاقة من الفوتونات إلى الإلكترونات بواسطة كمية تُسمى "كيرما"، وهي الطاقة الحركية للجسيمات لكل وحدة كتلة.

ترتبط الكيرما بالطاقة الحركية لجميع الجسيمات المشحونة المحررة بواسطة جسيمات غير مشحونة، وتُعرّف بالعلاقة:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (28)$$

حيث: $-dE_{tr}$ القيمة المتوقعة للطاقة المنقولة إلى الجسيمات المشحونة في حجم محدود V عند نقطة P ، $-dm$ كتلة الحجم V الذي تم نقل الطاقة إليه.

إن وحدة $kerma$ هي نفسها وحدة الجرعة الممتصة أي الغراي ($Gy=1 J/1 kg$).

كما ذكر سابقاً يمكن أن تفقد الإلكترونات العابرة للوسط الطاقة من خلال آليتين رئيسيتين: التصادمات (اللينة والقاسية) والتفاعلات الإشعاعية.

تراعي الكيرما بالحسبان الطاقة الحركية التي تأخذها الجسيمات المشحونة، ولذلك يتم فقد الطاقة بواسطة الإلكترونات في كل عملية من العمليات السابقة، وبذلك يمكن تجزئة الكيرما إلى حدين مختلفين:

$$K = K_C + K_r \quad (29)$$

إذ يعزى كل من K_C و K_r إلى التأثيرات المتبادلة بالتصادم والإشعاع على الترتيب.

1-6-2-3- الجرعة الممتصة Absorbed Dose [10]:

إن الجرعة الممتصة D هي الكمية الرئيسية فيما يتعلق بالتأثيرات السريرية لتفاعل الإشعاع مع المادة. يرتبط هذا المفهوم بكافة أنواع الإشعاع المؤين المباشر كالإلكترونات، وغير المباشر كالفوتونات.

وفقاً لتقرير ICRU(1980) تعرف الجرعة الممتصة بأنها متوسط الطاقة المنقولة بواسطة الإشعاع المؤين إلى المادة الممتصة ذات الكتلة dm :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (30)$$

إن وحدة الجرعة $d\epsilon$ هي غراي (Gy).

تجدر الإشارة إلى أن الطاقة المدرجة في تعريف الجرعة الممتصة هي الطاقة المنقولة فعلياً من الإشعاع إلى المادة بغض النظر عن نوع الإشعاع.

يشمل مفهوم الكيرما آثار التفاعلات الأولية للإشعاع مع المادة، بينما تشمل الجرعة الممتصة جميع الآثار الناتجة عن تفاعل الجسيم مع الوسط.

بالرغم من الاختلاف في تعريف الكيرما والجرعة الممتصة، إلا أنهما ترتبطان بشكل وثيق ولاسيما بجزء التصادم للكيرما (K_c)، ومعروف أن امتصاص الطاقة لا يحدث في نفس مكان نقل الطاقة الموصوفة بالكيرما، وترتبط هاتين الكميتين ببعضهما عندما تتحقق ظروف التوازن للجسيم المشحون (CPE) الموجود عند نقطة حساب الجرعة؛ وظروف التوازن تعني استبدال كل جسيم مشحون بطاقة محددة يغادر الحجم بجسيم آخر مماثل يدخل إلى نفس الحجم.

إن المزيد من التفاصيل حول شروط CPE موضحة لاحقاً وفي ظروف التوازن يمكن أن تتحقق العلاقة الآتية:

$$D \equiv K_c^{CPE} \quad (31)$$

1-6-2-4-التعرض Exposure [9]:

يُعرف التعرض X تبعاً لـ ICRU بأنه حاصل قسمة dQ على dm ؛ إذ تمثل dQ القيمة المطلقة للشحنة الكلية للأيونات المتشكلة في الهواء من إشارة واحدة، و dm كتلة الهواء حيث جميع الإلكترونات التي تنتجها الفوتونات تتوقف تماماً في dm أي أن:

$$D = \frac{dQ}{dm} \quad (32)$$

يُقدر التعرض بجملة الوحدات الدولية بـ Coul/kg .

يقدم التعرض بعض القيود في تعريفه:

الأول: هو أن التعرض يجب أن يحدث في الهواء ولا يمكن التحدث عنه داخل المواد الأخرى.

ثانياً: يُعرف التعرض فقط للفوتونات (أشعة x و γ) ولطاقات أكبر من 3MeV بسبب الحاجة إلى توازن الجسيمات المشحونة.

يمكن أيضاً التعبير عن التعرض من أجل الفوتونات من حيث التصادم K_c في الهواء على النحو الآتي:

$$X = (K_c)_{air} \left(\frac{e}{W} \right)_{air} \quad (33)$$

حيث: e / W - مقلوب الطاقة الوسطية الضرورية لتشكيل زوج أيوني في الهواء .

إن النسبة $(W / e)_{\text{air}}$ تساوي مقداراً ثابتاً بالنسبة للهواء الجاف، وتبلغ 33.97 J/C.

يمكن أيضاً كتابة العلاقة الآتية بين الجرعة في الهواء والتعرض في ظل ظروف توازن الجسيمات المشحونة:

$$D_{\text{air}} = (K_c)_{\text{air}} = X \left(\frac{W}{e} \right)_{\text{air}} \quad (34)$$

1-6-2-5- توازن الجسيمات المشحونة [10]:

يُعد توازن الجسيمات المشحونة (CPE) من المفاهيم المهمة لقياس الجرعات الخارجية، وخاصة للأشعة الفوتونية، حيث يسمح بتوطيد العلاقات بين بعض الكميات الأساسية.

إن توازن الجسيمات المشحونة يعني أن هناك توازن للطاقة في الفراغ ثلاثي الأبعاد. ويحدث هذا التوازن في حجم ما V مثلاً عند استبدال كل جسيم مشحون يغادر الحجم V من نوع وطاقة معينة بجسيم آخر مماثل له نوعاً وطاقةً يدخل إلى الحجم V .

إن إحدى النتائج المهمة لشروط CPE هي التكافؤ بين الجرعة الممتصة وبين الكيرما. ولا يؤدي نقل الطاقة (كيرما) من الحزمة الفوتونية إلى جسيمات مشحونة في موقع معين إلى امتصاص الطاقة في نفس الموقع من الوسط (جرعة ممتصة)، وذلك لمحدودية مدى الإلكترونات الثانوية الصادرة عن التأثيرات المتبادلة للفوتونات.

يمكن استنتاج علاقة بين الكمييتين السابقتين عند وجود توازن إلكتروني عند نقطة الحساب. بما أن الفوتونات (الموافقة لتبعثر كومتون أو الناشئة عن فناء الأزواج) في معظم الحالات تترك الحجم المدروس، فيمكن ربط الجرعة الممتصة بالكيرما التصادمية K_c بوساطة العلاقة (31).

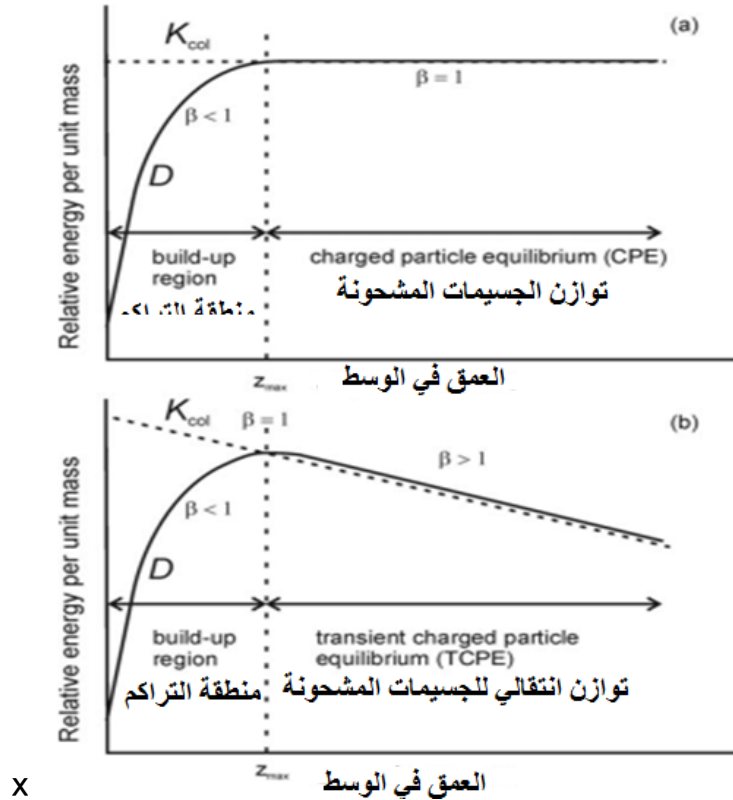
إن توازن الجسيمات المشحونة لا يتحقق بشكل عام في معظم الحالات الواقعية. فهناك حالتين واضحتين لا نتوقع أن يتحقق فيها هذا التوازن:

- 1) منطقة تراكم الحزمة، حيث تزداد الجرعة قبل أن تتناقص بشكل كبير،
- 2) بجوار حواف انتهاء الحزمة، عند المسافة بين حافة الحزمة والنقطة المدروسة وهي منطقة أكبر من منطقة الإلكترونات الثانوية (منطقة الظل الناقص).

يوضح الشكل (8-a) العلاقة بين الجرعة الممتصة D والكيرما K_c عند دخول حزمة فوتونية إلى الوسط. يلاحظ من الشكل (8-a) أن الطاقة الممتصة (الجرعة الممتصة) أصغر من الطاقة المنقولة (كيرما) عند سطح الدخول إلى الوسط أو بجواره، وأن الكيرما في البداية أعظمية عند السطح المشع للمادة، وذلك لضخامة تدفق الجسيمات عند هذه النقطة، وعندما تتغلغل الحزمة الفوتونية في الوسط، يزداد تدفق الجسيمات المشحونة، ولذلك تزداد الجرعة الممتصة مع العمق وتصل إلى قيمة أعظمية (Z_{max}).

إذا لم تخضع الحزمة الفوتونية للتوهين، فإن التوازن الإلكتروني (CPE) يتحقق بعد العمق Z_{max} ، وتغدو الكيرما مساوية للجرعة الممتصة. إلا أن تحقيق تدفق موحد للجسيمات على امتداد العمق صعب واقعياً، وذلك بسبب انفراج الحزمة الفوتونية وتوهينها في الوسط.

لا تتحقق المساواة بين K_c و D على عمق يتجاوز Z_{max} ، إلا أن هناك علاقة ثابتة بين الكميتين الشكل (8-b). تقلل عملية التوهين شدة الحزمة، ولذلك تصبح الطاقة الممتصة (الجرعة الممتصة) أكبر من نقل الطاقة (كيرما) [10].



الشكل (8-1): تبعية الجرعة الممتصة وكيرما التصادم لحزمة فوتونية للعمق في وسط، حيث $\beta = D / K_{c0}$.

1-6-2-6- The Equivalent Dose H الجرعة المكافئة

تصف الجرعة المكافئة التأثير البيولوجي لنوع معين من الأشعة. كانت تدعى قديماً قبل عام 1990 بمكافئ الجرعة ويرمز له D_{eq} Dose Equivalent وتعرف بأنها مجموع جداءات الجرعة الممتصة لنوع معين من الإشعاعات R بمعامل النوعية Q (Quality Factor) أو ما يسمى التأثير البيولوجي النسبي RBE (Relative Biological Effectiveness) الذي يعتمد على نوع الأشعة وقدرتها على إحداث التأين كما هو مبين في العلاقة التالية:

$$D_{eq} = \sum_R Q D_{T,R}$$

ومن أجل كل نوع من أنواع الأشعة يوجد معامل نوعية خاص بها فمن أجل الأشعة السينية وأشعة غاما وأشعة بيتا يساوي إلى الواحد، ومن أجل النترونات الحرارية يساوي إلى ثلاثة، ومن أجل جسيمات ألفا والنترونات السريعة يساوي إلى عشرين.

وحديثاً عمدت ICRP في تقريرها رقم 60 في عام 1991 إلى استبدال معامل النوعية Q بالمعامل الوزني للإشعاع W_R (Radiation Weighting Factor) واستبدلت مكافئ الجرعة D_{eq} بالجرعة المكافئة H_T لنسيج أو لعضو ويبين الجدول (1-1) القيم التي يأخذها المعامل الوزني للإشعاع في حالة الإشعاعات ذات الطاقات المختلفة [17]:

الجدول (1-1): القيم المختلفة للمعامل الوزني للإشعاع.

نوع الإشعاع والطاقة	المعامل الوزني للإشعاع W_R 2007 (ICRP)
الفوتونات بمختلف الطاقات	1
الإلكترونات، الميونات	1
البروتونات، البيونات المشحونة	2
النترونات أصغر من 10 KeV	5
النترونات ذات الطاقة (10 KeV - 100 KeV)	10
النترونات أكبر من (100 KeV - 2 MeV)	20
النترونات أكبر من (20 MeV - 2 MeV)	10
النترونات أكبر من 20 MeV	5
جسيمات ألفا ونواتج الانشطار النووية، الأيونات الثقيلة	20

وبذلك تصبح علاقة الجرعة المكافئة:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

حيث: $D_{T,R}$ تشير إلى الجرعة الممتصة لنوع معين من الإشعاعات في عضو من أعضاء الجسم البشري، W_R هو المعامل الوزني للإشعاع. وإن وحدة الجرعة المكافئة في جملة الواحدات القديمة هي الريم REM وهي تأثير راد واحد مودع بالأشعة السينية أو أشعة بيتا أو أشعة غاما، وكما أدخلت في جملة الواحدات الدولية SI واحدة السيفرت Sv (Sievert) وهي تأثير غراي واحد مودع بالأشعة السينية أو أشعة بيتا أو أشعة غاما، والعلاقة بين الريم والسيفرت هي:

$$1\text{Sv} = 100 \text{ REM}$$

وتدعى قيمة الجرعة المكافئة عند نقطة معينة من النسيج أو العضو خلال واحدة الزمن بمعدل الجرعة المكافئة :

$$H'_T = \frac{dH_T}{dt}$$

وواحدات معدل الجرعة المكافئة (ريم/ ساعة) أو (سيفرت/ ساعة).

1-6-2-7- الجرعة الفعالة The Effective Dose.

الجرعة الفعالة للجسم ككل هي عبارة عن مجموع حاصل جداء الجرعة المكافئة لكل نسيج أو عضو H_T في المعامل الوزني للنسيج أو العضو w_T The tissue weighting factor الذي يمثل الإسهام النسبي للعضو أو النسيج المعين في الضرر الكلي للتأثيرات الإشعاعية الناتجة عن تشعيع كامل الجسم البشري وتعطى بالعلاقة التالية:

$$E = \sum_T W_T H_T$$

وبيين الجدول (2-1) قيم المعامل الوزني للنسيج لبعض أعضاء الجسم البشري المحددة [17]:

الجدول (1-2): قيم المعامل الوزني للنسيج لأعضاء الجسم البشري.

المجموع الكلي	W_T	عدد الأعضاء	العضو
0.72	0.12	6	المعدة، القولون، الثدي، نقي العظام الأحمر، الرئة، باقي أعضاء الجسم
0.08	0.08	1	الغدة التناسلية
0.16	0.04	4	المرى، الغدة الدرقية، الكبد، المثانة
0.04	0.01	4	سطح العظم، الجلد، الدماغ، الغدة اللعابية

وقد تم إيجاد هذه الأرقام من مجموعات بشرية مرجعية لكل من الجنسين (الذكور والإناث)، وبأعمار مختلفة وبذلك تستخدم هذه العوامل للمهنيين ولعموم الجمهور من كافة الأعمار.

إن واحدة الجرعة الفعالة هي الريم في جملة الواحدات القديمة والسيغرت في جملة الواحدات الدولية (SI) كما هو الحال بالنسبة للجرعة المكافئة.

ملاحظة: إن الفرق بين الجرعة والتعرض هو أن الجرعة تقيس مقدار الطاقة المودعة بواسطة الأشعة في المادة بغض النظر عن طبيعة كلٍّ من الأشعة أو المادة في حين أن التعرض يقيس كمية الأشعة الكهرومغناطيسية بشكل خاص بواسطة تأثيرها على الهواء.

1-6-2-8- الجراحة العظمى المسموح بها.

لقد أوصت الهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية (ICRP 2007) بالحدود العظمى لمعدل الجرعة الفعالة والجرعة المكافئة للعاملين بالأشعة (المهنيين) وللأشخاص غير العاملين (الجمهور)، وذلك بوحدة $mSv \cdot year^{-1}$ [17].

1-8-2-6-1- حدود الجرعة الفعالة والجرعة المكافئة للعاملين.

يقيد التعرض المهني للعاملين بالحدود التالية :

- 1- جرعة مكافئة لعدسة العين للعاملين قدرها 150 mSv في السنة وللأطراف (اليدين والقدمين) والبشرة 500 mSv في السنة كما هو مبين في الجدول (3) [17].

2- جرعة فعالة للعاملين قدرها 20 mSv كما هو مبين في الجدول (4-1)، يسمح في ظروف خاصة بجرعة فعالة حتى 50mSv في سنة واحدة على ألا يتجاوز متوسط الجرعة الفعالة عبر خمس سنوات متعاقبة 20mSv في السنة. [17]

بالنسبة للذين تتراوح أعمارهم بين السادسة عشرة والثامنة عشرة ، والذين يمكن أن يتعرضوا للإشعاع من خلال التدريب أو الدراسة، فيجب الحدّ من تعرّضهم المهني بحيث لا يتجاوز الحدود التالية:

جرعة فعالة قدرها 6mSv في السنة، وجرعة مكافئة تتلقاها عدسة العين قدرها 50mSv في السنة والبشرة والأطراف 150mSV في السنة.

بالنسبة للعاملة الحامل: يُحدّد تعرّض العاملة الحامل بحيث لا تتجاوز الجرعة المكافئة لسطح البطن خلال الفترة الممتدة من إعلان حملها إلى حين انتهاءه 2mSv.

