الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

الجامعة، 20 اوث 1955– سكيكدة

كلية العلوم

قسم الفيزياء

رسالة الماستر

مجال الدراسة: الفيزياء

التخصص: فيزياء طبية

موضوع:

دراسة مقارنة لجودة الصورة والجرعة الإشعاعية بين الماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات والماموغرافيا التقليدية

من إعداد الطلبة:

- **صغير ياسمين**
- **بوشطاطة آية**

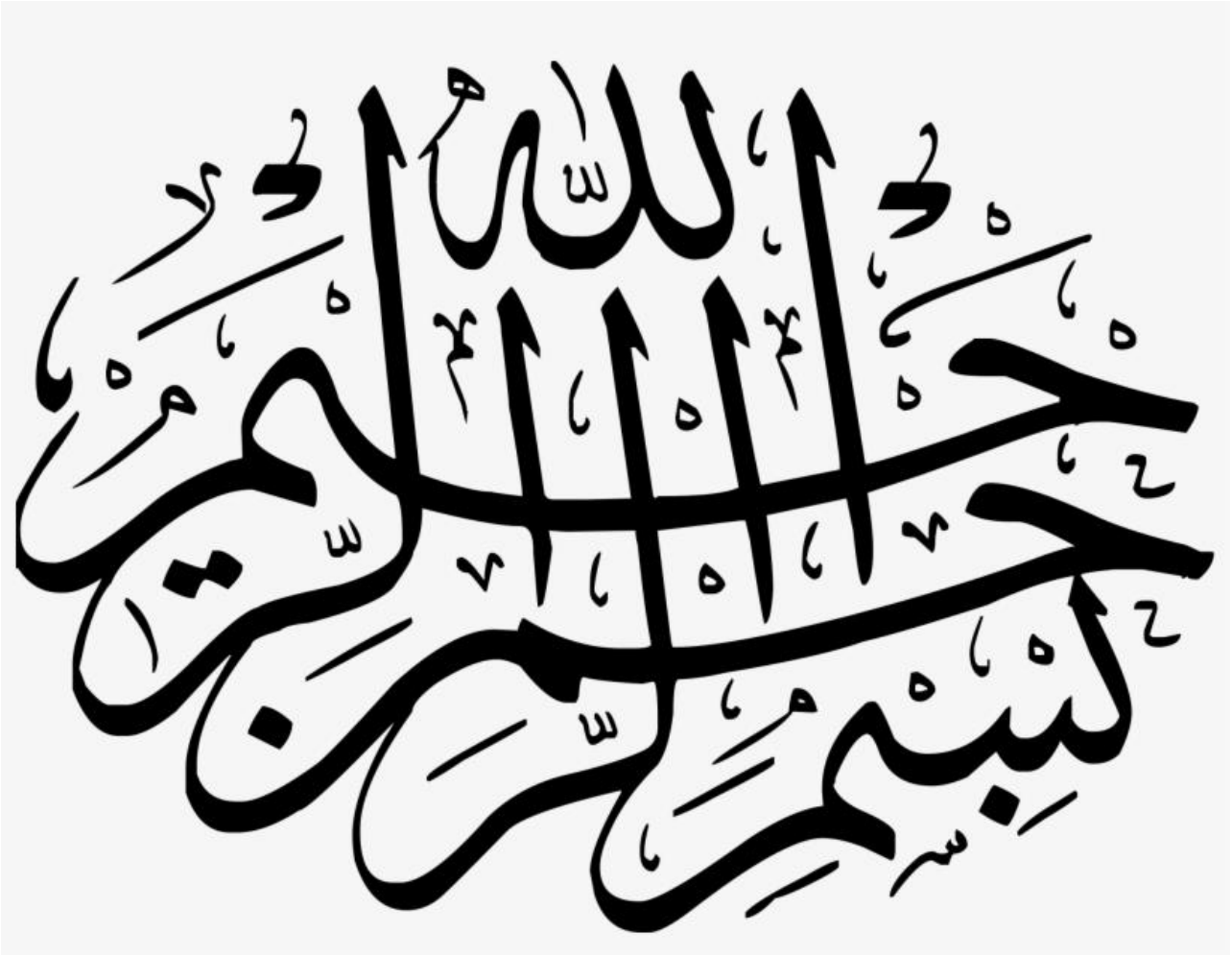
تحت إشراف :

- **الدكتورة غرايبية صبرينة**

تمة المناقشة يوم: 2026/07/06 أمام اللجنة المناقشة المكونة من:

- **الدكتورة** جلاب سهام **رئيسة** **أستاذة محاضرة** أ
- **الدكتورة** غرايبية صبرينة **مشرفة** **أستاذة محاضرة** أ
- **الدكتورة** دكار سهيلة **ممتحنة** **أستاذة مساعدة** أ

السنة الجامعية: 2025 /2026 م


بسم الله الرحمن الرحيم

شكر وتقدير

الحمد لله، لقد أثمرت جهودنا طوال سنوات الدراسة في هذا العمل المتواضع بفضل عون الله وتوفيقه.