1-6-2-8-2- حدود الجرعة الفعالة والمكافئة للجمهور.

1- الحد السنوي للجرعة المكافئة لعدسة العين للجمهور 15mSv في السنة وللأطراف (اليدين والقدمين) والبشرة 50mSv في السنة كما هو مبين في الجدول (3-1) [17].

2- حد الجرعة الفعالة 1mSv في السنة عند تعرض الجسم بأكمله لمجال إشعاعي منتظم كما هو مبين في الجدول (4-1)، ويسمح في ظروف خاصة بجرعة فعالة حتى 5mSv شريطة ألا يتجاوز متوسط الجرعة الفعالة عبر خمس سنوات متعاقبة 1mSv في السنة [17].

الجدول (3-1): حد الجرعة المكافئة.

الجمهور (mSv.year ⁻¹)	العاملين (mSv.year ⁻¹)	حد الجرعة المكافئة
15	150	عدسة العين
50	500	البشرة
50	500	الأطراف

الجدول (4-1): حد الجرعة الفعالة.

الجمهور (mSv.year ⁻¹)	العاملين (mSv.year ⁻¹)	حد الجرعة الفعالة
1	20	الجسم البشري

1-6-2-3- حدود جرعة مساعدى المرضى.

يقيد تعرض الأشخاص الذين يقومون بزيارة المرضى أو بمساعدتهم طوعية وليس من خلال عملهم أو وظيفتهم بالحدود التالية [17]:

1- 5mSv خلال فترة التشخيص لأي مرض أو خلال علاجه.

2- بالنسبة للزوار الأطفال: يجب تقييد الجرعة إلى أقل من 1mSv في السنة.

1-6-3- المبادئ الثلاثة للوقاية من الإشعاع

(The three principle of radiation protection)[18].

تعتبر اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع مؤسسة مستقلة غير حكومية تأسست سنة 1928 ومهمتها بالدرجة الأولى تقييم المعلومات المتعلقة بالتأثيرات البيولوجية الناجمة عن الإشعاع وذلك عن طريق توفير الوقاية أو الحماية من المخاطر الناجمة عن استخدام الإشعاعات في كافة المجالات، وذلك من خلال التوجيهات والتوصيات العامة المتعلقة بمقادير حدود الجرعات الإشعاعية للعاملين في الحقل الطبي وعامة الناس إضافة إلى حماية البيئة.

في عام 1995 أصدرت اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع ثلاثة مبادئ أساسية تعتبر كنظام لتحقيق الوقاية والأمان في الممارسة الإشعاعية عند استخدامها في حقول مختلفة وذلك من أجل تقليل التعرض الإشعاعي للأشخاص والحد من الجرعة الإشعاعية التي أوصت بها اللجنة. ومن هذا المنطلق تم نهج الوقاية والأمان على أساس المبادئ الثلاثة التي تتضمن ما يلي:

1-التبرير (Justification): وهذا يعني أن أي إجراء يتضمن التعرض للإشعاع يجب

أن ينطوي على أن الفوائد التي سيجنيها الأفراد المعرضون أو الجمهور تفوق كثيراً أية أضرار قد يعانون منها، وذلك لحماية المجتمع من المخاطر التي يتكبدها من جراء التعرض للإشعاع مع الأخذ بعين الاعتبار العوامل الاجتماعية والاقتصادية. وعلى هذا الأساس فإن الجرعة الناتجة عن التشخيص (Diagnosis) والعلاج الطبي (Medical treatment) تعتبر مبررة لكون الفوائد التي تتجم عنها تفوق مخاطرها أو أضرارها.

2- التحسين (الأمثلية : Optimization) أي إنه من الضروري السعي لتخفيض كميات التعرض للإشعاعات الناجمة عن الممارسة الإشعاعية إلى أدنى مستوى ممكن تحقيقه، وهذا ما يعرف بمبدأ أو فكرة ألالا (ALARA: As Low As Reasonably Achievable) أي بمعنى تطبيق مبدأ ألالا إلى (أدنى حد معقول ممكن تحقيقه) مع أخذ العوامل الاجتماعية والاقتصادية في الحسبان. لذا فمن الأفضل استخدام أقل كمية من الأشعة تفي بالغرض المطلوب خاصة في المجال الطبي.

3-حدود الجرعة (Dose limitation) وهذا ينطوي على تحديد الحدود القصوى للجرعات الإشعاعية الفعالة أو المكافئة والمسموح بها والتي يتلقاها العاملون في الحقل الإشعاعي، إضافة الى أفراد الجمهور من خلال الحالات المختلفة للتعرض الإشعاعي الصادرة من مصادر مشعة من صنع الإنسان أي مصادر اصطناعية. علما بأن هذا المبدأ لا ينطبق على حالات التعرض الطبي أثناء التشخيص أو العلاج.

إشارة إلى ما ذكر أعلاه فإن الغرض من هذه المبادئ هو الالتزام بالمتطلبات الأساسية وعلى نطاق واسع من أجل الوقاية (Protection) أو الأمان (Safety) ضد المخاطر المرتبطة بالتعرض للإشعاع المؤين مع ضمان جميع أنواع المصادر المشعة وسلامتها. نستنتج من جوهر المبادئ الأساسية الثلاثة للممارسات الإشعاعية ما يلي [18] :

أولاً: إنّ الفوائد المستمدة من الممارسة (Practice) الإشعاعية يجب أن تفوق الأضرار .
ثانياً: في أي تعرض أو استخدام إشعاعي يجب الإبقاء على الحد المعقول الذي يمكن تحقيقه
ثالثاً: أي تعرض يجب أن لا يتجاوز الحد الأقصى للجرعات الفعالة المسموح بها.

من المعلوم أنه بالإمكان تلافي مخاطر الإشعاع والتقليل من الأخطار البيولوجية على جسم الإنسان الحي، وذلك باستخدام واتباع وتطبيق التوصيات والإرشادات الصحيحة. على سبيل المثال: تطبيق القواعد الثلاث وهي جعل زمن (مدة) التعرض الإشعاعي أقل ما يمكن، زيادة المسافة والابتعاد قدر الإمكان عن مصدر الإشعاع واستخدام الحاجز الواقي والمناسب بين المصدر الإشعاعي والكائن الحي، إضافة الى الالتزام بالضوابط والقوانين والتي تنص عليها التوصيات الصادرة عن اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع وهيئات أخرى من ذوي الخبرة والاختصاص.

ومن هذا المنطلق يأتي الدور المهم في التطبيق باتخاذ أو اتباع الإجراءات (Actions) الوقائية والتدابير اللازمة والضرورية وحسب الدليل المصمم والخطة العامة المتبعة والمتوفرة في أغلب المستشفيات أو المفاعلات النووية أو جهات أخرى لها صلة بالأمر وذلك في حالة حصول تلوث Contamination إشعاعي أو في حالات الطوارئ Emergency والحوادث Accidents الإشعاعية أو التعرض للإشعاعات المؤينة بكميات عالية من مصادر نفايات المنشآت النووية. فمن الضروري الالتزام باتخاذ القرار الصائب وتقييم المنافع والعمل من أجل تنفيذ الخطّة المطلوبة لتوفير الوقاية أو لحماية العاملين في حقل الإشعاع والمرضى وعامة الناس Public وحماية البيئة وضمان سلامة وأمان الأجهزة المنتجة للأشعة والمواد المشعة من أجل تحقيق الوقاية والأمان المنشودين [18].

1-6-4- أنواع التعرضات الإشعاعية (Type of radiation exposures)

1-التعرض الطبي (Medical exposure) [15]:

هو التعرض الذي يصيب المرضى أثناء التشخيص أو المعالجة إما لكامل الجسم أو التعرض الموضعي للإشعاع.

2-التعرض المهني (Occupational exposure) [15]:

ويشمل كافة تعرضات العاملين في الحقل الإشعاعي خلال فترة عملهم ومن ضمنهم المهنيين (غير الإداريين) والطلاب والمتطوعين في الأبحاث الإشعاعية إضافة إلى النساء الحوامل. علماً بأن الإشعاعات التي يتعرض لها العاملون خلال فترة عملهم لا تتضمن الإشعاعات الناجمة عن الخلفية الإشعاعية (Radiation background). وللعلم أن كلّ شخص في الولايات المتحدة الأمريكية يتلقى جرعة بمعدل 360 mREM في السنة من الخلفية الإشعاعية الناجمة بنسب مختلفة من المصادر الطبيعية ومن الاستعمالات الطبية ومصادر من صنع الإنسان.

3- تعرض الجمهور (Public exposure) [15]:

ويشمل أي فرد من الجمهور أو عامة الناس باستثناء أولئك الخاضعين للتعرض الطبي أو المهني. وعلى سبيل المثال يشمل ذلك زائري المرضى، عوائل المرضى، الأصدقاء أو الأقارب من المتطوعين في مواساة أو مساعدة المريض.

1-7- الأجهزة والأدوات وإجراءات القثطرة:

القثطرة القلبية هي إجراء يُستخدم لتشخيص أمراض القلب والأوعية الدموية وعلاجها. [19]

1-7-1- الأجهزة والأدوات:

1-جهاز القثطرة : [19,20]



الشكل (9-1): جهاز القثطرة[19].

-مبدأ عمل جهاز التنظير الإشعاعي(Fluoroscopy) :

يُعتبر أنبوب الأشعة السينية (X-Ray tube) الجزء الأساسي الأكثر أهمية في جهاز تصوير الأوعية الدموية وفي جميع أجهزة التصوير الأخرى بالأشعة السينية، وتعمل معظم أجزاء ودارات الجهاز الكهربائية على تزويده بما يحتاجه في إنجاز عمله، بينما تعمل باقي الأجزاء على تحسين أداء الجهاز وجعله أكثر دقة وسهولة في إنجاز الغرض المرجو منه.

تتكون الأجهزة المستخدمة في مُختبرات القثطرة القلبية بشكل رئيسي من:

1-أنبوب الأشعة السينية.

2-وحدة التغذية والدارات الكهربائية اللازمة لعمل الأنبوب:

كدارات توليد الجهد العالي والجهد المنخفض بالإضافة إلى دارات التقويم، حيث تعمل هذه الدارات على رفع قيمة الجهد من مرتبة الفولط إلى مرتبة الكيلو فولط بالإضافة إلى أنها تعمل على تقويم الجهد المتناوب قبل تطبيقه بين قطبي أنبوب الأشعة السينية.

3-وحدة التحكم والسيطرة:

يتحكم الطبيب من خلال وحدة التحكم والسيطرة بجميع معاملات تشغيل الأنبوب (كالجهد kV ، والتيار mA، عرض النبضة ms ، معدل النبضات pulse/s ، نمط التنظير، مساحة الحقل الإشعاعي FOV ، المرشحات، ومساحة بقعة المحرقة الخ) بالإضافة إلى المعاملات الخاصة بنظام التصوير وشاشات العرض كمعدل الإطارات frame/s وزمن تكامل الصورة والكثافة الضوئية على المستقبل، كما وتُمكن المشغل من التحكم الميكانيكي بحركة الذراع المقوسة الحاملة لكل من أنبوب الأشعة والمستقبل بالإضافة إلى التحكم بحركة طاولة المريض.

4-نظام التصوير:

يشمل نظام التصوير معزز الصورة (Image Intensifier) والكاميرا CCD وشاشات المراقبة (monitor).

5-بعض الحواسيب والنظم البرمجية والرقمية المكملة لعمل الجهاز.

يتكون أنبوب الأشعة السينية من أنبوب إلكتروني مُفرغ بشكل جيد من الهواء ومصنوع إما من الزجاج المقاوم للحرارة Pyrex glass أو من المعدن، ويحتوي داخله على قطبين:

(A)-المهبط: Cathode

المهبط هو القطب السالب في الأنبوب وهو فتيل يُصنع عادة من مادة التنغستين (المتميزة بعدد ذري مرتفع ودرجة انصهار عالية وإصدار إلكتروني كبير) ويُضاف لها أحياناً نسبة ضئيلة من مادة الثوريوم (1% إلى 2%) لإطالة عمر الأنبوب وزيادة فعالية الإصدار الإلكتروني للسلك، ويتموضع هذا الفتيل داخل قاعدة معدنية سالبة الشحنة تُدعى كأس التبئير الذي يعمل على تركيز مسار الإلكترونات المنطلقة وإسقاطها على بقعة صغيرة في القطب المقابل (المصدر).

(B)-المصعد: Anode

المصعد هو القطب الموجب في الأنبوب، وهو عبارة عن قرص دوار يتكون من عدة طبقات أهمها الطبقة الخارجية المصنوعة من التنغستين التي تُشكل هدفاً للإلكترونات المقترعة القادمة من المهبط، ويسمح دوران المصعد لشعاع الإلكترونات الساقط بالتفاعل مع منطقة أكبر من سطح الهدف وبالتالي توزع الحرارة الناتجة عن تصادم الإلكترونات مع الهدف على مساحة كبيرة نسبياً، الأمر الذي يؤدي إلى إطالة عمر الأنبوب، وجعله أكثر كفاءة وفعالية، ومنه توليد حزمة إشعاعية عالية الشدة وبزمن تعريض قصير عند الحاجة لتوليد الأشعة السينية بغية تصوير المريض يتم تزويد فتيل المهبط عن طريق دائرة توليد الجهد المنخفض بتيار من مرتبة الملي أمبير فترتفع درجة حرارة الفتيل تدريجياً وتخرج الإلكترونات من ذرات مادة الفتيل، وبسبب الجهد العالي المُطبق بين المهبط والمصعد تتسارع الإلكترونات المُقتلعة نحو المصعد الموجب وتسقط بواسطة كأس التبئير على مساحة صغيرة في مادة الهدف (التنغستين) تُدعى البُقعة المحرقة (Focal spot) والذي يتوفر منها مساحتان في معظم أنابيب توليد الأشعة السينية، الأولى صغيرة وتُفيد بالحصول على رؤية أفضل للتفاصيل (دقة مكانية أكبر) أما الثانية كبيرة وتُفيد في تحمل تيارات mA أكبر، وتكون دائماً طاقة الإلكترونات لحظة اصطدامها بالهدف مساوية لقيمة الجهد المطبق بين القطبين تتفاعل الإلكترونات الساقطة مع ذرات مادة الهدف (المصعد) فتفقد معظم طاقتها الحركية على شكل طاقة حرارية، بينما تفقد جزء ضئيل منها (نحو 1 %) على شكل نوعين من الإشعاع السيني:

الأول: طيف الأشعة السينية المستمر (وهو إشعاع الكبح) (Bremsstrahlung) وينتج عن التفاعل مع الحقل الكهربائي للنواة.

الثاني: طيف الأشعة السينية المميز لمادة المصعد (وهو طيف خطي يقع على خلفية طيف الكبح) وينتج عن التفاعل مع الإلكترونات المدارية وبما أن الأشعة السينية المنبعثة من الأنبوب تنطلق في جميع الاتجاهات، لذا تُحاط أنابيب توليد الأشعة السينية بدروع رصاصية تمنع تسرب هذه الأشعة وتوفر لها الخروج فقط من خلال نافذة صغيرة متبوعة، ببعض المواد المعدنية كمحددات ساحة الحقل الإشعاعي والمرشحات والتي تعمل على امتصاص الفوتونات منخفضة الطاقة والتي تُمتص في جسم المريض دون أن تُساهم في أي فائدة تشخيصية يتم تسليط الأشعة

السينية الخارجة من نافذة الأنبوب على المريض المراد تشخيصه من خلال إسقاطات من عدة مواقع مختلفة يختارها الطبيب لمعاينة حالة المريض، فيتبعثر جزء من هذه الأشعة على جسم المريض وطاولته، بينما يخترق الجزء الآخر جسم المريض بعد أن يُمتص بكميات متفاوتة في النسيج المختلفة ليسقط على مستقبل الأشعة ما رآ بالشبكة مانعة التبعثر الموجودة في مقدمة المستقبل (في مقدمة معزز الصورة)، وبما أن المادة الظليلة التي يحقنها الطبيب في الأوعية الدموية المُرَد تصويرها ذات امتصاصية كبيرة لطيف الأشعة السينية، فإن هذه الأشعة تُمتص في الأوعية الدموية بشكل أكبر بكثير من امتصاصها في النسيج الباقية المحيطة، الأمر الذي يؤدي إلى رؤية واضحة لهذه الأوعية على شاشات المراقبة. يتم تضخيم الإشارة الساقطة على مستقبل الأشعة بواسطة مُعزز الصورة جهاز إلكتروني مُعقد يستقبل فوتونات الأشعة السينية النافذة من المريض ويحولها إلى صور ضوئية مرئية أي في مجال الرؤية النهارية، تسقط الإشارات الضوئية بعد التضخيم على الكاميرا (Charge Coupled Device) CCD التي تلتقط الصورة الضوئية الخارجة من المعزز وتحولها إلى إشارة رقمية تُخزن في ذاكرة الحواسيب الموصولة على شكل صور متحركة (فيديو) معها ومن ثم تُعرض على شاشات المراقبة (monitor) أو قد يتم الاحتفاظ بها على شكل صور ثابتة أو فيديو قصير لدراساتها فيما بعد.

2- مواد ظليلة.

3- القثطار.

4- أسلاك التوجيه Guidewires.

5- بالونات.

6- الدعامات.

7- أجهزة إغلاق الأوعية الدموية.

أولاً- القثطار: [19,20]

القثطار عبارة عن أنبوب من البلاستيك يتم إدخاله في الأوعية الدموية أثناء عملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص أو العلاج كما هو مبين في الشكل (1-10)، حيث تتدفق صبغة المادة

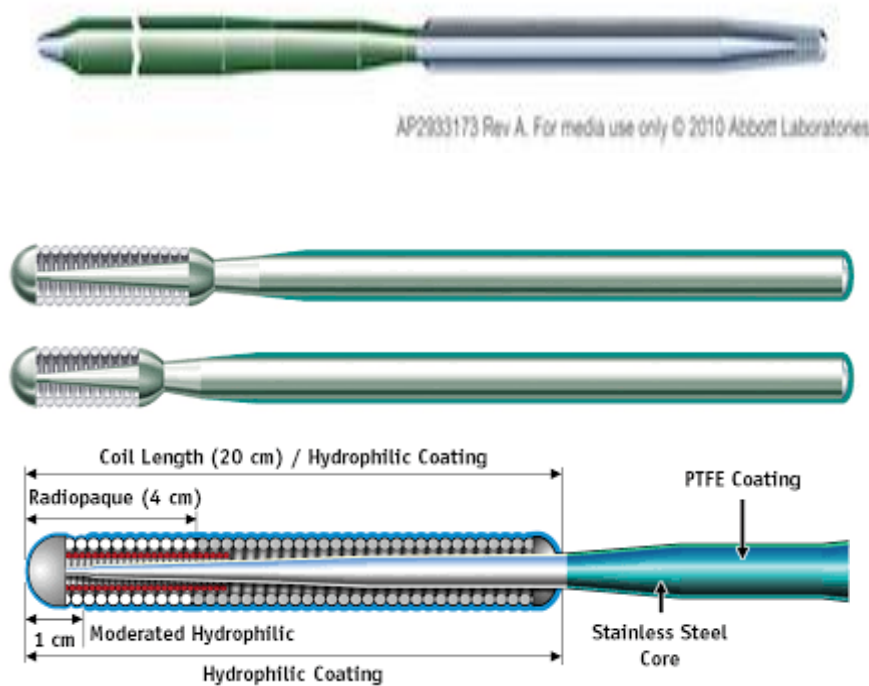
الظليلة عبره إلى الشرايين بحيث يستطيع طبيب القلب مشاهدة صور أي عوائق في الشريان. يتم تركيب البالون أو أي جهاز آخر على طرف القطار وتوجيهه إلى الجزء الضيق من الشريان عبر سلك التوجيه.



الشكل (10-1): القطار [19]

ثانياً- أسلاك التوجيه **Guidewires** [19,20]:

هو سلك معدني يتم استخدامه لوضع البالونات أو الدعامات وتوجيهها في الأوعية الدموية، كما هو مبين في الشكل (11-1) التالي:



الشكل (11-1): سلك التوجيه [20].

ثالثاً- البالونات[19,20]:

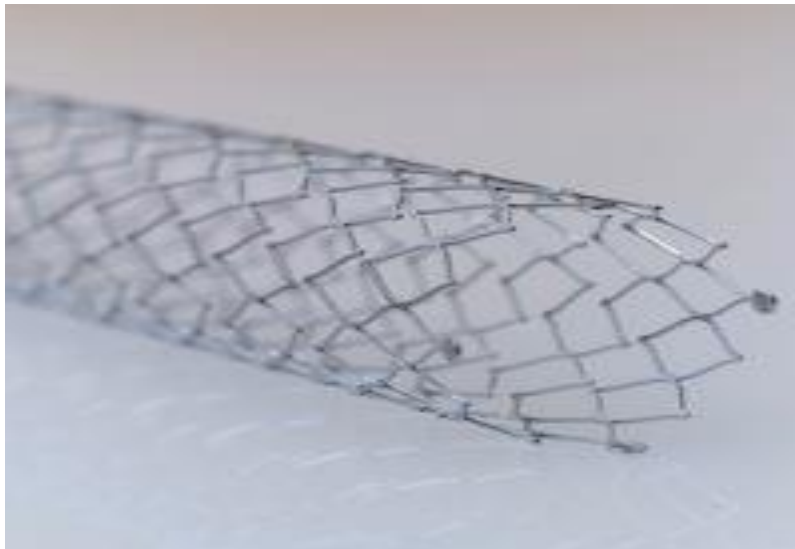
يوضع البالون في نهاية القنطار موجهاً بسلك التوجيه حيث يقوم الطبيب بنفخه في الموقع المستهدف داخل الوعاء الدموي لتوسيع تضيقه إن أمكن كما هو مبين في الشكل (1-12) التالي:



الشكل (1-12): البالون[20].

رابعاً- الدعامات[19,20]:

الدعامة هي أنبوب شبكة معدنية صغيرة يتم توصيلها من خلال القنطار لموقع انسداد الوعاء الدموي، تعمل الدعامة كسقالة صغيرة لدعم الشريان المفتوح وتمنعه من الانهيار أو التمزق مع اللويحات، كما هو مبين في الشكل (1-13):



الشكل(1-13): الدعامة[20].

خامساً- أجهزة إغلاق الأوعية الدموية[19,20]:

هو جهاز يستخدم من قبل الطبيب للتأكد من أن الثقب في الجلد الذي أدخل من خلاله القثطار مغلق تماماً، كما هو مبين في الشكل (14-1) التالي:



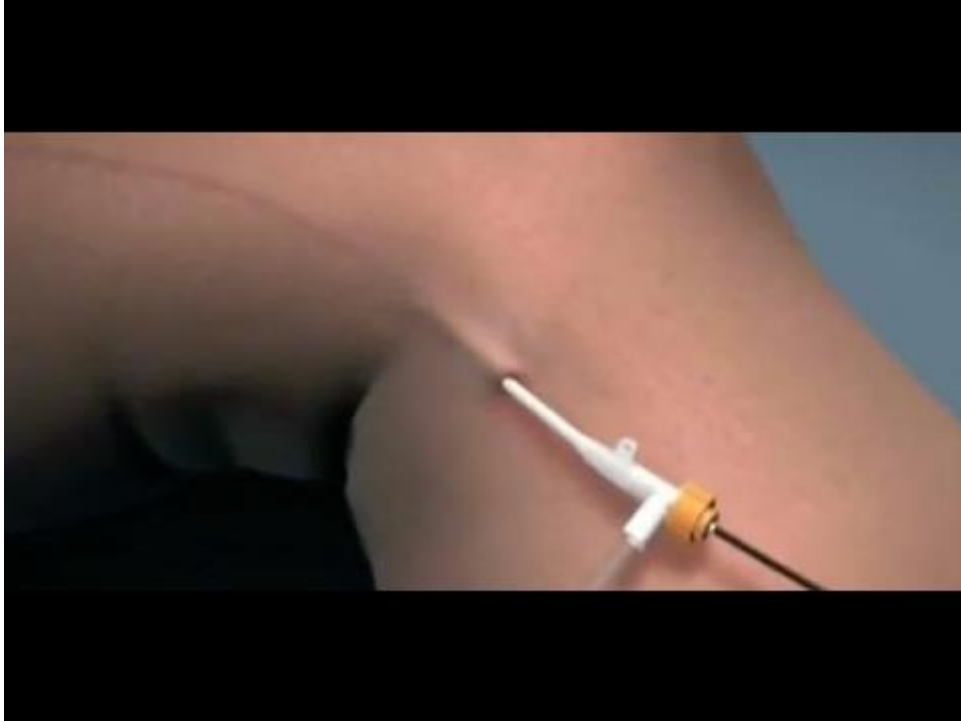
الشكل(14-1): جهاز إغلاق الأوعية الدموية[20].

1-7-2- إجراءات القثطرة : [20,21]

يتم تنظيف منطقة الإدراج في قاعة القثطرة (عادةً الفخذ أو الرقبة أو الساعد) بمحلول معقم، محلول ومغطى بستائر معقمة. يتم استخدام حقن إبرة صغيرة من مخدر موضعي في المنطقة. يتم إجراء شق صغير ويتم إدخال أنبوب بلاستيكي بحجم قلم الرصاص يسمى غمد، في الشريان (على سبيل المثال، الشريان الفخذي، الشريان السباتي) أو الوريد. يتم تمرير القثطار، الذي يتراوح قطره عادة بين 2 و 3mm عبر الشريان إلى القلب وإلى الشريان التاجي.

يتم حقن عامل التباين (الصبغة) في القثطرة لإظهار مناطق الانسداد وأخذ صور الأوعية الدموية للشريان. غالباً ما تسبب الصبغة إحساساً "ساخناً" في جميع أنحاء الجسم يستمر لمدة 10 إلى 15 ثانية.

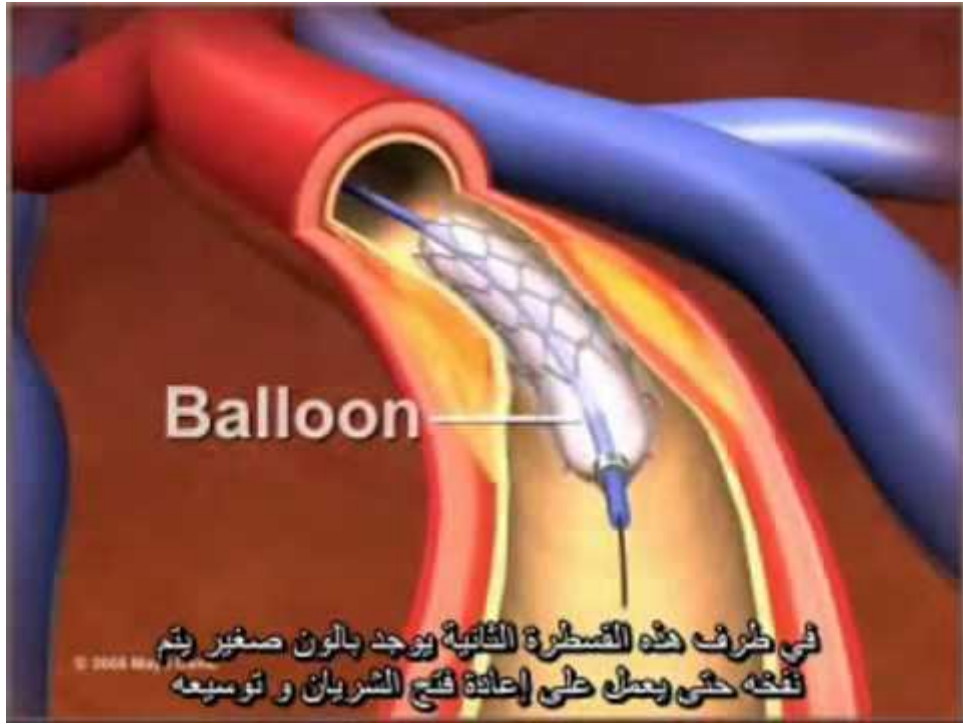
في بعض الحالات، يتم تمرير قثطرة عبر غمد البطين الأيسر في القلب لإظهار كيفية عمله، حيث تبين الأشكال (15-1)، (16-1)، (17-1) التالية إجراءات القثطرة.



الشكل (15-1) : عملية إدخال القثطار في جلد المريض [21].



الشكل (16-1): عملية نفخ البالون. [21].



الشكل (1-17): يوضح عملية فتح تضيق الوعاء الدموي باستخدام البالون [21].

1-8- التوصيف الهندسي لجهاز القثطرة القلبية المستخدم في البحث:

إن جهاز القثطرة القلبية المستخدم في هذا البحث من تصنيع شركة سيمينس الألمانية للرعاية الصحية (model:5764587)، ويعمل بأنبوب أشعة من النوع (X-ray tube megalix cat 125/35/80-121gw,insert 3800007)

ومن خلال زيارة الموقع الرسمي للشركة المذكورة أعلاه تم الأطلاع على معظم تفاصيل الجهاز مثل :

-زاوية ميل المصعد في أنبوب الأشعة 8° .

-أعظم جهد ممكن لأنبوب الأشعة (125KV).

-يستخدم الجهاز مرشحات نحاسية يتراوح سمكها بين (0.0-0.9mm cu).

-يعمل الجهاز وفق النمط النبضي.

-توصيف المنبع:

تنتقل حزمة الأشعة السينية من الأنبوب على شكل حزمة مخروطية يقع رأسها في البقعة المحرقة وقاعدتها على سطح جسم المريض، وترتبط طاقة فوتونات الحزمة بالجهد المطبق على الأنبوب وعوامل أخرى كالمرشحات وزاوية المصعد وغيرها حيث زاوية المصعد 8° ، كما أن الساحة الإشعاعية في بحثنا كانت $(10 \times 10)cm^2$ ، $(15 \times 15)cm^2$ ، $(20 \times 20)cm^2$.

- مقياس DAP:

من إنتاج شركة (PTW ألمانيا) طراز Diamentor-my يقيس الجهاز ثنائي القناة إجمالي التعرض الإشعاعي أثناء التصوير والتنظير الفلوري وفق اللوائح الدولية ويمكن لشاشة العرض الرقمية الخاصة به أن تظهر في وقت واحد قراءات من كلا القناتين.

-طاولة المريض:

تصنع الطاولة المستخدمة للمريض من ألياف الكربون ذات الكثافة (1.7 g/cm^3)، والتركيب الكيميائي لها [(B) 1%, (C) 99%]، وعرضها 42cm وسماكتها (0.8cm). أما أبعادها فكانت الارتفاع عن سطح الأرض (79.5cm) والبعد عن الجدار من جهة الطبيب (196.8cm) والبعد عن الجدار من جهة رأس المريض (249cm).

-غرفة القنطرة:

جدران غرفة القنطرة مصنوعة من الإسمنت البورتلندي المبطن بصفحة من الرصاص حيث سماكة الجدار الإسمنتي (23.5cm)، وسماكة الصفحة الرصاصية (2mm). كثافة الإسمنت (2.3 g/cm^3)، وكثافة الرصاص (11.35 g/cm^3). وأبعاد غرفة القنطرة القلبية $(8 \times 8 \times 3.5) \text{ m}^3$ ، وغرفة المراقبة $(8 \times 4 \times 3.5) \text{ m}^3$.

-زجاج غرفة المراقبة:

إن زجاج غرفة المراقبة مصنع من الزجاج المرصص بكثافة 6.22 g/cm^3 و ذو التركيب الكيميائي [(O) 15.6%, (Si) 8.08%, (Ti) 0.81%, (As) 0.27%, (Pb) 75.2%]، وبعرض (61cm)، وطول (76cm).

الفصل الثاني

العمل التجريبي والنتائج

2-1- العمل التجريبي:

جرت الدراسة في مركز جراحة القلب في مشفى الأسد الجامعي ومركز جراحة القلب في دمشق.

حيث تمت المراقبة وتسجيل برامترات التعرض (فرق الكمون، شدة التيار، زمن التعرض، الجرعة الإشعاعية الممتصة، والجرعة الإشعاعية بالسطح)، لـ 300 مريض حيث يعطي جهاز القنطرة القلبية الجرعة الإشعاعية للمريض باستخدام مقياس DAP، بالإضافة لإدخال البرامترات المطلوبة لبرنامج مونت كارلو الكود (NRPB-SR262) الذي هو كود من كودات برنامج مونت كارلو يتضمن ملفات التحويل حيث يقدر الجرعات الإشعاعية للأعضاء أثناء إجراءات التعرض للأشعة السينية ويحتوي نتائج لحسابات مونت كارلو الممنوعة بحيث تحاكي ظروف التعرض ذات الصلة ويتطلب بيانات الإدخال التالية (kv - سماكات المرشحات ونوعها (0.0-0.9mm cu) طول ووزن المريض و معدل الكتلة وجنس المريض وزاوية المصعد 8° وجهة دخول الأشعة غالبا من الأسفل أو أسفل ويمين المريض) يعطي هذا البرنامج جرعات الأعضاء التالية (الرئة، الغدة الدرقية، الثدي، النخاع الشوكي، الجلد، المعدة، الكولون، الكبد، الخصيتين).

وتم تسجيل البيانات السريرية للمرضى (الطول، الوزن، والعمر) وحساب مؤشر الكتلة لكل مريض باستخدام العلاقة التالية:

$$BMI = \frac{Weight(kg)}{(Height(m))^2}$$

يبين الجدول التالي البيانات المسجلة والبرامترات المطبقة للمرضى ونوع الإجراء الطبي المتخذ (تشخيصي أو علاجي)، أثناء خضوعهم للقنطرة القلبية:

حيث الجرعة الاشعاعية بالسطح هي الجرعة الاشعاعية عبر السطح المعرض للاشعاع، والجرعة الاشعاعية الممتصة هي الجرعة الوسطية لكامل الجسم أثناء الاجراء كاملا، وزمن التحري هو زمن التعرض الفعلي للأشعة، وزمن الاجراء هو زمن الاجراء كاملا، والمساحة الاشعاعية خلال هذا العمل $(10 \times 10)cm^2$ ، $(15 \times 15)cm^2$ ، $(20 \times 20)cm^2$.

الجدول (2-5): البيانات المسجلة والبرامترات المطبقة للمرضى الذكور والإناث أثناء خضوعهم للقنطرة القلبية.