نتقدم بجزيل الشكر والامتنان لأستاذتنا المشرفة **غرايبية صبرينة** مشرفتنا ومستشارتنا، على دعمها المتواصل وإرشادها القيّم طوال فترة دراستنا، ونتمنى لها حياة مليئة بالسعادة. كما نتوجه بالشكر إلى الأستاذتين **دكار سهيلة** و **جلاب سهام** على دعمهما ومشاركتهما لنا فرحتنا.

ونتقدم بجزيل الشكر لجميع الأساتذة والموظفين في قسم الفيزياء على دعمهم ولطفهم. إلى جميع هؤلاء الأشخاص الرائعين، نعرب عن امتناننا العميق. ونشكر كل من ساعدنا وشجعنا، سواء بشكل مباشر أو غير مباشر



الاهداء

أولاً وقبل كل شيء، أتوجه بالشكر إلى الله تعالى، الرحيم الكريم، الذي وحده منحني القوة والصبر والتوفيق لإتمام هذا العمل لولا توفيقه لما كان شيء ممكناً.

إلى الذين كانوا سندي الأول ومصدر قوتي الصادق في كل مرحلة من مراحل حياتي، إلى والدي نور الدين ووالدتي لحمر وحيدة، أشكركم لأنكم كنتم النور عندما كان الأمل يتلاشى، والدعاء عندما كان القلب يضيق.

إلى أخي الحبيب جمال الدين، رفيقي في الطريق وسندي الدائم،

إلى أختيّ العزيزة عايدة، لطالما كنتي سندي وملجئي بفضل حبك وثباتك، منحني وجودك القوة والأمان

إلى صديقاتي هاجر, ملاك واميرة، وإلى أية، الصديقة والزميلة التي لا تُنسى

وإلى عائلتي بأكملها، أهدي هذا العمل بكل حبي وامتناني.



ياسمين

الاهداء

أولاً وقبل كل شيء، أتوجه بالشكر إلى الله تعالى، الرحيم الكريم، الذي وحده منحني القوة والصبر والتوفيق لإتمام هذا العمل لولا توفيقه لما كان شيء ممكناً.

إلى الذين كانوا سندي الأول ومصدر قوتي الصادق في كل مرحلة من مراحل حياتي، إلى والدي زهير ووالدتي سرداني لويزة، أشكركم لأنكم كنتم النور عندما كان الأمل يتلاشى، والدعاء عندما كان القلب يضيق.

إلى أخي الحبيب ايهاب، رفيقي في الطريق وسندي الدائم،

إلى أختيّ العزيزة دارين، لطالما كنتي سندي وملجئي. بفضل حبك وثباتك منحني وجودك القوة والأمان

والى صديقتي ياسمين رفيقة دربي التي لا تنسى.

أية



الفهرس:

المحتوى	الصفحة
مقدمة عامة	1
الفصل الاول: لمحة عامة عن سرطان الثدي	
مقدمة	4
المبحث الأول: لمحة تاريخية ومفهوم سرطان الثدي	5
1. لمحة تاريخية	5
2. مفهوم سرطان الثدي	5
المبحث الثاني: تشريح الثدي ومكوناته	6
المبحث الثالث: أسباب وعوامل خطر الإصابة بسرطان الثدي	7
1. العوامل الجينية والوراثية	7
2. العوامل الهرمونية والفيزيولوجية	8
3. العوامل النفسية والاجتماعية	8
4 .عوامل أخرى	9
5 .العوامل البيئية ونمط الحياة	9
المبحث الرابع أعراض سرطان الثدي وعلاماته	10
1. الكتل أو التورمات	10
2. التغيرات الجلدية	10
3 .التغيرات في الحلمة	11
4 .الألم	11
المبحث الخامس: أنواع ومراحل سرطان الثدي	11
1 .أنواع سرطان الثدي	12
2. مراحل سرطان الثدي (Staging)	13
المبحث السادس: التشخيص، الوقاية، والعلاج	15
1. وسائل التشخيص	15
2. الوقاية من سرطان الثدي	17
3. علاج سرطان الثدي	17