الرقم المسلسل	الجنس	العمر (year)	الوزن (kg)	الطول (سم)	F/S	عدد الصور .No	عدد الفرامات .No	DAP ($\mu\text{Gy}/\text{m}^2$)	الجرعة الإشعاعية الممتصة (m Gy)	زمن التحري (min)	kV	mA	عدد الشبكات No	نوع العمل	نوع العمل	مؤشر كتلة الجسم (kg/m^2)	زمن التحري (min)
1	y	ذكر	61	180	15	11.0	165	2456.24	162.50	1.22	35	170	0	تشخيصي	D	19.14	6.22
2	y	ذكر	70	155	15	2.0	30	4651.72	211.25	1.61	40	275	0	تشخيصي	D	26.64	6.61
3	y	ذكر	55	160	15	10.0	150	4500.11	192.00	1.52	39	260	0	تشخيصي	D	25.78	6.52
4	y	ذكر	11	140	15	7.0	105	10459.76	406.25	3.25	45	295	0	تشخيصي	D	34.69	8.25
5	y	ذكر	69	160	15	6.0	90	5298.02	225.25	1.77	41	290	0	تشخيصي	D	27.34	6.77
6	y	ذكر	55	175	15	5.0	75	4325.15	185.50	1.46	37	230	0	تشخيصي	D	23.51	6.46
7	y	ذكر	60	176	15	2.0	30	4401.36	188.25	1.49	38	230	0	تشخيصي	D	23.89	6.49
8	y	ذكر	70	173	15	14.0	210	4561.84	196.25	1.57	39	260	0	تشخيصي	D	25.39	6.57
9	y	ذكر	56	173	15	10.0	150	5463.12	235.50	1.86	40	275	0	تشخيصي	D	26.06	6.86
10	y	ذكر	63	179	15	3.0	45	4453.71	188.75	1.51	39	245	0	تشخيصي	D	24.97	6.51
11	y	ذكر	45	180	15	13.0	195	2605.26	143.75	1.15	36	185	0	تشخيصي	D	20.68	6.15
12	y	ذكر	75	179	15	7.0	105	2759.78	155.00	1.24	37	215	0	تشخيصي	D	22.16	6.24
13	y	ذكر	57	176	15	7.0	105	4410.68	188.75	1.51	39	245	0	تشخيصي	D	24.21	6.51
14	y	ذكر	48	180	15	3.0	45	4452.24	188.75	1.51	39	245	0	تشخيصي	D	24.38	6.51
15	y	ذكر	64	176	15	6.0	90	5560.13	238.75	1.91	40	275	0	تشخيصي	D	26.79	6.91
16	y	ذكر	55	174	15	11.0	165	7687.95	328.75	2.63	41	305	0	تشخيصي	D	28.74	7.63
17	y	ذكر	34	180	15	10.0	150	2261.32	136.25	1.09	34	155	0	تشخيصي	D	18.52	6.09
18	y	ذكر	65	177	15	5.0	75	2478.94	145.00	1.16	35	170	0	تشخيصي	D	19.47	6.16
19	y	ذكر	54	160	15	3.0	45	4411.7	187.50	1.5	39	245	0	تشخيصي	D	24.22	6.50
20	y	ذكر	66	171	15	2.0	30	2641.25	146.25	1.17	36	200	0	تشخيصي	D	21.55	6.17
21	y	ذكر	65	173	15	11.0	165	4628.79	202.50	1.62	38	230	0	تشخيصي	D	23.39	6.62
22	y	ذكر	70	157	15	14.0	210	2846.25	166.25	1.33	37	215	0	تشخيصي	D	22.31	6.33

7.53	28.01	D	تشخيصي	0	305	41	2.53	316.25	7516.25	150	10.0	15	169	80	71	ذكر	y	23
6.75	24.65	D	تشخيصي	0	245	39	1.75	218.75	4812.74	195	13.0	15	156	60	43	ذكر	y	24
6.88	26.48	D	تشخيصي	0	275	40	1.88	235.00	5543.25	135	9.0	15	148	58	53	ذكر	y	25
6.82	26.57	D	تشخيصي	0	275	40	1.82	227.50	5413.92	135	9.0	15	168	75	49	ذكر	y	26
6.53	25.26	D	تشخيصي	0	260	39	1.53	195.25	4516.38	120	8.0	15	170	73	46	ذكر	y	27
6.54	24.66	D	تشخيصي	0	245	39	1.54	194.50	4536.91	195	13.0	15	179	79	46	ذكر	y	28
6.24	18.59	D	تشخيصي	0	155	34	1.24	158.00	2272.98	210	14.0	15	172	55	46	ذكر	y	29
7.54	28.08	D	تشخيصي	0	305	41	2.54	317.50	7560.25	105	7.0	15	175	86	44	ذكر	y	30
7.56	28.91	D	تشخيصي	0	305	41	2.56	320.00	7636.24	210	14.0	15	160	74	64	ذكر	y	31
6.60	25.33	D	تشخيصي	0	260	39	1.6	200.00	4593.68	165	11.0	15	150	57	56	ذكر	y	32
6.76	26.02	D	تشخيصي	0	275	40	1.76	225.00	5362.81	90	6.0	15	148	57	67	ذكر	y	33
6.69	25.54	D	تشخيصي	0	260	39	1.69	211.25	4763.25	135	9.0	15	177	80	70	ذكر	y	34
6.72	25.95	D	تشخيصي	0	260	39	1.72	215.00	5132.52	180	12.0	15	170	75	71	ذكر	y	35
7.72	30.12	D	تشخيصي	0	335	42	2.72	340.00	8783.25	180	12.0	15	165	82	77	ذكر	y	36
7.84	33.32	D	تشخيصي	0	380	44	2.84	355.00	9362.91	165	11.0	15	153	78	46	ذكر	y	37
6.22	21.45	D	تشخيصي	0	200	36	1.22	152.50	2632.11	90	6.0	15	170	62	55	ذكر	y	38
6.25	20.96	D	تشخيصي	0	185	36	1.25	156.25	2469.88	135	9.0	15	162	55	14	ذكر	y	39
7.75	31.22	D	تشخيصي	0	350	43	2.75	347.75	8763.16	135	9.0	15	155	75	48	ذكر	y	40
7.65	30.04	D	تشخيصي	0	335	42	2.65	335.25	8655.63	165	11.0	15	175	92	50	ذكر	y	41
6.62	28.71	D	تشخيصي	0	305	41	1.62	202.50	7655.28	165	11.0	15	169	82	38	ذكر	y	42
8.25	35.51	D	تشخيصي	0	410	45	3.25	406.25	9986.36	120	8.0	15	176	110	40	ذكر	y	43
7.59	30.48	D	تشخيصي	0	335	42	2.59	328.75	8463.95	105	7.0	15	167	85	23	ذكر	y	44
6.19	20.57	D	تشخيصي	0	185	36	1.19	148.75	2536.79	120	8.0	15	165	56	16	ذكر	y	45
8.55	38.22	D	تشخيصي	0	455	47	3.55	443.75	11325.76	180	12.0	15	150	86	54	ذكر	y	46
7.69	28.30	D	تشخيصي	0	305	41	2.69	338.25	7792.45	180	12.0	15	155	68	42	ذكر	y	47
8.49	34.08	D	تشخيصي	0	395	45	3.49	436.25	9745.32	210	14.0	15	173	102	76	ذكر	y	48
7.36	27.34	D	تشخيصي	0	290	40	2.36	295.00	7362.29	150	10.0	15	160	70	55	ذكر	y	49

7.98	32.11	D	تشخيصي	0	365	44	2.98	378.50	9236.55	135	9.0	15	172	95	46	ذکر	y	50
6.59	24.90	D	تشخيصي	0	245	39	1.59	198.75	4123.68	165	11.0	15	188	88	60	ذکر	y	51
6.28	15.56	D	تشخيصي	0	110	32	1.28	164.00	2136.88	30	2.0	15	150	35	11	ذکر	y	52
7.66	29.72	D	تشخيصي	0	320	42	2.66	332.50	7962.38	150	10.0	15	162	78	71	ذکر	y	53
6.27	21.60	D	تشخيصي	0	200	36	1.27	158.75	2746.16	105	7.0	15	180	70	55	ذکر	y	54
7.75	32.05	D	تشخيصي	0	365	44	2.75	343.75	9214.08	90	6.0	15	155	77	63	ذکر	y	55
6.34	24.22	D	تشخيصي	0	245	39	1.34	167.50	3987.84	75	5.0	15	160	62	48	ذکر	y	56
7.46	27.71	D	تشخيصي	0	290	40	2.46	308.50	7436.95	30	2.0	15	189	99	42	ذکر	y	57
6.26	21.72	D	تشخيصي	0	200	36	1.26	158.50	2843.62	210	14.0	15	173	65	16	ذکر	y	58
6.60	25.47	D	تشخيصي	0	260	39	1.6	200.00	4499.25	150	10.0	15	175	78	25	ذکر	y	59
6.57	24.86	D	تشخيصي	0	245	39	1.57	196.25	4110.37	45	3.0	15	176	77	43	ذکر	y	60
7.39	27.40	D	تشخيصي	0	290	40	2.39	298.75	7365.71	195	13.0	15	173	82	77	ذکر	y	61
8.51	34.08	D	تشخيصي	0	295	45	3.51	438.75	9742.36	105	7.0	15	173	102	56	ذکر	y	62
6.33	18.10	D	تشخيصي	0	155	34	1.33	168.25	2236.94	105	7.0	15	179	58	32	ذکر	y	63
7.15	27.16	D	تشخيصي	0	290	40	2.15	268.75	7136.25	45	3.0	15	180	88	75	ذکر	y	64
6.32	23.34	D	تشخيصي	0	230	38	1.32	168.00	3862.34	90	6.0	15	163	62	15	ذکر	y	65
6.21	25.50	D	تشخيصي	0	260	39	1.21	151.25	4562.39	165	11.0	15	176	79	25	ذکر	y	66
6.61	24.69	D	تشخيصي	0	245	39	1.61	201.25	4102.43	150	10.0	15	180	80	36	ذکر	y	67
6.42	20.02	D	تشخيصي	0	185	36	1.42	177.50	2463.24	75	5.0	15	176	62	24	ذکر	y	68
7.51	29.07	D	تشخيصي	0	320	42	2.51	313.75	7756.94	45	3.0	15	174	88	35	ذکر	y	69
6.00	10.80	D	تشخيصي	0	50	30	1	125.00	1402.49	30	2.0	15	180	35	57	ذکر	y	70
6.62	24.90	D	تشخيصي	0	245	39	1.62	202.50	4236.17	165	11.0	15	177	78	89	ذکر	y	71
7.42	27.34	D	تشخيصي	0	290	40	2.42	308.50	7314.27	210	14.0	15	160	70	44	ذکر	y	72
7.11	26.33	D	تشخيصي	0	275	40	2.11	268.75	6532.82	150	10.0	15	171	77	73	ذکر	y	73
6.34	20.72	D	تشخيصي	0	185	36	1.34	167.50	2541.67	195	13.0	15	173	62	52	ذکر	y	74
7.41	28.31	D	تشخيصي	0	305	40	2.41	301.25	7563.25	135	9.0	15	187	99	61	ذکر	y	75
6.41	22.76	D	تشخيصي	0	215	37	1.41	176.25	3125.08	135	9.0	15	169	65	66	ذکر	y	76

8.36	32.05	D	تشخيصي	0	365	44	3.36	424.00	9214.33	120	8.0	15	156	78	47	ذکر	y	77
7.54	30.46	D	تشخيصي	0	335	42	2.54	318.50	7763.11	195	13.0	15	159	77	18	ذکر	y	78
7.61	29.05	D	تشخيصي	0	320	42	2.61	326.25	8763.25	210	14.0	15	168	82	39	ذکر	y	79
7.77	35.29	D	تشخيصي	0	410	46	2.77	346.25	10873.26	105	7.0	15	170	102	44	ذکر	y	80
6.28	18.10	D	تشخيصي	0	155	34	1.28	160.00	2236.21	210	14.0	15	179	58	53	ذکر	y	81
7.57	29.75	D	تشخيصي	0	320	42	2.57	321.25	8932.16	165	11.0	15	172	88	62	ذکر	y	82
6.46	20.24	D	تشخيصي	0	185	36	1.46	182.50	2469.37	90	6.0	15	175	62	78	ذکر	y	83
7.54	30.86	D	تشخيصي	0	335	42	2.54	317.50	7968.15	135	9.0	15	160	79	36	ذکر	y	84
7.77	35.56	D	تشخيصي	0	410	46	2.77	346.25	10987.64	180	12.0	15	150	80	66	ذکر	y	85
7.49	28.31	D	تشخيصي	0	305	40	2.49	311.25	7563.24	180	12.0	15	148	62	49	ذکر	y	86
6.52	19.79	D	تشخيصي	0	170	35	1.52	190.00	2654.38	165	11.0	15	177	62	50	ذکر	y	87
6.65	22.15	D	تشخيصي	0	215	37	1.65	206.25	3076.43	90	6.0	15	170	64	68	ذکر	y	88
6.55	24.24	D	تشخيصي	0	245	39	1.55	193.75	4126.95	135	9.0	15	165	66	50	ذکر	y	89
7.53	29.05	D	تشخيصي	0	320	42	2.53	316.25	8763.25	135	9.0	15	153	68	61	ذکر	y	90
6.56	24.22	D	تشخيصي	0	245	39	1.56	197.00	4170.35	165	11.0	15	170	70	39	ذکر	y	91
7.43	27.43	D	تشخيصي	0	290	40	2.43	305.75	7461.35	165	11.0	15	162	72	71	ذکر	y	92
6.68	25.91	D	تشخيصي	0	260	40	1.68	210.00	4692.36	120	8.0	15	169	74	16	ذکر	y	93
6.65	24.82	D	تشخيصي	0	245	39	1.65	206.25	4369.28	105	7.0	15	175	76	69	ذکر	y	94
7.35	27.31	D	تشخيصي	0	290	40	2.35	293.75	7438.01	120	8.0	15	169	78	57	ذکر	y	95
6.73	25.83	D	تشخيصي	0	260	40	1.73	216.25	4639.77	180	12.0	15	176	80	55	ذکر	y	96
6.48	24.02	D	تشخيصي	0	245	39	1.48	185.00	4015.99	180	12.0	15	167	67	53	ذکر	y	97
7.15	26.08	D	تشخيصي	0	275	39	2.15	268.75	7165.43	210	14.0	15	165	71	37	ذکر	y	98
8.75	33.33	D	تشخيصي	0	380	44	3.75	468.75	9625.37	150	10.0	15	150	75	46	ذکر	y	99
8.78	32.88	D	تشخيصي	0	365	44	3.78	472.50	9768.34	135	9.0	15	155	79	29	ذکر	y	100
7.63	27.73	D	تشخيصي	0	290	40	2.63	328.75	7691.07	165	11.0	15	173	83	40	ذکر	y	101
8.85	33.98	D	تشخيصي	0	380	44	3.85	481.25	9970.43	30	2.0	15	160	87	45	ذکر	y	102
6.55	20.28	D	تشخيصي	0	185	36	1.55	195.75	2499.38	150	10.0	15	172	60	48	ذکر	y	103

6.35	17.26	D	تشخيصي	0	140	34	1.35	168.75	2156.37	105	7.0	15	188	61	50	ذکر	y	104
7.58	27.56	D	تشخيصي	0	290	40	2.58	325.50	7620.41	90	6.0	15	150	62	56	ذکر	y	105
6.08	16.00	D	تشخيصي	0	125	33	1.08	138.00	1978.08	75	5.0	15	150	36	12	ذکر	y	106
6.12	16.89	D	تشخيصي	0	132	33	1.12	142.00	2004.76	30	2.0	15	148	37	10	ذکر	y	107
6.14	16.98	D	تشخيصي	0	135	33	1.14	144.50	2065.48	210	14.0	15	180	55	30	ذکر	y	108
8.77	33.30	D	تشخيصي	0	380	44	3.77	474.25	9632.45	150	10.0	15	155	80	53	ذکر	y	109
6.46	23.44	D	تشخيصي	0	137	38	1.46	182.50	3825.01	45	3.0	15	160	60	77	ذکر	y	110
7.48	29.59	D	تشخيصي	0	320	42	2.48	312.00	8621.33	195	13.0	15	140	58	64	ذکر	y	111
7.46	29.30	D	تشخيصي	0	318	42	2.46	307.50	8546.75	105	7.0	15	160	75	53	ذکر	y	112
6.51	23.84	D	تشخيصي	0	147	38	1.51	188.75	3942.68	105	7.0	15	175	73	42	ذکر	y	113
8.79	35.51	D	تشخيصي	0	418	46	3.79	473.75	10026.76	45	3.0	15	176	110	80	ذکر	y	114
6.71	18.38	D	تشخيصي	0	155	34	1.71	213.75	3625.19	90	6.0	15	173	55	82	ذکر	y	115
7.38	28.73	D	تشخيصي	0	305	40	2.38	297.50	8362.94	165	11.0	15	173	86	76	ذکر	y	116
6.36	23.10	D	تشخيصي	0	137	38	1.36	172.00	3619.84	150	10.0	15	179	74	46	ذکر	y	117
7.13	26.85	D	تشخيصي	0	275	39	2.13	268.25	7110.25	75	5.0	15	180	87	23	ذکر	y	118
6.52	17.79	D	تشخيصي	0	143	34	1.52	190.00	2639.94	45	3.0	15	179	57	24	ذکر	y	119
6.69	25.83	D	تشخيصي	0	276	39	1.69	211.25	4569.38	30	2.0	15	176	80	40	ذکر	y	120
6.65	23.15	D	تشخيصي	0	137	38	1.65	206.25	3634	165	11.0	15	180	75	63	ذکر	y	121
7.08	26.47	D	تشخيصي	0	282	39	2.08	260.00	6987.36	210	14.0	15	176	82	50	ذکر	y	122
7.01	25.76	D	تشخيصي	0	274	39	2.01	253.25	6152.36	150	10.0	15	174	78	53	ذکر	y	123
6.28	19.14	D	تشخيصي	0	173	34	1.28	162.00	2236.37	195	13.0	15	180	62	73	ذکر	y	124
6.26	17.56	D	تشخيصي	0	148	34	1.26	157.50	2236.15	135	9.0	15	177	55	58	ذکر	y	125
8.15	29.30	D	تشخيصي	0	318	42	3.15	393.75	8546.31	135	9.0	15	160	75	49	ذکر	y	126
8.64	31.46	D	تشخيصي	0	357	43	3.64	455.00	9485.02	120	8.0	15	171	92	61	ذکر	y	127
6.45	17.86	D	تشخيصي	0	158	34	1.45	181.25	2843.22	195	13.0	15	140	35	12	ذکر	y	128
9.52	44.63	D	تشخيصي	0	554	52	4.52	565.00	12542.61	210	14.0	15	157	110	60	ذکر	y	129
8.67	29.76	D	تشخيصي	0	325	42	3.67	458.75	8749.34	105	7.0	15	169	85	50	ذکر	y	130

6.68	23.01	D	تشخيصي	0	134	38	1.68	212.00	3625.55	210	14.0	15	156	56	52	ذکر	y	131
9.42	39.26	D	تشخيصي	0	316	48	4.42	552.50	11253.45	165	11.0	15	148	86	48	ذکر	y	132
6.72	24.09	D	تشخيصي	0	246	38	1.72	215.00	5846.87	90	6.0	15	168	68	56	ذکر	y	133
9.36	35.29	D	تشخيصي	0	408	46	4.36	545.00	10234.25	135	9.0	15	170	102	61	ذکر	y	134
6.36	21.85	D	تشخيصي	0	213	36	1.36	170.00	2746.39	180	12.0	15	179	70	66	ذکر	y	135
9.07	32.11	D	تشخيصي	0	367	43	4.07	508.75	9753.25	180	12.0	15	172	95	55	ذکر	y	136
7.98	28.73	D	تشخيصي	0	305	40	2.98	372.50	8362.62	165	11.0	15	175	88	72	ذکر	y	137
6.11	13.67	D	تشخيصي	0	90	31	1.11	138.75	1763.19	90	6.0	15	160	35	55	ذکر	y	138
9.27	34.67	D	تشخيصي	0	405	45	4.27	535.75	10985.25	135	9.0	15	150	78	53	ذکر	y	139
8.12	31.96	D	تشخيصي	0	366	43	3.12	390.00	8463.88	135	9.0	15	148	70	47	ذکر	y	140
7.75	30.96	D	تشخيصي	0	349	43	2.75	345.75	7983.64	165	11.0	15	177	97	48	ذکر	y	141
6.37	21.45	D	تشخيصي	0	201	36	1.37	171.25	2634.51	165	11.0	15	170	62	38	ذکر	y	142
6.32	17.86	D	تشخيصي	0	154	34	1.32	165.00	2337.18	120	8.0	15	169	51	15	ذکر	y	143
7.52	27.77	D	تشخيصي	0	302	40	2.52	315.00	7642.25	105	7.0	15	153	65	39	ذکر	y	144
7.49	26.99	D	تشخيصي	0	290	40	2.49	312.25	7426.11	120	8.0	15	170	78	46	ذکر	y	145
7.45	29.34	D	تشخيصي	0	321	42	2.45	306.25	7364.28	180	12.0	15	162	77	57	ذکر	y	146
9.12	34.13	D	تشخيصي	0	398	45	4.12	515.00	10749.32	180	12.0	15	155	82	55	ذکر	y	147
9.02	33.31	D	تشخيصي	0	385	45	4.02	505.50	10546.18	210	14.0	15	175	102	42	ذکر	y	148
6.47	20.31	D	تشخيصي	0	190	36	1.47	183.75	2485.19	150	10.0	15	169	58	55	ذکر	y	149
7.10	28.41	D	تشخيصي	0	311	40	2.1	262.50	6875.08	135	9.0	15	176	88	60	ذکر	y	150
6.56	22.23	D	تشخيصي	0	218	38	1.56	195.00	2976.31	165	11.0	15	167	62	76	ذکر	y	151
7.38	29.02	D	تشخيصي	0	317	42	2.38	297.50	7234.81	30	2.0	15	165	79	46	ذکر	y	152
6.62	23.12	D	تشخيصي	0	232	38	1.62	205.50	5540.15	150	10.0	15	186	80	23	ذکر	y	153
7.36	25.81	D	تشخيصي	0	272	39	2.36	295.00	6984.35	105	7.0	15	155	62	24	ذکر	y	154
7.45	29.40	D	تشخيصي	0	328	43	2.45	306.25	7412.85	90	6.0	15	173	88	40	ذکر	y	155
6.08	13.67	D	تشخيصي	0	90	31	1.08	135.00	1560.34	75	5.0	15	160	35	63	ذکر	y	156
9.45	26.37	D	علاجي	1	282	40	4.45	556.25	15463.11	30	2.0	15	172	78	50	ذکر	y	157

9.35	22.63	D	علاجي	1	227	38	4.35	543.75	15347.62	210	14.0	15	188	80	53	ذكر	y	158
13.35	34.22	D	علاجي	2	402	45	8.35	1043.75	19468.02	150	10.0	15	150	77	73	ذكر	y	159
13.22	23.62	D	علاجي	3	241	38	8.22	1027.50	18564.95	45	3.0	15	162	62	58	ذكر	y	160
10.85	30.56	D	علاجي	فتحة	342	43	5.85	733.25	16145.34	195	13.0	15	180	99	49	ذكر	y	161
9.90	27.06	D	علاجي	فتحة	296	40	4.9	612.50	15763.58	105	7.0	15	155	65	61	ذكر	y	162
9.25	17.58	D	علاجي	1	148	34	4.25	531.25	13354.27	105	7.0	15	160	45	12	ذكر	y	163
10.05	21.56	D	علاجي	1	208	36	5.05	633.25	15041.32	45	3.0	15	189	77	60	ذكر	y	164
13.65	27.40	D	علاجي	3	295	40	8.65	1085.25	19362.04	90	6.0	15	173	82	50	ذكر	y	165
13.61	33.31	D	علاجي	2	386	45	8.61	1078.25	19263.83	165	11.0	15	175	102	52	ذكر	y	166
9.25	18.72	D	علاجي	1	166	34	4.25	533.25	13645.22	150	10.0	15	176	58	48	ذكر	y	167
10.33	29.40	D	علاجي	فتحة	329	42	5.33	666.25	16123.81	75	5.0	15	173	88	56	ذكر	y	168
10.10	20.72	D	علاجي	2	198	36	5.1	637.50	15876.49	45	3.0	15	173	62	61	ذكر	y	169
13.67	24.66	D	علاجي	3	255	39	8.67	1088.75	18845.27	30	2.0	15	179	79	66	ذكر	y	170
10.04	24.69	D	علاجي	1	257	39	5.04	632.00	15326.41	165	11.0	15	180	80	55	ذكر	y	171
10.02	23.34	D	علاجي	فتحة	239	38	5.02	627.50	15013.25	210	14.0	15	163	62	72	ذكر	y	172
10.45	30.67	D	علاجي	1	345	43	5.45	681.25	16135.87	150	10.0	15	176	95	55	ذكر	y	173
9.32	19.75	D	علاجي	1	181	34	4.32	540.00	13975.34	195	13.0	15	180	64	71	ذكر	y	174
10.01	21.31	D	علاجي	1	196	36	5.01	626.25	14982.45	135	9.0	15	176	66	55	ذكر	y	175
13.25	29.07	D	علاجي	بطارية+شبكة	317	42	8.25	1031.25	19436.28	135	9.0	15	174	88	63	ذكر	y	176
10.02	21.60	D	علاجي	فتحة	206	36	5.02	628.50	15000.34	120	8.0	15	180	70	48	ذكر	y	177
13.55	22.98	D	علاجي	3	248	38	8.55	1068.75	18462.08	195	13.0	15	177	72	42	ذكر	y	178
10.09	23.44	D	علاجي	1	234	38	5.09	638.25	15045.68	210	14.0	15	160	60	16	ذكر	y	179
13.41	25.99	D	علاجي	بطارية+شبكة	275	40	8.41	1056.25	17564.58	105	7.0	15	171	76	25	ذكر	y	180
10.12	26.06	D	علاجي	فتحة	276	40	5.12	645.00	15439.22	210	14.0	15	173	78	43	ذكر	y	181
9.95	22.88	D	علاجي	فتحة	238	36	4.95	618.75	14836.72	165	11.0	15	187	80	77	ذكر	y	182
14.45	23.46	D	علاجي	3	240	37	9.45	1181.25	18645.98	90	6.0	15	169	67	56	ذكر	y	183

12.22	29.17	D	علاجي	2	318	42	7.22	902.50	17152.37	135	9.0	15	156	71	32	ذكر	y	184
12.25	29.67	D	علاجي	2	337	42	7.25	906.25	17236.15	180	12.0	15	159	75	75	ذكر	y	185
10.65	27.99	D	علاجي	فتحة	305	40	5.65	706.25	15732.07	180	12.0	15	168	79	15	ذكر	y	186
10.77	28.72	D	علاجي	1	341	40	5.77	721.25	15846.97	165	11.0	15	170	83	25	ذكر	y	187
10.71	27.15	D	علاجي	1	292	40	5.71	713.75	15611.33	90	6.0	15	179	87	36	ذكر	y	188
9.98	20.28	D	علاجي	1	189	36	4.98	622.50	14981.54	135	9.0	15	172	60	24	ذكر	y	189
9.91	19.92	D	علاجي	2	184	35	4.91	613.75	14872.96	135	9.0	15	175	61	35	ذكر	y	190
10.07	24.22	D	علاجي	فتحة	248	39	5.07	635.75	15136.08	165	11.0	15	160	62	57	ذكر	y	191
10.68	28.00	D	علاجي	1	305	40	5.68	712.00	15742.85	165	11.0	15	150	63	89	ذكر	y	192
11.02	31.96	D	علاجي	1	364	43	6.02	752.50	16458.28	120	8.0	15	148	70	44	ذكر	y	193
9.19	17.56	D	علاجي	1	148	34	4.19	523.75	13265.44	105	7.0	15	177	55	73	ذكر	y	194
16.45	39.79	D	علاجي	3	482	48	11.45	1431.25	20763.87	120	8.0	15	170	115	52	ذكر	x	195
6.96	22.04	D	تشخيصي	0	216	38	1.96	248.00	4235.12	180	12.0	15	165	60	61	أنثى	x	196
7.14	24.78	D	تشخيصي	0	257	39	2.14	267.50	4415.38	180	12.0	15	153	58	66	أنثى	x	197
7.23	25.95	D	تشخيصي	0	274	40	2.23	278.75	4563.46	210	14.0	15	170	75	47	أنثى	x	198
7.42	27.82	D	تشخيصي	0	302	40	2.42	302.50	4729.35	150	10.0	15	162	73	18	أنثى	x	199
7.39	27.66	D	تشخيصي	0	300	40	2.39	298.75	4712.11	135	9.0	15	169	79	39	أنثى	x	200
7.01	22.31	D	تشخيصي	0	228	36	2.01	251.25	4211.75	165	11.0	15	157	55	44	أنثى	x	201
7.69	30.11	D	تشخيصي	0	337	43	2.69	336.25	5624.36	30	2.0	15	169	86	53	أنثى	x	202
7.32	26.53	D	تشخيصي	0	283	40	2.32	290.00	4625.62	150	10.0	15	167	74	62	أنثى	x	203
6.78	20.44	D	تشخيصي	0	196	36	1.78	225.50	3825.36	105	7.0	15	167	57	78	أنثى	x	204
6.82	20.94	D	تشخيصي	0	203	36	1.82	227.50	3875.24	90	6.0	15	165	57	36	أنثى	x	205
8.14	35.56	D	تشخيصي	0	418	46	3.14	395.50	6456.38	75	5.0	15	150	80	66	أنثى	x	206
7.78	31.22	D	تشخيصي	0	353	43	2.78	347.50	5946.17	30	2.0	15	155	75	49	أنثى	x	207
8.05	34.13	D	تشخيصي	0	397	46	3.05	381.25	6242.16	210	14.0	15	155	82	50	أنثى	x	208
7.72	30.47	D	تشخيصي	0	342	43	2.72	340.00	5679.48	150	10.0	15	160	78	68	أنثى	x	209
6.82	20.96	D	تشخيصي	0	206	36	1.82	227.50	4015.25	45	3.0	15	172	62	50	أنثى	x	210

6.32	15.56	D	تشخيصي	0	118	33	1.32	165.00	1763.98	195	13.0	15	188	55	61	أنثى	x	211
7.96	33.33	D	تشخيصي	0	385	45	2.96	370.00	6014.39	105	7.0	15	150	75	39	أنثى	x	212
7.41	27.56	D	تشخيصي	0	298	40	2.41	303.25	4685.34	105	7.0	15	150	62	71	أنثى	x	213
8.33	37.44	D	تشخيصي	0	447	47	3.33	416.25	7634.53	45	3.0	15	148	82	16	أنثى	x	214
8.42	38.06	D	تشخيصي	0	456	48	3.42	427.50	7896.46	90	6.0	15	170	110	69	أنثى	x	215
7.79	31.22	D	تشخيصي	0	353	43	2.79	348.75	5944.36	165	11.0	15	165	85	57	أنثى	x	216
7.05	23.92	D	تشخيصي	0	244	38	2.05	256.25	4326.59	150	10.0	15	153	56	55	أنثى	x	217
7.60	29.76	D	تشخيصي	0	331	42	2.6	325.00	4963.25	75	5.0	15	170	86	53	أنثى	x	218
7.25	25.91	D	تشخيصي	0	271	40	2.25	283.25	4756.36	45	3.0	15	162	68	37	أنثى	x	219
8.18	35.71	D	تشخيصي	0	423	46	3.18	397.50	7431.27	30	2.0	15	169	102	46	أنثى	x	220
7.51	28.40	D	تشخيصي	0	311	41	2.51	315.75	4863.14	165	11.0	15	157	70	29	أنثى	x	221
7.96	33.26	D	تشخيصي	0	382	45	2.96	370.00	6324.16	210	14.0	15	169	95	40	أنثى	x	222
7.82	31.55	D	تشخيصي	0	350	43	2.82	352.50	5997.36	150	10.0	15	167	88	45	أنثى	x	223
6.05	12.55	D	تشخيصي	0	73	31	1.05	133.25	1400.11	195	13.0	15	167	35	48	أنثى	x	224
7.53	28.65	D	تشخيصي	0	325	41	2.53	316.25	4963.25	135	9.0	15	165	78	50	أنثى	x	225
7.41	31.11	D	تشخيصي	0	349	43	2.41	305.25	5872.24	135	9.0	15	150	70	56	أنثى	x	226
6.41	15.91	D	تشخيصي	0	125	33	1.41	176.25	1836.35	120	8.0	15	144	33	12	أنثى	x	227
7.23	25.81	D	تشخيصي	0	268	40	2.23	278.75	4726.34	195	13.0	15	155	62	71	أنثى	x	228
8.87	38.67	D	تشخيصي	0	468	48	3.87	483.75	8163.94	210	14.0	15	160	99	55	أنثى	x	229
6.87	21.97	D	تشخيصي	0	215	37	1.87	235.75	4125.34	105	7.0	15	172	65	63	أنثى	x	230
8.17	35.61	D	تشخيصي	0	321	46	3.17	396.25	7412.67	210	14.0	15	148	78	48	أنثى	x	231
8.05	34.22	D	تشخيصي	0	398	46	3.05	383.25	7215.67	165	11.0	15	150	77	42	أنثى	x	232
6.82	21.78	D	تشخيصي	0	212	36	1.82	228.50	4106.15	90	6.0	15	150	49	16	أنثى	x	233
7.40	27.39	D	تشخيصي	0	291	40	2.4	302.00	4663.24	135	9.0	15	148	60	25	أنثى	x	234
6.78	20.07	D	تشخيصي	0	186	36	1.78	225.50	4239.97	180	12.0	15	170	58	43	أنثى	x	235
7.87	32.32	D	تشخيصي	0	370	43	2.87	358.75	6135.27	180	12.0	15	165	88	77	أنثى	x	236
7.32	26.49	D	تشخيصي	0	282	40	2.32	290.00	4561.64	165	11.0	15	153	62	56	أنثى	x	237

7.42	27.34	D	تشخيصي	0	288	40	2.42	302.50	4655.38	90	6.0	15	170	79	32	أنثى	x	238
7.69	30.48	D	تشخيصي	0	342	42	2.69	336.25	5643.28	135	9.0	15	162	80	75	أنثى	x	239
6.23	14.71	D	تشخيصي	0	106	32	1.23	153.75	1765.24	135	9.0	15	169	42	15	أنثى	x	240
7.42	27.59	D	تشخيصي	0	294	40	2.42	304.50	4687.99	165	11.0	15	157	68	25	أنثى	x	241
6.69	19.26	D	تشخيصي	0	174	35	1.69	211.25	3765.38	165	11.0	15	169	55	36	أنثى	x	242
7.42	27.97	D	تشخيصي	0	301	40	2.42	305.50	4761.28	120	8.0	15	167	78	24	أنثى	x	243
7.23	25.10	D	تشخيصي	0	250	40	2.23	278.75	4687.96	105	7.0	15	167	70	35	أنثى	x	244
7.51	28.28	D	تشخيصي	0	309	41	2.51	313.75	4915.36	120	8.0	15	165	77	57	أنثى	x	245
7.41	27.56	D	تشخيصي	0	292	40	2.41	301.25	4711.84	180	12.0	15	150	62	89	أنثى	x	246
8.69	41.21	D	تشخيصي	0	503	50	3.69	461.25	8964.25	180	12.0	15	155	99	44	أنثى	x	247
7.37	27.06	D	تشخيصي	0	291	40	2.37	296.25	4613.57	210	14.0	15	155	65	73	أنثى	x	248
7.68	30.47	D	تشخيصي	0	341	42	2.68	335.00	4639.64	150	10.0	15	160	78	52	أنثى	x	249
7.29	26.03	D	تشخيصي	0	275	40	2.29	288.25	4612.34	135	9.0	15	172	77	61	أنثى	x	250
7.71	30.12	D	تشخيصي	0	337	42	2.71	338.75	5622.74	165	11.0	15	165	82	66	أنثى	x	251
9.11	45.33	D	تشخيصي	0	565	52	4.11	513.75	10000.18	30	2.0	15	150	102	47	أنثى	x	252
6.79	21.33	D	تشخيصي	0	201	36	1.79	223.75	4015.68	150	10.0	15	150	48	18	أنثى	x	253
8.60	40.18	D	تشخيصي	0	388	50	3.6	450.00	8765.97	105	7.0	15	148	88	39	أنثى	x	254
6.81	21.45	D	تشخيصي	0	206	36	1.81	228.25	4098.34	90	6.0	15	170	62	44	أنثى	x	255
7.60	29.02	D	تشخيصي	0	320	42	2.6	325.00	4891.54	75	5.0	15	165	79	53	أنثى	x	256
8.05	34.17	D	تشخيصي	0	398	45	3.05	381.25	6350.18	30	2.0	15	153	80	62	أنثى	x	257
6.81	21.45	D	تشخيصي	0	206	36	1.81	226.25	4092.37	210	14.0	15	170	62	78	أنثى	x	258
7.50	23.62	D	تشخيصي	0	239	38	2.5	312.50	4280.45	150	10.0	15	162	62	36	أنثى	x	259
6.96	22.41	D	تشخيصي	0	221	37	1.96	245.00	4270.33	45	3.0	15	169	64	66	أنثى	x	260
7.32	26.78	D	تشخيصي	0	288	40	2.32	292.00	4726.82	195	13.0	15	157	66	49	أنثى	x	261
7.05	23.81	D	تشخيصي	0	245	38	2.05	256.25	4310.64	105	7.0	15	169	68	50	أنثى	x	262
7.23	25.10	D	تشخيصي	0	260	40	2.23	279.75	4687.22	105	7.0	15	167	70	68	أنثى	x	263
7.24	25.82	D	تشخيصي	0	272	40	2.24	285.00	4734.61	45	3.0	15	167	72	50	أنثى	x	264