خاتمة	18
الفصل الثاني: التصوير الشعاعي للثدي (الماموغرام)	
مقدمة	20
1. الماموغرام التقليدي (Conventional Mammography)	20
2. الماموغرام بالفوتونات(Photon-Counting Mammography)	26
خاتمة	32
الفصل الثالث	
مقدمة	34
1. كفاءة الكشف الكمي (Detective Quantum Efficiency – DQE)	34
2. الاشارة الى الضجيج (Signal-to-Noise Ratio-SNR)	37
3. نسبة التباين إلى الضجيج (Contrast-to-Noise Ratio – CNR)	38
4. دالة نقل التباين(Modulation Transfer Function - MTF)	40
5. الجرعة الغدية المتوسطة (Mean Glandular Dose - MGD)	43
6. كفاءة الكشف الكمي الطيفية (Spectral Detective Quantum Efficiency-dQe):	45
7. تأثير حجم البكسل ومشاركة الشحنة	47
8. الفروقات الفيزيائية والتقنية الرئيسية	49
9. التطبيقات السريرية والحالات المقارنة	50
10. أفكار لتحسين هذه الآليات في المستقبل (Future Perspectives)	56
11. الخلاصة	56
خاتمة	57
المراجع	58
الملخص	70

فهرس الجداول

جدول 1 : جدول توضيحي لقيمة 0 و1	41
الجدول 2: جدول تلخيصي للفروقات الفيزيائية والتقنية الرئيسية	49 50

فهرس الأشكال

الشكل 1.1 : رسم توضيحي لتشريح الثدي الأنثوي	7
الشكل 2.1 : أسباب و عوامل الإصابة بسرطان الثدي	9
الشكل3.1 : أعراض وعلامات سرطان الثدي الشائعة.	11
الشكل 1.4 : تصنيف مراحل سرطان الثدي وفقًا لنظامTNM.	14
الشكل1.5 : صورة توضيحية لفحص الماموغرافيا.	16
الشكل1.2 : مخطط توضيحي لمكونات نظام الماموغرام التقليدي، يظهر أنبوب الأشعة السينية، نظام الضغط، والكاشف.	23
الشكل 2.2 : نظام الكشف التقليدي بتكامل الطاقة(energy integrating detector-eid)	24
الشكل3.2: نظام الكشف بعد الفوتونات(photon counting detector-pcd)	27
الشكل 4.2 : الية عمل كاشف عد الفوتونات (photon counting Detector) المستخدم في الماموغرافيا المعتمدة على عد الفوتونات(PCM)	28
الشكل 1.3: مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية (يسار) وصورة ماموغرام بعدّ الفوتونات (يمين)تظهر تحسنًا ملحوظًا في وضوح التكلسات الدقيقة	50
الشكل 2.3 :مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية (يسار) وصورة ما موغرام طيفية بعد الفوتونات (يمين) للثدي الكثيف تظهر إزالة الأنسجة الكثيفة وإبراز الكتلة السرطانية	52
الشكل 3: مقارنة بين صورة ما موغرام تقليدية (يسار) وصورة ماموغرام بعد الفوتونات (يمين) تظهر تحسنا في وضوح كتلة صغيرة مشوكة	53
الشكل4.3 : مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية بجرعة قياسية (يسار) وصورة ماموغرام بعد الفوتونات بجرعة مخفضة بنسبة 40% (يمين)، تظهر جودة صورة مماثلة أو محسنة	54
الشكل 5.3: صورة ماموغرام تشريحية (يسار) وخريطة مواد طيفية (يمين) تم إنشاؤها بواسطة كاشف عد الفوتونات، تظهر توزيع الأنسجة الغدية والدهنية واليود.	55

مقدمة عامة:

يُعدّ سرطان الثدي من أكثر أنواع السرطان انتشارًا بين النساء على مستوى العالم، ويُمثّل تحديًا صحيًا كبيرًا نظرًا لارتفاع معدلات الإصابة به وتأثيره المباشر في الصحة العامة. وقد أثبتت الدراسات أن الكشف المبكر عن المرض يُسهم بصورة كبيرة في تحسين فرص العلاج والشفاء، والحد من معدلات الوفيات، مما جعل برامج التحري والتشخيص المبكر من الركائز الأساسية في مكافحة هذا المرض.

في هذا السياق، تُعدّ الماموغرافيا (Mammography) المعيار الذهبي للكشف المبكر عن سرطان الثدي، إذ تعتمد على استخدام الأشعة السينية لإنتاج صور تشخيصية عالية الدقة تُمكّن من الكشف عن التغيرات المرضية في مراحلها المبكرة. وقد شهدت هذه التقنية تطورًا ملحوظًا، حيث انتقلت من الأنظمة التقليدية المعتمدة على الأفلام إلى الأنظمة الرقمية الحديثة، وهو ما أسهم في تحسين جودة الصور التشخيصية وزيادة كفاءة عملية التشخيص. ومع ذلك، لا تزال بعض التحديات قائمة، لا سيما عند تصوير الأثداء ذات الكثافة العالية، إضافة إلى تأثير الضجيج في جودة الصورة، وضرورة الحفاظ على الجرعة الإشعاعية ضمن الحدود الموصى بها.