7.38	27.18	D	تشخيصي	0	298	40	2.38	297.50	4640.18	90	6.0	15	165	74	61	أنثى	x	265
7.96	33.78	D	تشخيصي	0	391	45	2.96	370.00	6423.37	165	11.0	15	150	76	39	أنثى	x	266
8.33	37.62	D	تشخيصي	0	449	47	3.33	416.25	7896.76	150	10.0	15	144	78	71	أنثى	x	267
6.78	20.81	D	تشخيصي	0	197	36	1.78	222.50	4135.29	75	5.0	15	155	50	16	أنثى	x	268
7.30	26.17	D	تشخيصي	0	266	40	2.3	287.50	4550.82	45	3.0	15	160	67	69	أنثى	x	269
7.14	24.00	D	تشخيصي	0	245	39	2.14	267.50	4325.62	30	2.0	15	172	71	57	أنثى	x	270
8.06	34.24	D	تشخيصي	0	401	45	3.06	382.50	6674.38	165	11.0	15	148	75	55	أنثى	x	271
8.14	35.11	D	تشخيصي	0	412	46	3.14	393.50	6845.15	210	14.0	15	150	79	53	أنثى	x	272
8.23	36.89	D	تشخيصي	0	438	46	3.23	403.75	7225.16	150	10.0	15	150	83	37	أنثى	x	273
8.51	39.72	D	تشخيصي	0	481	48	3.51	438.75	8463.19	195	13.0	15	148	87	46	أنثى	x	274
7.14	24.34	D	تشخيصي	0	250	39	2.14	267.50	4410.25	135	9.0	15	157	60	29	أنثى	x	275
6.87	21.36	D	تشخيصي	0	200	36	1.87	235.75	4298.81	135	9.0	15	169	61	40	أنثى	x	276
6.96	22.23	D	تشخيصي	0	214	37	1.96	245.00	4367.58	120	8.0	15	167	62	45	أنثى	x	277
6.07	12.91	D	تشخيصي	0	79	31	1.07	135.75	1546.39	195	13.0	15	167	36	48	أنثى	x	278
6.14	13.59	D	تشخيصي	0	89	31	1.14	143.50	1645.37	210	14.0	15	165	37	50	أنثى	x	279
10.77	24.44	D	علاجي	فتحة	254	39	5.77	724.25	13150.14	105	7.0	15	150	55	56	أنثى	x	280
10.09	21.22	D	علاجي	فتحة	197	36	5.09	636.25	12250.11	210	14.0	15	144	44	12	أنثى	x	281
10.88	24.97	D	علاجي	1	260	39	5.88	735.00	13201.46	165	11.0	15	155	60	33	أنثى	x	282
14.40	22.66	D	علاجي	بطارية+شبكة	225	36	9.4	1175.00	12564.37	90	6.0	15	160	58	56	أنثى	x	283
12.96	25.35	D	علاجي	2	265	40	7.96	995.00	13346.28	135	9.0	15	172	75	42	أنثى	x	284
14.64	33.33	D	علاجي	2	385	45	9.64	1205.00	15246.36	180	12.0	15	148	73	76	أنثى	x	285
17.01	48.89	D	علاجي	3	600	55	12.01	1501.25	20000.24	180	12.0	15	150	110	51	أنثى	x	286
10.76	24.44	D	علاجي	فتحه	252	39	5.76	724.00	13149.14	165	11.0	15	150	55	82	أنثى	x	287
13.88	39.26	D	علاجي	فتحه	274	48	8.88	1110.00	16746.34	90	6.0	15	148	86	69	أنثى	x	288
11.94	30.02	D	علاجي	1	335	43	6.94	867.50	14564.27	135	9.0	15	157	74	73	أنثى	x	289
12.04	30.46	D	علاجي	1	342	43	7.04	880.00	14598.48	135	9.0	15	169	87	58	أنثى	x	290
11.58	28.27	D	علاجي	1	309	41	6.58	822.50	14189.64	165	11.0	15	142	57	72	أنثى	x	291

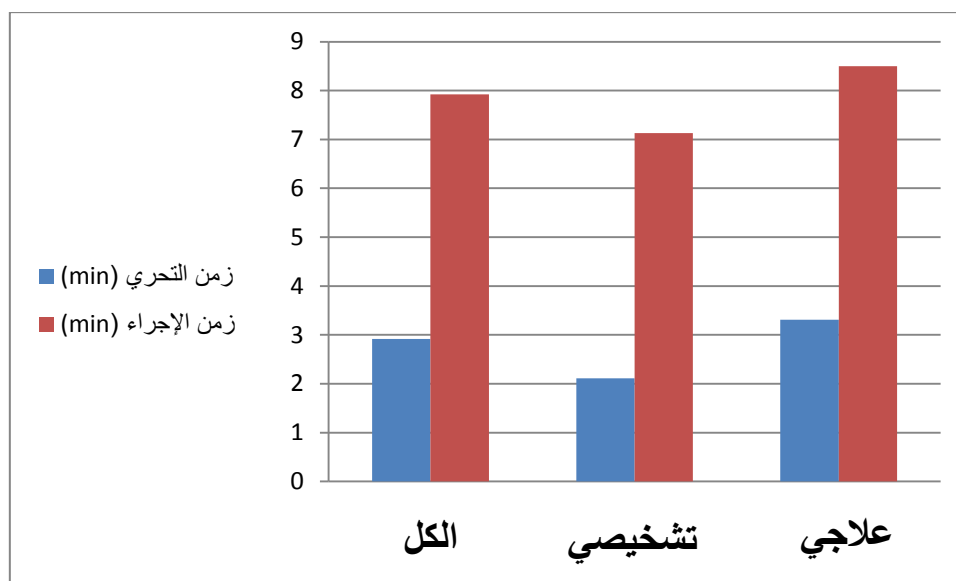
14.66	28.69	D	علاجي	3	315	41	9.66	1207.50	14263.34	165	11.0	15	167	80	50	أنثى	x	292
11.43	27.55	D	علاجي	1	298	40	6.43	804.75	13764.28	120	8.0	15	165	75	52	أنثى	x	293
13.01	35.03	D	علاجي	فتحة	410	46	8.01	1005.25	15746.78	105	7.0	15	153	82	49	أنثى	x	294
16.50	37.62	D	علاجي	3	449	47	11.5	1438.50	16364.28	120	8.0	15	144	78	38	أنثى	x	295
13.42	22.77	D	علاجي	3	227	37	8.42	1053.50	12649.11	180	12.0	15	165	62	52	أنثى	x	296
10.42	21.48	D	علاجي	1	207	36	5.42	677.50	12463.89	180	12.0	15	160	55	55	أنثى	x	297
14.96	25.35	D	علاجي	بطارية+شبكة	265	40	9.96	1245.00	13249.87	210	14.0	15	172	75	62	أنثى	x	298
16.46	42.00	D	علاجي	2	515	50	11.46	1432.50	17825.13	150	10.0	15	148	92	40	أنثى	x	299
9.05	15.56	D	علاجي	فتحة	118	33	4.05	508.25	1100.36	135	9.0	15	150	35	69	أنثى	x	300

وبالاعتماد على الجدول (5-2) السابق قمنا بدراسة القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الذكور الخاضعين للقترة القلبية الذين يبلغ عددهم 195 ذكراً بينهم 156 خضعوا للقترة لغاية التشخيص و39 خضعوا لها لغاية العلاج، فحصلنا على الجدول (6-2) التالي:

الجدول (2-6): القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الذكور الخاضعين للقطرة القلبية الذين عددهم 195 ذكراً في حالتى التشخيص والعلاج.

المجموعة Group	العدد No	العمر Age(years)	الطول Height(cm)	الوزن Weight(Kg)	مؤشر كتلة الجسم BMI(kg/m ²)	عدد الصور الشعاعية No.of radiographs	زمن التحري Screening Time(min)	زمن الإجراء Procedure duration (min)
الكل All	195	50.38 (10-89)	168.26 (140-189)	73.17 (35-115)	25.94 (10.80-44.63)	8.86 (2-14)	2.92 (1-11.45)	7.92 (6-16.45)
تشخيصي Diagnostic	156	50.26 (10-89)	167.60 (140-189)	72.92 (35-110)	26.03 (10.80-44.63)	8.84 (2-14)	2.11 (1-4.52)	7.13 (6-9.52)
علاجي Therapeutic	39	50.87 (12-89)	170.64 (148-189)	73.36 (35-115)	25.89 (13.67-39.79)	8.89 (2-14)	3.31 (1.08-12.45)	8.50 (6.08-17.45)

بالاعتماد على الجدول (6-2) قمنا بمقارنة زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الذكور في حالتى التشخيص والعلاج في عمليات القنطرة القلبية، فحصلنا على الخط البياني التالي:



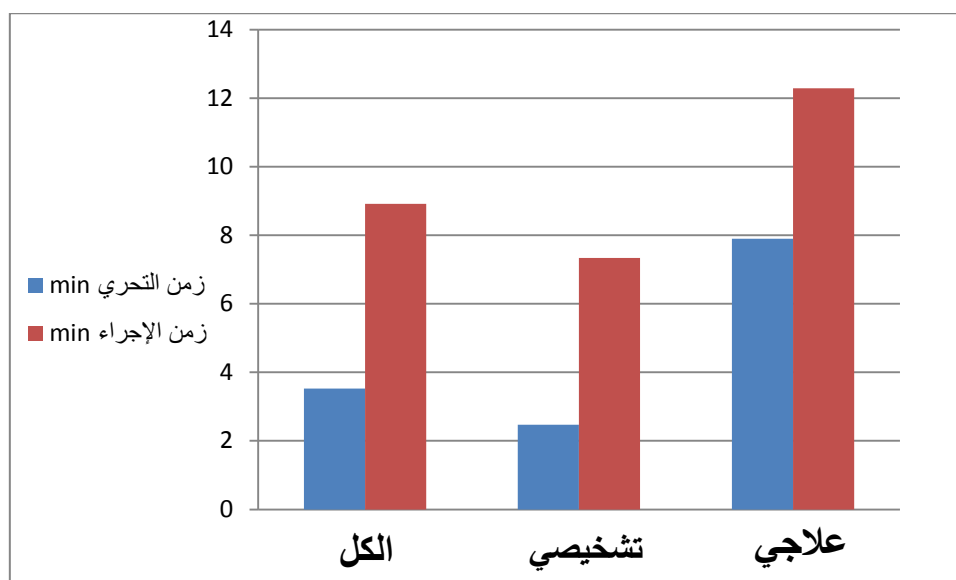
الشكل (2-18): مقارنة بين زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الذكور.

كما قمنا بدراسة القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الإناث الخاضعات للقنطرة القلبية اللواتي يبلغ عددهن 105 إناث بينهن 84 خضعن للقنطرة بهدف التشخيص و21 خضعن لها بهدف العلاج، فحصلنا على الجدول (7-2) التالي:

الجدول (2-7): القيم المتوسطة والمجال للبيانات الحيوية للمرضى الإناث الخاضعات للقثطرة القلبية اللواتي عددهن 105 إناث في حالتى التشخيص والعلاج.

المجموعة Group	العدد No	العمر Age(years)	الطول Height(cm)	الوزن Weight(Kg)	مؤشر كتلة الجسم BMI(kg/m ²)	عدد الصور الشعاعية No. of radiographs	زمن التحري Screening Time(min)	زمن الإجراء Procedure duration (min)
الكل All	105	50.32 (12-89)	159.69 (142-188)	70.46 (33-110)	27.89 (12.55-48.89)	9.04 (2-14)	3.53 (1.05-12.01)	8.29 (6.05-17.01)
تشخيصي Diagnostic	84	49.21 (12-89)	160.56 (144-188)	70.41 (33-110)	27.57 (12.55-45.33)	8.80 (2-14)	2.47 (1.05-5.77)	7.34 (6-10.77)
علاجي Therapeutic	21	54.62 (12-82)	155.46 (142-172)	69.90 (35-110)	29.02 (15.56-48.89)	9.90 (6-14)	7.90 (4.05-12.01)	12.29 (9-17)

وبالاعتماد على الجدول (7-2) قمنا بمقارنة زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الإناث في حالتى التشخيص والعلاج في عمليات القنطرة القلبية، فحصلنا على الخط البياني التالي:



الشكل (19-2): مقارنة بين زمن الإجراء وزمن التحري للمرضى الإناث.

نلاحظ من الخططين البيانيين (18-2) و(19-2) أن زمن إجراء عملية القنطرة القلبية في حالتى المرضى الذكور والإناث أكبر من زمن التحري، كما أن الزمن اللازم للعلاج بالقنطرة أكبر بكثير من زمن تشخيص وضع أو حالة الأوعية الدموية لمرضى القلب كونها قد تتضمن تركيب شبكة أو أكثر.

وباستخدام الجدول (5-2) السابق حصلنا على الجدولين (8-2) و(9-2) التاليين:

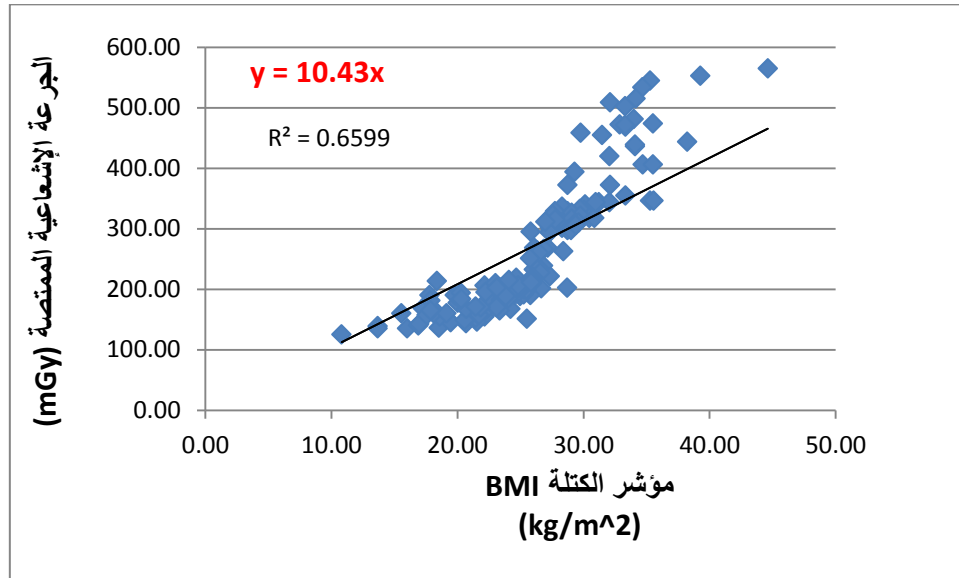
الجدول(8-2): يبين الملخص الإحصائي لقياسات الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الذكور الخاضعين للقثطرة القلبية.

مؤشر كتلة الجسم BMI(kg/m ²) Mean(min-max)	mA Mean(min-max)	KV Mean(min-max)	زمن التحري Screening Time(min) Mean(min-max)	الجرعة بالسطح DAP values($\mu Gy/m^2$) Mean(min-max)	الجرعة الإشعاعية المتصّة (m Gy) Mean(min-max)	المجموعة Group
25.94 (10.80-44.63)	266.11 (50-554)	39.39 (30-52)	2.92 (1-11.45)	7954.51 (1402.49-20763.87)	364.72 (125-1431.2)	الكل All
26.03 (10.80-44.63)	265.08 (50-554)	39.46 (30-52)	2.11 (1-4.52)	5873.08 (1402.49-12542.61)	264.06 (125-565)	تشخيصي Diagnostic
25.89 (13.67-39.79)	265.75 (90-482)	38.93 (31-48)	3.31 (1.08-12.45)	15912.23 (1560.34-20763.87)	767.98 (523.75-1431.25)	علاجي Therapeutic

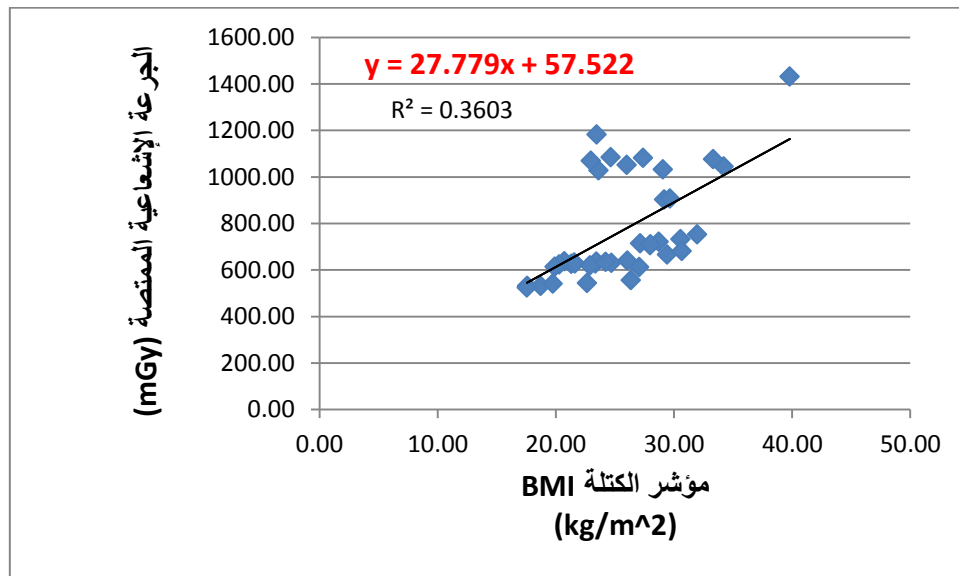
الجدول(9-2): يبين الملخص الإحصائي لقياسات الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الإناث الخاضعات للقثطرة القلبية.

مؤشر كتلة الجسم BMI(kg/m ²) Mean(min-max)	mA Mean(min-max)	KV Mean(min-max)	زمن التحري Screening Time(min) Mean(min-max)	الجرعة بالسطح DAP values($\mu Gy/m^2$) Mean(min-max)	الجرعة الإشعاعية الممتصة (m Gy) Mean(min-max)	المجموعة Group
27.89 (12.55-48.89)	298.93 (73-600)	40.83 (31-55)	9.53 (7.05-18.01)	6860.32 (1100.36-20000.24)	440.89 (131.25-1507.25)	الكل All
27.57 (12.55-45.33)	295.76 (73-565)	40.61 (31-52)	8.47 (7.05-11.77)	5212.35 (1400.11-13150.14)	304.30 (131.25-513.75)	تشخيصي Diagnostic
29.02 (15.56-48.89)	309.62 (118-600)	41.62 (33-55)	13.90 (10.05-18.01)	13830.18 (1100.36-20000.24)	987.26 (506.25-1501.25)	علاجي Therapeutic

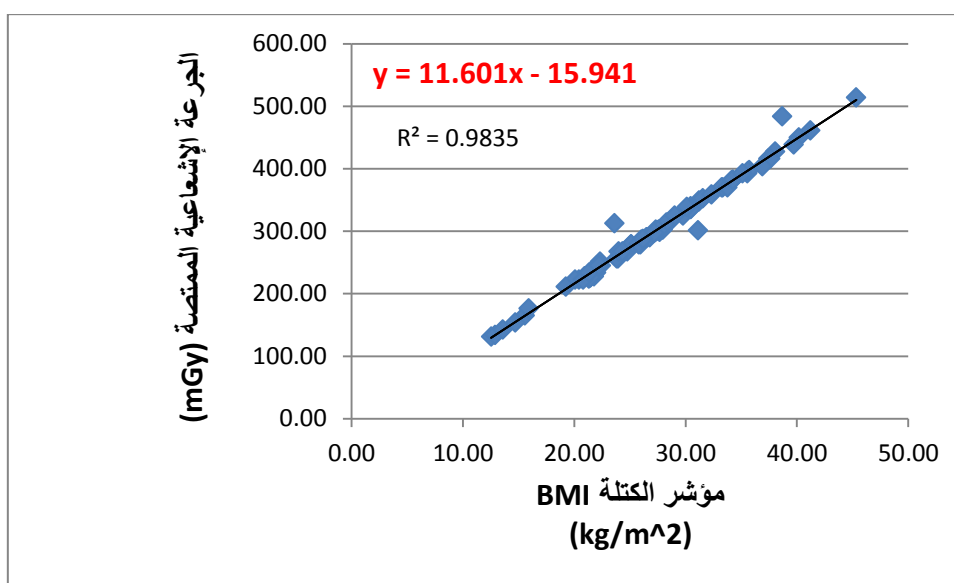
وبدراسة العلاقة بين مؤشر الكتلة و الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الخاضعين لعملية القنطرة القلبية تشخيصاً وعلاجاً وباعتماد على الجدول (2-5) نحصل على الخطوط البيانية التالية:



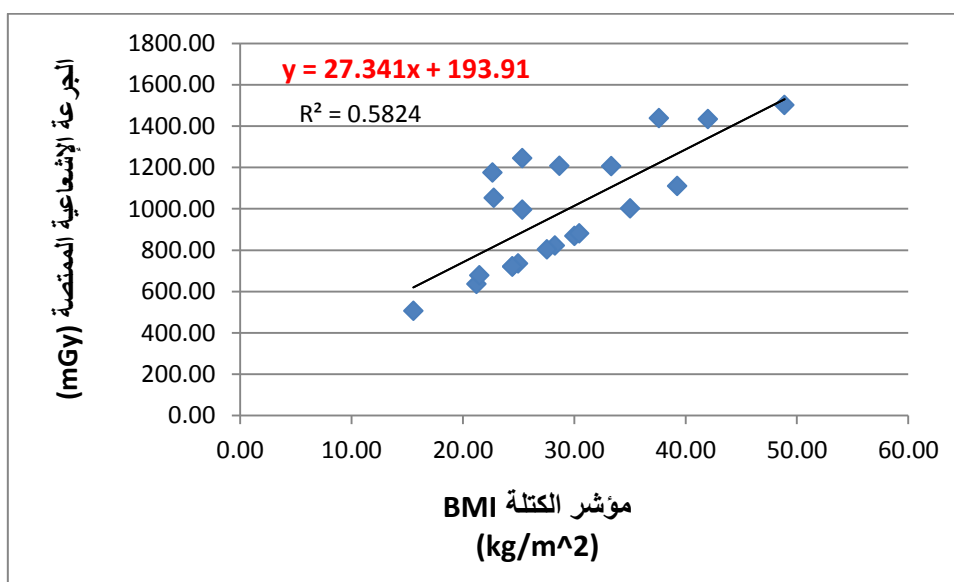
الشكل (2-20): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و مؤشر الكتلة للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القنطرة القلبية بغرض التشخيص.



الشكل (2-21): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و مؤشر الكتلة للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القنطرة القلبية بغرض العلاج.



الشكل (22-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و مؤشر الكتلة للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.



الشكل (23-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و مؤشر الكتلة للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.

وبالاستعانة بالجدول (5-2) قمنا بحساب الجرعة الإشعاعية الممتصة خلال الزمن لعينة الرجال :

$$\text{الجرعة بالدقيقة للمريض} = \frac{\sum \text{جرعة المريض}}{\sum \text{زمن التحري}} = \frac{70755}{569.16} = 124.31 \text{ mGy/min}$$

وحساب الجرعة الإشعاعية الممتصة خلال الزمن لعينة الإناث :

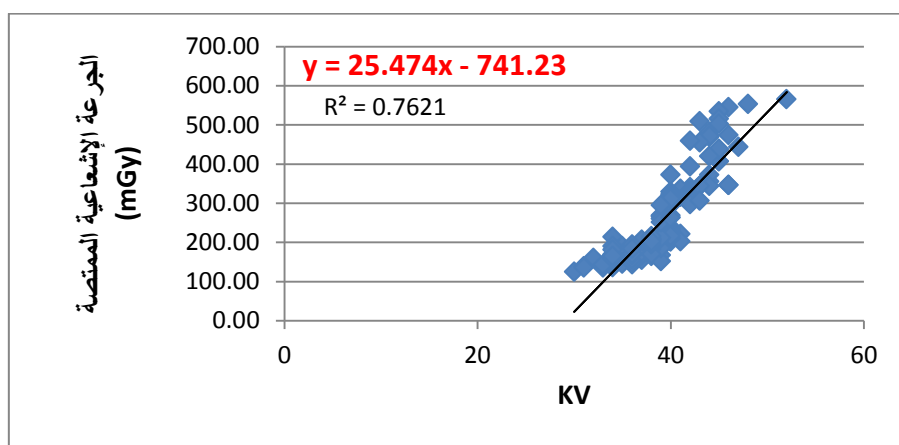
$$\text{الجرعة بالدقيقة للمريض} = \frac{\sum \text{جرعة المريض}}{\sum \text{زمن التحري}} = \frac{46293.75}{371.09} = 124.75 \text{ mGy/min}$$

وبحساب متوسط معدل الجرعة الإشعاعية الممتصة للعينة الكاملة من المرضى نجد:

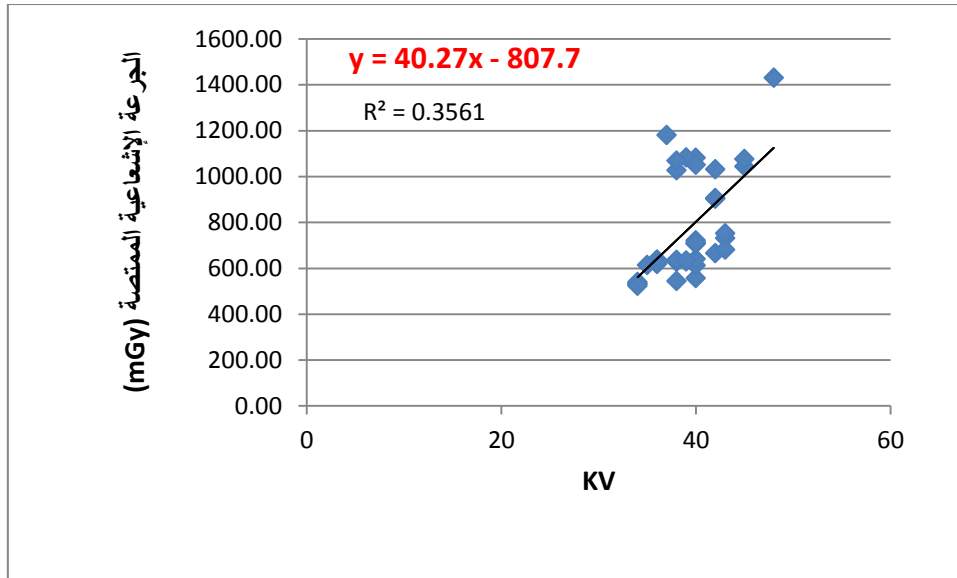
$$\text{الجرعة بالدقيقة للمريض} = \frac{124.31 + 124.75}{2} = 124.53 \text{ mGy/min}$$

نلاحظ من الأشكال (20-2)، (21-2)، (22-2)، (23-2) ومن الجدولين (2-8) و(2-9) أن العلاقة بين مؤشر كتلة الجسم BMI والجرعة الإشعاعية الممتصة هي علاقة خطية، فبإزدياد مؤشر كتلة جسم المريض تزداد الجرعة الإشعاعية الممتصة التي يتعرض لها خلال عملية القثطرة كما أن الجرعة الإشعاعية في حالة العلاج تكون أكبر من الجرعة الإشعاعية الممتصة في حالة التشخيص.

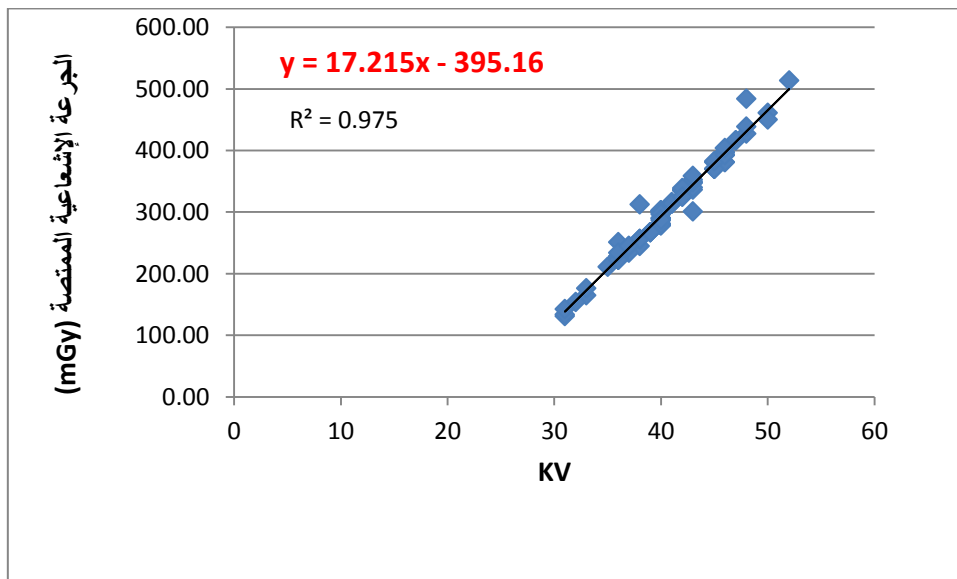
وبدراسة العلاقة بين KV والجرعة الإشعاعية للمرضى الخاضعين لعملية القثطرة القلبية تشخيصاً وعلاجاً وباعتماد على الجدول (5-2) نحصل على الخطوط البيانية التالية:



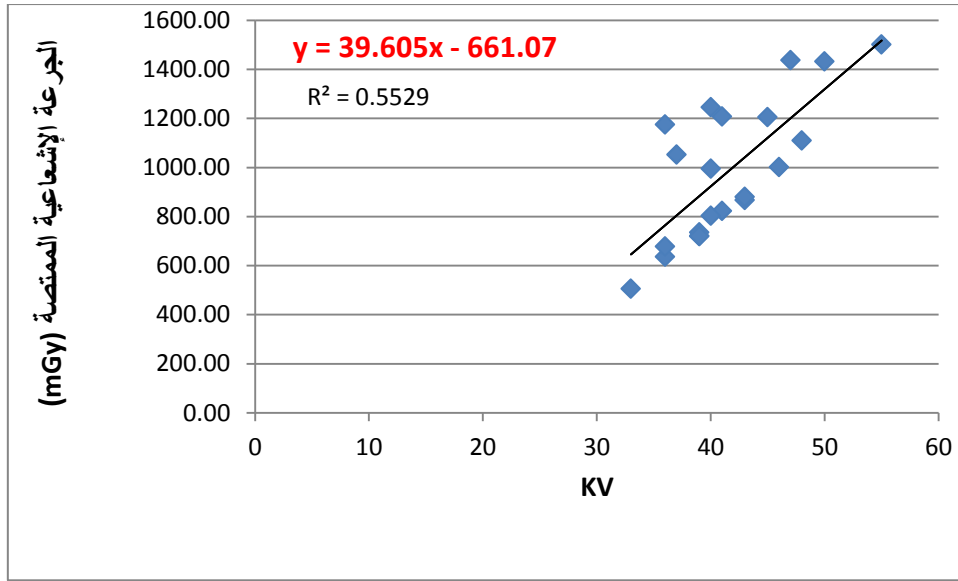
الشكل (24-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.



الشكل (25-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.

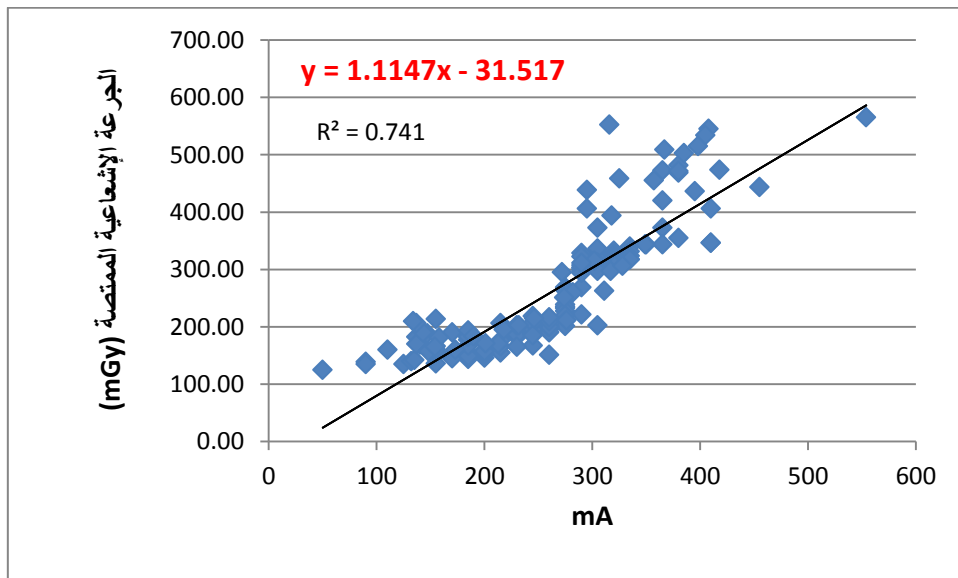


الشكل (26-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.

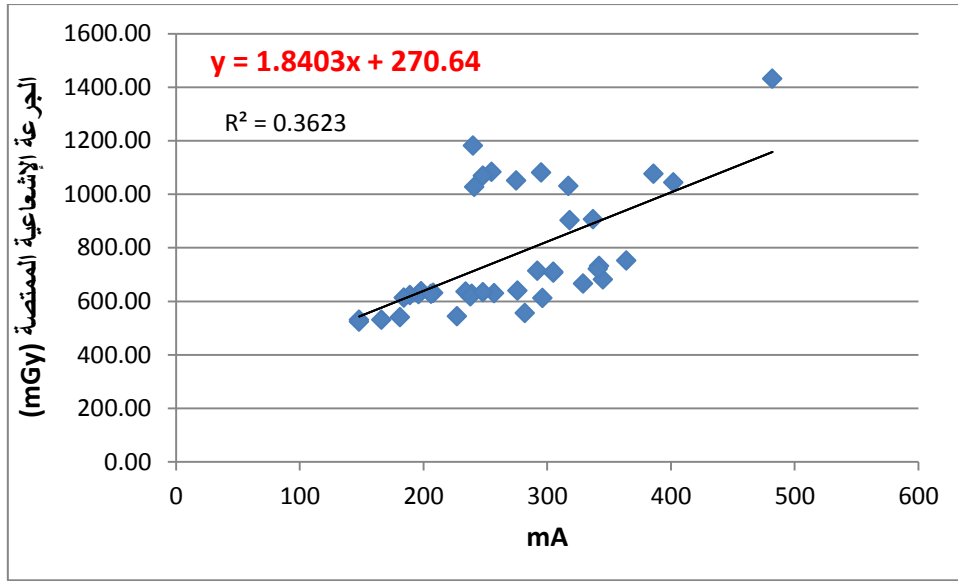


الشكل (27-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.