وفي إطار السعي المستمر إلى تطوير تقنيات أكثر كفاءة، ظهرت الماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات (Photon-Counting Mammography) بوصفها تقنية حديثة تعتمد على كواشف قادرة على عدّ كل فوتون من فوتونات الأشعة السينية بصورة منفصلة. ويتيح ذلك تحسين كفاءة استخدام الأشعة السينية، وتقليل الضجيج، ورفع جودة الصورة، مع إمكانية خفض الجرعة الإشعاعية التي تتعرض لها المريضة. كما توفر هذه التقنية معلومات طيفية إضافية تُسهم في تحسين التمييز بين الأنسجة المختلفة، وزيادة دقة الكشف عن الآفات الصغيرة، مما يعزز من كفاءة التشخيص.

تهدف هذه الدراسة إلى إجراء مقارنة بين الماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات من خلال تقييم جودة الصورة والجرعة الإشعاعية، مع التركيز على عدد من المؤشرات الفيزيائية الأساسية، وهي نسبة الإشارة إلى الضجيج(Signal-to-Noise Ratio, SNR) ، ونسبة التباين إلى الضجيج(Contrast-to-Noise Ratio, CNR) ، وكفاءة الكشف الكمي (Detective Quantum Efficiency, DQE).كما تسعى الدراسة إلى إبراز المزايا والتحديات المرتبطة بكل تقنية، وتقييم مدى إسهام تقنية عدّ الفوتونات في تطوير تصوير الثدي وتحسين الأداء التشخيصي مستقبلًا.

ولتحقيق أهداف هذه الدراسة، قُسمت هذه المذكرة إلى ثلاثة فصول رئيسية. يتناول الفصل الأول سرطان الثدي من خلال استعراض التشريح الأساسي للثدي، وعوامل الخطر المرتبطة بالإصابة بالمرض، وأهمية الكشف المبكر، بالإضافة إلى دور الماموغرافيا في التشخيص. أما الفصل الثاني،

فيختص بدراسة المبادئ الفيزيائية والأسس التقنية للماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات، مع توضيح مكونات كل نظام وآلية عمله وخصائصه الفيزيائية. ويُخصص الفصل الثالث لإجراء دراسة مقارنة بين النظامين من حيث جودة الصورة والجرعة الإشعاعية، اعتمادًا على مجموعة من المؤشرات الفيزيائية المهمة، مثل نسبة الإشارة إلى الضجيج(SNR) ، ونسبة التباين إلى الضجيج (CNR)، وكفاءة الكشف الكمي(DQE) ، وذلك بهدف تقييم الأداء التشخيصي لكل منهما، وإبراز المزايا التي تقدمها تقنية عدّ الفوتونات في مجال تصوير الثدي.

الفصل الاول:

لمحة عامة عن سرطان الثدي

مقدمة :

يُعد سرطان الثدي من أكثر الأمراض رهبة وخطورة في نفوس الناس، إذ يرتبط في الأذهان بالمعاناة، ويُعد سرطان الثدي تحديداً **"مرض العصر "**وأحد أبرز أنواع السرطانات انتشاراً بين النساء، ورغم خطورته وتأثيره العميق على المريضة وأسرتها (حيث يضع الأسرة بأكملها في أزمة نفسية واجتماعية)، إلا أنه بفضل التطور الطبي وحملات التوعية بالمتابعة الذاتية والكشف المبكر، لم يعد الموت محتوماً، بل زادت نسب الشفاء بشكل ملحوظ، يهدف هذا البحث إلى إزالة الغموض حول هذا المرض، عبر استعراض أهميته، أسبابه، أعراضه، مراحله، وطرق تشخيصه وعلاجه.(1)

يعتبر مرض السرطان من أكثر الأمراض رهبة وخطورة في نفوس الناس، إذ إن هذا المرض غالباً ما يرتبط في أذهان الناس بالموت المحتوم والمعاناة الشديدة، كما يُعد من بين أخطر وأعقد الأمراض تشخيصاً وعلاجاً، إذ عرف تزايداً كبيراً ومستمراً في عصرنا، ورغم التطور الحاصل في كافة المجالات، خاصة المجال الطبي، لم يتم التوصل إلى علاج تام وكامل، مما يجعله من الأمراض المستعصية التي تضع المريض في مواجهة مباشرة مع خطر الموت.(2)

كما أن مرض سرطان الثدي هو مرض العصر، وأحد أبرز أمراض السرطان انتشاراً بين النساء نتيجة لوجود هرمون الإستروجين بكثرة لديهن، حيث يظهر في أنسجة الثدي مما يؤدي إلى تغير في شكل الثدي.(3)

يؤثر مرض سرطان الثدي على الأسرة بأكملها؛ فالسرطان لا يعني أن هناك مريضة فقط، بل يعني أن أسرة بأكملها تعاني، وإصابة فرد في الأسرة بمرض السرطان تعني بالضرورة أن الأسرة في أزمة شديدة، مما يؤثر على العلاقات الزوجية والأسرية، فكلمة سرطان غالباً ما تعني الموت في أذهان الأفراد، بسبب عدد الوفيات المتزايد نتيجة الإصابة بهذا المرض.(4)

ومن خلال هذا الفصل، سوف نتطرق إلى بعض النقاط التي نأمل من خلالها أن نزيل بعض الغموض حول هذا المرض، ونوضح أهميته وأعراضه، ومراحله وأنواعه، ثم العوامل والأسباب المؤدية للإصابة به، كما سنتطرق إلى طرق تشخيصه، وأخيراً العلاجات الخاصة بالمرض.

ومن خلال هذا الفصل، سوف نتطرق إلى بعض النقاط التي نأمل من خلالها أن نزيل بعض الغموض حول هذا المرض، ونوضح أهميته وأعراضه، ومراحله وأنواعه، ثم العوامل والأسباب المؤدية للإصابة به، كما سنتطرق إلى طرق تشخيصه، وأخيراً العلاجات الخاصة بالمرض..

المبحث الأول: لمحة تاريخية ومفهوم سرطان الثدي

1. لمحة تاريخية:

عُرف السرطان منذ القدم؛ إذ تعود أقدم وثيقة مكتوبة عنه إلى بردية "إدوين سميث "الفرعونية (2650 ق.م)، والتي وصفت حالات أورام في الثدي عولجت بالكي، وفي العصر اليوناني، جاء "أبقراط" بنظرية السوائل (الأخلاط) لتفسير الأورام، وهو أول من استعمل كلمة "كارسينوس (Carcinos) "التي تعني "سرطان البحر"، إشارة إلى الأوردة الدموية الممتدة حول الورم والتي تشبه أذرع السرطان، وهو أول من قسّم الأورام إلى حميدة وخبيثة.(5)

تاريخ المرض السرطاني في العالم مليء بالعديد من التغيرات السرطانية في الإنسان والحيوان منذ عصور ما قبل التاريخ، وقد ساهم "فيرشو (Virchow) "وآخرون في تدوين تاريخ المرض، مشيرين إلى أن أقدم وثيقة مكتوبة عن سرطان الثدي تعود إلى صفائح بردية فرعونية وُجدت في الأقصر بمصر عام 1862، وقد تبين عند ترجمة إحداها (بردية إدوين سميث) في معهد الدراسات الشرقية بجامعة شيكاغو، أنها تحتوي على تفاصيل طبية لمئات الحالات التي تعاني من قروح أو غدد سرطانية في الثدي، استُخدم في علاجها ما كان يُعرف بـ "المثقاب الناري (Fire drill) "للكي، ويعود تاريخها إلى عهد "إيمحوتب" الذي كان طبيباً ومستشاراً لفرعون في عام 2650 ق.م. ومع أن كلمة سرطان لم تكن مستعملة في تلك الأيام، إلا أن العُقد وُصفت بأنه لا علاج لها.(6)

وفي العصر اليوناني، الذي يُعد بداية للعلوم والطب، بدأت تظهر دراسات عن السرطانات كما تُعرف اليوم على يد أبقراط (Hippocrates)، الذي جاء بنظرية السوائل التي تقوم على فرضية أن الأمراض تحدث نتيجة اضطراب في أخلاط الجسم، وظهور الأورام وفقاً لنظريته ناتج عن زيادة في "المرة السوداء"، ويُعتقد أن أبقراط هو أول من استعمل كلمة "كارسينوس (Carcinos) "لأول مرة، والتي تعني باليونانية سرطان البحر، وذلك إشارة إلى الورم السرطاني النامي المتقدم، أما "كارسينوما" (Carcinoma)فهي إشارة للورم المفتوح (القرحي)، ويبدو أن هذه التسمية جاءت من شكل الأوردة الدموية المتورمة تحت الجلد التي تشبه أذرع السرطان.(7)

2. مفهوم سرطان الثدي:

تتعدد التعريفات العلمية والطبية لسرطان الثدي، ولكنها تتفق في الجوهر :

- طبياً :هو كتلة خلوية (ورم خبيث) نشأت عن نمو وانقسام فوضوي وغير طبيعي لخلايا الثدي، خارج عن سيطرة أجهزة المراقبة في الجسم، هذه الخلايا الخبيثة تغزو وتدمر الأنسجة الطبيعية