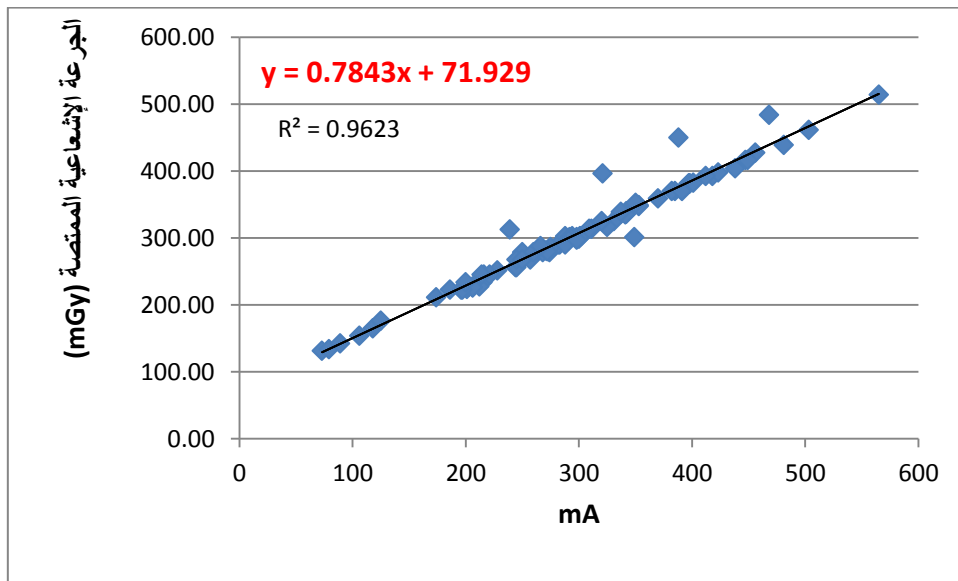
وبدراسة العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الخاضعين لعملية القثطرة القلبية تشخيصاً وعلاجاً وبالاكتفاء على الجدول (5-2) نحصل على الخطوط البيانية التالية:



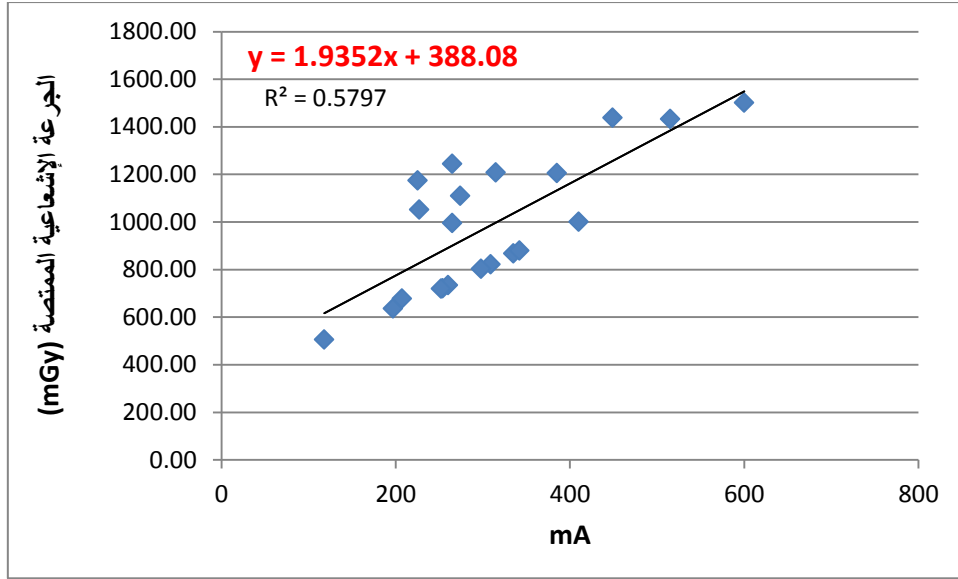
الشكل (28-2): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.



الشكل (2-29): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الذكور الخاضعين لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.



الشكل (2-30): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض التشخيص.



الشكل (2-31): العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و mA للمرضى الإناث الخاضعات لعملية القثطرة القلبية بغرض العلاج.

نلاحظ من الأشكال (2-24)، (2-25)، (2-26)، (2-27)، (2-28)، (2-29)، (2-30)، (2-31) ومن الجدولين (2-8) و (2-9) أن العلاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة و KV هي علاقة خطية، فبازدياد KV تزداد الجرعة الإشعاعية الممتصة التي يتعرض لها المريض خلال عملية القثطرة كما أن الجرعة الإشعاعية الممتصة في حالة العلاج تكون أكبر من الجرعة الإشعاعية الممتصة في حالة التشخيص، وكذلك فإن العلاقة بين mA والجرعة الإشعاعية الممتصة هي علاقة خطية، فبازدياد mA تزداد الجرعة الإشعاعية الممتصة التي يتعرض لها المريض خلال عملية القثطرة كما أن الجرعة الإشعاعية الممتصة في حالة العلاج تكون أكبر من الجرعة الإشعاعية الممتصة في حالة التشخيص.

ولتقييم خطر الإصابة بالسرطان في كائن حي معين بعد القثطرة القلبية، أو التأثيرات الجينية في الأجيال القادمة بعد التشعيع، قمنا بضرب الجرعة المتوسطة المكافئة للأعضاء باستخدام برنامج مونتني كارلو الكود (NRPB-SR262) [22] مع عوامل الخطر التي تم الحصول عليها من (ICRP-60 (1991)).

$$CB = D_m \times R_f$$

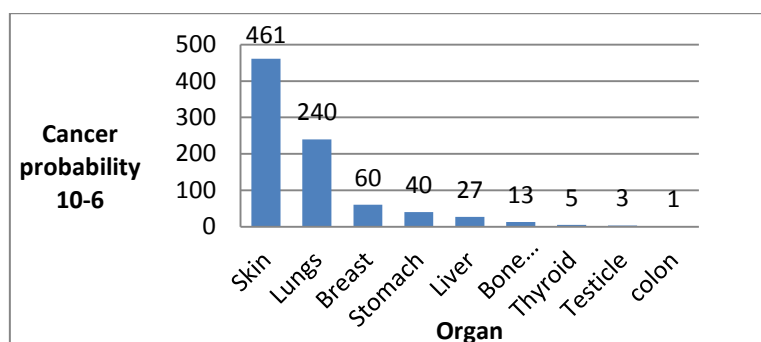
حيث: ، CB احتمال السرطان، D_m : يعني الجرعة المكافئة للعضو، R_f : عامل الخطر.

تم الحصول على النتائج الموضحة بالجدول التالي:

الجدول (2-10): قيم كل من الجرعة الإشعاعية الممتصة والجرعة المكافئة للعضو ومعامل الخطورة واحتمالية السرطان لمجموعة من الأعضاء الحيوية في جسم الإنسان.

العضو Organ	الجرعة الإشعاعية المتصّة Dose(mGy)	الجرعة المكافئة للعضو Organ equivalent Dose (mSv)	معامل الخطورة Risk factor ($10^{-4}SV^{-1}$)	احتمالية السرطان Cancer probability (10^{-6})
الجلد Skine	4.61	4.61	1000	461
الثدي Breast	5.38	5.38	112	60
المعدة Stomach	5.12	5.12	79	40
الكولون Colon	0.17	0.17	65	1
الكبد Liver	9.29	9.29	30	27
الرئتين Lungs	21.06	21.06	114	240
الخصيتين Testicles	1.77	1.77	20	3
الحنجرة Thyroid	0.15	0.15	33	5
نخاع العظم Bone marrow	3.21	3.21	12	13

وبالاعتماد على الجدول (10-2) السابق قمنا بدراسة احتمالية السرطان Cancer probability لمجموعة من أعضاء الجسم البشري فحصلنا على الخط البياني التالي:



الشكل (2-32): احتمالية السرطان Cancer probability لمجموعة من أعضاء الجسم البشري.

نلاحظ من الشكل (2-32) أن احتمالية السرطان Cancer probability هي الأكبر للجلد بينما تقل كلما اتجهنا نحو الأعضاء الداخلية في جسم الإنسان.

2-2- الاستنتاجات Conclusions:

1- تبين من النتائج أن الجرعة الممتصة التي يتعرض لها المريض الذكر في الدقيقة وسطياً هي 124.31 mGy/min والجرعة الإشعاعية التي تتعرض لها المريضة الأنثى هي 124.75 mGy/min ومنه وجدنا أن متوسط معدل الجرعة للمريض بشكل عام 124.53 mGy/min وهي أكبر من الجرعة المسموح بها بحسب المعايير الأوروبية وهي 100 mGy/min ويعود ذلك بحسب ما شاهدنا ميدانياً خلال دراستنا لقصور برامج الوقاية الإشعاعية في المركزين موضوع الدراسة فلا الفني الشعاعي موجود دائماً بل ممرضة تقوم بعمله ولا الطبيب يقوم بعمله دوماً بل يعتمد على أطباء الدراسات كون المركزين تعليميان والطلبة لا يمتلكون الخبرة الكافية لإنجاز المطلوب بالسرعة الكافية ولا يتم إجراء ضبط جودة للأجهزة لتحسين الأداء ولا وجود لفيزيائي طبي يشرف على العمل ولا مسؤول وقاية إشعاعية في كلا المركزين.

2- تبين من النتائج وجود فرق واضح في الجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية، في حالتي التشخيص والعلاج ويعود ذلك إلى أوقات التعرض الطويلة نسبياً في حالة العلاج مقارنة بالتشخيص.

3- وتبين أيضاً وجود علاقة بين مؤشر كتلة الجسم والجرعة الإشعاعية الممتصة للمرضى الخاضعين للقثطرة القلبية، فزيادة المؤشر تزداد الجرعة نسبياً.

4- وإلى وجود اختلاف في الجرعة المكافئة للأعضاء الأقرب للتعرض في إجراء القثطرة القلبية، وذلك بحسب البعد عن مصدر الإشعاع، وطبيعة نسيج كل عضو، وبالتالي اختلاف احتمالية الإصابة بالسرطان لكل عضو مع مرور الزمن (المحسوب بواسطة برنامج مونتي كارلو).

5- كما تبين وجود علاقة تناسب طردي لشدة التيار المطبق على الجهاز مع الجرعة الإشعاعية الممتصة المتلقاة.

6- وتبين وجود علاقة بين الجرعة الإشعاعية الممتصة والتوتر الكهربائي المطبق فزيادة التوتر تزداد الجرعة الإشعاعية الممتصة.

7- من خلال المراقبة والتواجد في قاعات القثطرة القلبية على طول مدة الدراسة تبين وجود علاقة بين جودة الصورة الإشعاعية والجرعة الإشعاعية الممتصة للمريض، فالصورة الجيدة تتطلب رفع الجهد المطبق أو رفع شدة التيار وفي كلا الحالتين ستزداد الجرعة الممتصة للمريض، فالطبيب الخبير يعمل على تحقيق توازن بين الجهد والتيار وبالتالي الحصول على صورة مقبولة بأقل جرعة إشعاعية ممكنة، ولتخفيض الجرعة الإشعاعية للمريض يجب اتباع التوصيات التالية:

1- عدم استخدام خيار الوضوح في الصورة.

2- عدم استخدام خيار التشويش.

3- استخدام المرشحات.

4- عدم استخدام خيار تكبير الصورة إلا عند الضرورة.

5- إبقاء أنبوب الأشعة من الأسفل.

6- تشغيل الحزمة الإشعاعية في أقصر زمن ممكن.

7- تحديد الساحة الإشعاعية ما أمكن على المنطقة المطلوبة.

8- تغيير جهة الأشعة السينية ما أمكن عن نفس المنطقة من الجلد لتخفيض الجرعة الإشعاعية.

2-3- التوصيات Recommendations:

من أجل تحقيق الحماية الإشعاعية الأمثل، نوصي بأن يقوم العاملون بالإشعاع وإدارة إدارتها بالتوصيات التالية:

- 1- وضع برنامج حماية من الإشعاع محدد بشكل جيد بما في ذلك خطة للعمال وأماكن العمل.
- 2- تنظيم أنشطة التدريب العادية لتحسين الأداء وتحسين جرعات المرضى وتعرض الموظفين.
- 3- وضع مزيداً من التركيز على تبرير متطلبات التعرض للمرضى.
- 4- توفير أدوات الحماية الحيوية مثل عدادات DAP لتحسين جرعة المريض، والشاشة والنظارات الواقية، أو الستائر التكميلية للرصاص أو الرصاص (شرائح الرصاص).
- 5- يجب مشاورة المريض حول المخاطر الإشعاعية إذا كان الإجراء خطراً ويؤدي لحدوث ضرر.
- 6- يجب حفظ سجلات التعرض إذا كان التعرض الأعلى للجرعة المتراكمة على الجلد 3 غري أو أكبر.
- 7- يجب على الطبيب المعالج لكل مريض إخباره عن احتمالات الآثار الإشعاعية.
- 8- إذا كانت الجرعة كافية لإحداث آثار مرئية يجب التشاور مع المريض بعد الإجراء.

Referens المراجع

- [1]- E.B. Podgorsak. Radiation Oncology Physics : A Hand book for teacher and student. Vienna, 2005.
- [2]-EUR16262 EN, Eurobean Commission. Eurobean Guidelines on quality criteria for computed tomography, Luxembourg 1999.
- [3]-INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Managing patient dose in computed tomography,ICRP publication 87. Annals of ICRP 2001 30 (4). Oxford, UK; Pergamon press.
- [4]-Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology. WHO 2000. Geneva.
- [5]-Harrison D., Ricciardello M., Collins L. (1998): Evaluation of radiation dose and risk to the patient from coronary angiography. *Australian and New Zealand Journal of Medicine*, **28**(5), 597-603.
- [6]-Viktorie Stisova (2004): effective dose to patient during cardiac interventional procedures. *Radiation Protection Dosimetry* **111**, (3), 271±274.
- [7]-Trianni, R. Padovani¹, C. Foti¹, E. Cragnolini¹, G. Chizzola, H. Toh, G. Bernardi and A. Procleme (2005): dose to cardiologists in haemodynamic and electrophysiology cardiac interventional procedures, *Radiation Protection Dosimetry*, **117**, No. 1–3, 111–115.
- [8]-Tsapaki V., Patsilidakos S., Voudris V., Magginas A., Pavlidis S., Maounis T., Theodorakis G., Koutelou M., Vrantza T., Nearchou M., Nikolaki N., Kollaros N., Kyrozi E., Kottou S., Karaikos P., Neofotistou E., and Cokkinos D. (2008): level of patient and operator dose in the largest cardiac centre in Greece, *Radiation Protection Dosimetry* **129**, No. 1–3, 71–73.
- [9]-Morrish O. W. E., Goldstone K. E. (2008): An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures, *British Journal of Radiology*, **81**, 35–45.
- [10]- D’Helft C., McGee A., Rainford L., McFadden S., Winder J., Hughesand C. Brennan P. C. (2008): proposed preliminary diagnostic

reference levels for three common interventional cardiology procedures in Ireland. *Radiation Protection Dosimetry*, **29**, No. 1–3, 63–66.

[11]-International Atomic Energy Agency (IAEA), TRS, ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY, Vienna, 2000.

[12]- G.F.Knoll , Radiation detection and measurement, 3rd edition, John Wiley et sons. New-York 1999.

[13]- Cember, Henman, Introduction to health physics, 3rd edition Mac-Graw Hill 1996.

[14]- International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. 115, Safety Standards. IAEA, February 1996.

[15]- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR OFFICE, Occupational Radiation Protection, Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).

[16]- <http://physics.nist.gov/>

<http://courses.ats.rochester.edu/schroder/NuScience/index.htm>

<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu>

<http://www.educanext.org>

[17]- ICRP. Recommendation of International Commission on Radiation Protection Publication 103, 2007.

[18]- International Commission on Radiological Protection. Protection from potential exposures: application to selected radiation sources, ICRP report 76. Oxford: Persimmon Press, 1997.

[19]- Christopoulos, Georgios; Makke, Lorenza; Christakopoulos, Georgios; Kotsia, Anna; Rangan, Bavana V.; Roesle, Michele; Haagen, Donald; Kumbhani, Dharam J.; Chambers, Charles E. (2016-02-01). "Optimizing Radiation Safety in the Cardiac Catheterization Laboratory: A Practical Approach". *Catheterization and Cardiovascular Interventions: Official Journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*. **87** (2): 291–301. doi:10.1002/ccd.25959. ISSN 1522-726X. PMID 26526181.

- [20]- Sirker, Alex; Kwok, Chun Shing; Kotronias, Rafail; Bagur, Rodrigo; Bertrand, Olivier; Butler, Robert; Berry, Colin; Nolan, James; Oldroyd, Keith (November 2016). "Influence of access site choice for cardiac catheterization on risk of adverse neurological events: A systematic review and meta-analysis". *American Heart Journal*. **181**: 107–119. doi:10.1016/j.ahj.2016.06.027. ISSN 1097-6744. PMID 27823682.
- [21]- Camuglia, Anthony C.; Randhawa, Varinder K.; Lavi, Shahar; Walters, Darren L. (November 2014). "Cardiac catheterization is associated with superior outcomes for survivors of out of hospital cardiac arrest: review and meta-analysis". *Resuscitation*. **85** (11): 1533–1540. doi:10.1016/j.resuscitation.2014.08.025. ISSN 1873-1570. PMID 25195073
- [22]- A Code of Practice issued by the Radiological Protection Institute of Ireland June 2009; Radiological Protection Institute of Ireland The Design of Diagnostic Medical Facilities Where Ionizing Radiation is used.