المجاورة، وقد تنتقل عبر الأوعية الدموية أو اللمفاوية لتنشئ بؤراً سرطانية في أعضاء أخرى (كالرئتين أو الكبد).(8)

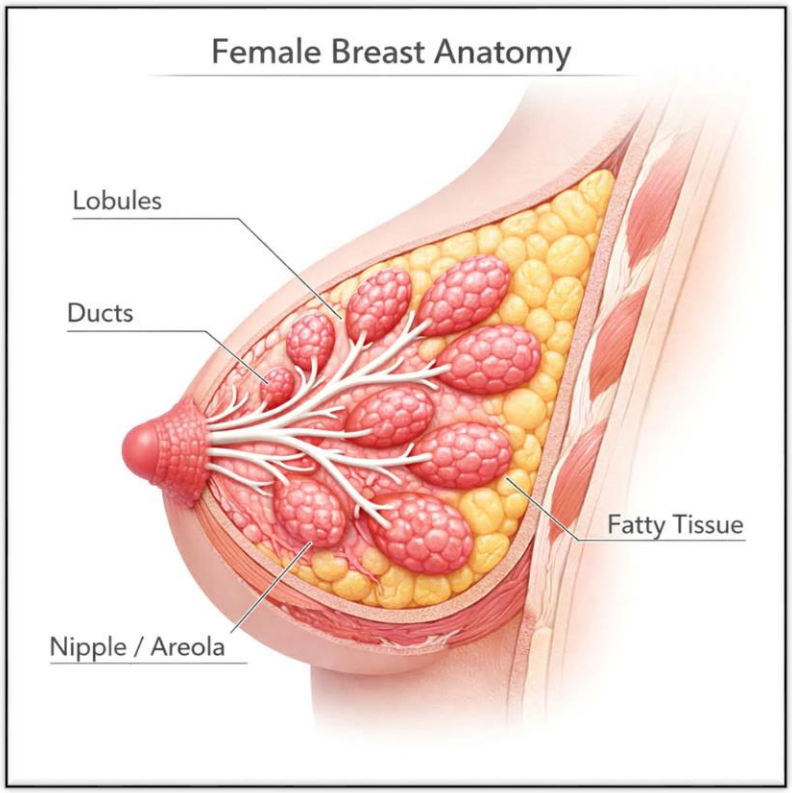
- تعريف منظمة سرطان الثدي : (Breast Cancer Organization) هو نمو غير منتظم لخلايا الثدي، ناتج عن طفرات أو تغيرات غير طبيعية في الجينات المسؤولة عن تنظيم نمو الخلايا والحفاظ على صحتها.(9)
- تعريف الجمعية الأمريكية للسرطان : (American Cancer Society) سرطان الثدي يبدأ عندما تنمو خلايا الثدي بشكل غير طبيعي وتكون أوراماً، هذه الأورام يمكن أن تكون حميدة (غير سرطانية) أو خبيثة (سرطانية)، سرطان الثدي الخبيث يمكن أن ينمو وينتشر إلى أجزاء أخرى من الجسم.(10)
- خلاصة المفهوم :نستنتج أن سرطان الثدي هو عبارة عن خلل يحدث على مستوى الثدي من خلال نمو وتكاثر خلاياه بشكل غير منتظم وعشوائي، هذا النمو غير المنظم يؤدي إلى تكوين كتلة أو ورم، يمكن أن يكون حميداً أو خبيثاً، والأورام الخبيثة لديها القدرة على غزو الأنسجة المجاورة والانتشار إلى أجزاء أخرى من الجسم عبر الجهاز اللمفاوي أو الدموي، مما يشكل تهديداً للحياة (11).

المبحث الثاني: تشريح الثدي ومكوناته

يبدأ نسيج الثدي بالتكون منذ الأسبوع السادس للجنين داخل الرحم، وفي مرحلة الطفولة لا يحدث تغيير مهم، ولكن مع البلوغ، تبدأ الغدة النخامية بإنتاج الهرمونات (الإستروجين والبروجستيرون) التي تحفز نمو الثدي ونضوجه ليصبح قادراً على إنتاج الحليب، وتحدث تطورات أخرى أثناء الحمل، وهو ما يفسر أن الحمل المبكر قد يقلل من احتمالية الإصابة بالأورام الخبيثة (12).

يتكون الثدي من عدة أجزاء رئيسية:

- الفصوص (Lobules): وهي الغدد المسؤولة عن إنتاج الحليب.
- القنوات (Ducts): وهي الأنابيب التي تحمل الحليب من الفصوص إلى الحلمة.
- النسيج الدهني والضام (Fatty and Connective Tissue): يحيط بالفصوص والقنوات ويعمل على دعمها وإعطاء الثدي شكله.
- الحلمة (Nipple) والهالة (Areola): وهي الأجزاء الخارجية الظاهرة من الثدي.



الشكل 1.1 :رسم توضيحي لتشريح الثدي الأنثوي (13).

المبحث الثالث: أسباب وعوامل خطر الإصابة بسرطان الثدي

لا يوجد سبب واحد ومباشر لسرطان الثدي، بل تتداخل عدة عوامل تزيد من خطر الإصابة، وتُصنف كالتالي:

1. العوامل الجينية والوراثية:

يتضاعف خطر الإصابة لدى المرأة التي لها قرابة من الدرجة الأولى (الأم، الأخت) أُصيبت بالمرض (14).

تلعب الطفرات في الجينات الكابتة للأورام دوراً كبيراً، تحديداً طفرات الجينين (BRCA1) و(BRCA2)، حيث ترتفع نسبة الإصابة لدى حاملات هذه الجينات الشاذة إلى ما بين 60% و85% (15).

أظهرت الدراسات الحديثة أن حوالي 10% من حالات سرطان الثدي تعود مباشرة إلى تغيرات وراثية متعلقة بالجينات (16).

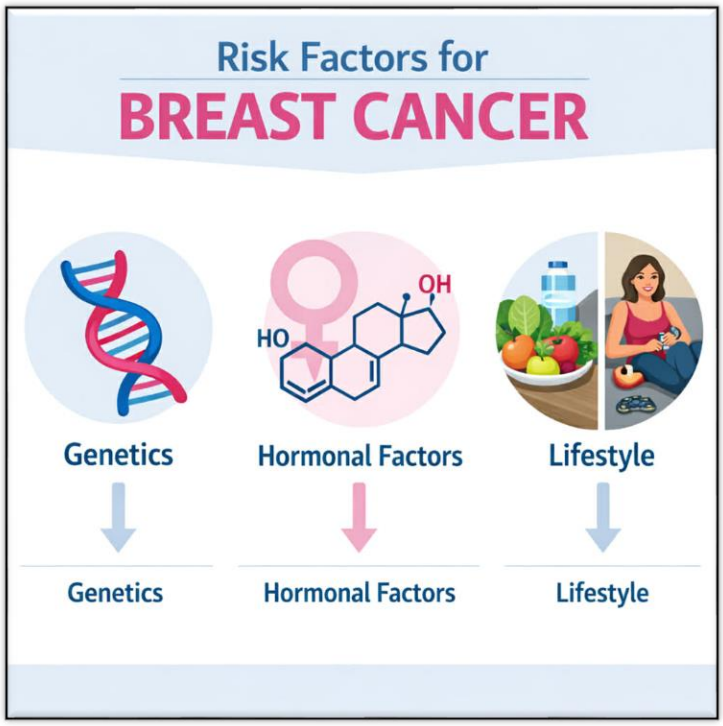
2. العوامل الهرمونية والفيزيولوجية:

- الإستروجين: ارتفاع مستويات هذا الهرمون الأنثوي لفترات طويلة يزيد من المخاطر (17).
- تاريخ الطمث: البدء المبكر للحيض (قبل سن 13 سنة) وتأخر سن اليأس (بعد 50 سنة) (18).
- الإنجاب: النساء اللواتي لم ينجبن، أو تأخرن في إنجاب الطفل الأول لما بعد سن الثلاثين، هن أكثر عرضة للإصابة (19).
- التغذية والسمنة: زيادة الوزن، خاصة بعد البلوغ نتيجة تراكم الشحوم، تزيد من معدلات الإستروجين، كما أُشير إلى دور نقص فيتامين (D) (20).
- تناول الأدوية الهرمونية: مثل العلاج بالهرمونات البديلة (21).

3. العوامل النفسية والاجتماعية:

تلعب الحالة النفسية دوراً في انخفاض المناعة، وقد أثبتت الدراسات أن الصدمات العاطفية (طلاق، فقدان عزيز، عزلة)، وكبت الانفعالات (خاصة كبت الغضب)، تُعد من المحفزات القوية لظهور وتطور الأورام السرطانية (22).

- **الصدمات والانقطاعات العاطفية:** يشير العديد من الباحثين إلى أن الوضعية الانفعالية تلعب دوراً كبيراً في ظهور مرض السرطان، وخاصة نوعين هما سرطان الثدي وسرطان الرحم، عموماً، فإن النساء الأكثر عرضة لظهور هذا المرض هن النساء العازبات والمطلقات، كما لُوحظ أن المرض غالباً ما يظهر بعد انقطاع عاطفي عنيف (طلاق/حداد)، أو المرور بفترة اكتئابية (الإحساس بالعزلة، الهجر، اليأس)، أو تغيير جذري في مجرى الحياة (رحيل، فشل) (23).
- **كبت الانفعالات:** يكون الكبت تحديداً في حالة الغضب الشديد الذي قد تشعر به المرأة نتيجة موقف سلبي تعرضت له في حياتها وأثر على نفسها، وقد أشارت العديد من الدراسات إلى العلاقة الموجودة بين أنماط التعبير الانفعالي وظهور أو تطور أنواع السرطانات (24).



الشكل 2.1 : أسباب و عوامل الإصابة بسرطان الثدي

4 .عوامل أخرى

- **كتلة سابقة في الثدي:** يشيع ظهور الكتل في الثدي، حيث تكون عبارة عن أورام حميدة لدى النساء الشابات تُدعى الأورام الغدية الليفية، ولدى النساء الأكبر سناً ظهور التكيسات، هذه الأورام غير خطرة إلا في حالة الكشف عن بعض التغيرات أو ما يُعرف بفرط التنسج اللانمطي، حيث تكون نسبة ضئيلة قد تؤدي للإصابة بسرطان الثدي في وقت لاحق.[25]
- عدم الإنجاب أو تأخر الإنجاب: النساء اللواتي لم ينجبن أو حملن بالطفل الأول بعد سن 30، معرضات لخطر الإصابة بسرطان الثدي أكثر من غيرهن، كما أن المرأة التي تنجب طفلاً في مرحلة مبكرة من عمرها تكون أقل عرضة للإصابة بسرطان الثدي.[26]

5 .العوامل البيئية ونمط الحياة

تُشير العديد من الدراسات إلى أن نمط الحياة والعوامل البيئية تلعب دوراً هاماً في زيادة خطر الإصابة بسرطان الثدي هذه العوامل تشمل:

- التعرض للإشعاع: التعرض المفرط للإشعاع المؤين، خاصة في سن مبكرة، يزيد من خطر الإصابة بسرطان الثدي يشمل ذلك العلاج الإشعاعي للصدر لأمراض أخرى مثل لمفوما هودجكين.[27]

- التعرض للمواد الكيميائية: بعض المواد الكيميائية الموجودة في البيئة، مثل المبيدات الحشرية وبعض المركبات العضوية المتطايرة، قد تكون لها خصائص مسرطنة وتزيد من خطر الإصابة [28].
- استهلاك الكحول: الاستهلاك المفرط للكحول يرتبط بزيادة خطر الإصابة بسرطان الثدي، حتى بكميات معتدلة.[29]
- التدخين: التدخين النشط والسلبي يزيد من خطر الإصابة بسرطان الثدي، خاصة لدى النساء اللواتي بدأن التدخين في سن مبكرة.[30]
- النظام الغذائي: النظام الغذائي الغني بالدهون المشبعة واللحوم المصنعة، والفقير في الفواكه والخضروات، قد يزيد من خطر الإصابة بينما يرتبط النظام الغذائي الصحي الغني بالألياف ومضادات الأكسدة بانخفاض هذا الخطر.[31]
- قلة النشاط البدني: الخمول البدني والسمنة المفرطة تزيد من خطر الإصابة بسرطان الثدي، خاصة بعد انقطاع الطمث، حيث تساهم الأنسجة الدهنية في إنتاج الإستروجين.[32]

المبحث الرابع: أعراض سرطان الثدي وعلاماته

يُعد الوعي بالأعراض والعلامات المبكرة لسرطان الثدي أمراً حيوياً للكشف المبكر وتحسين فرص العلاج، يجب على المرأة الانتباه لأي تغيرات غير طبيعية في الثدي أو الإبط واستشارة الطبيب فوراً، تشمل الأعراض الشائعة ما يلي:

1. الكتل أو التورمات

- **وجود كتلة جديدة أو تورم في الثدي أو الإبط:** هذا هو العرض الأكثر شيوعاً، قد تكون الكتلة صلبة، غير مؤلمة، وغير متحركة، وقد تختلف في الحجم والشكل، من المهم ملاحظة أن معظم كتل الثدي حميدة، ولكن أي كتلة جديدة يجب تقييمها من قبل الطبيب.[33]
- **تغير في حجم أو شكل الثدي:** قد يُلاحظ تغير في حجم أحد الثديين أو شكله، أو تورم غير مبرر في جزء من الثدي.[34]

2. التغيرات الجلدية

- **تغيرات في جلد الثدي:** قد يظهر جلد الثدي بمظهر مجعد، أو متقشر، أو أحمر، أو سميك، قد تظهر أيضاً حفر أو تجعدات تشبه قشرة البرتقال(peau d’orange) ، نتيجة لانسداد الأوعية اللمفاوية [35].
- **احمرار أو تقرحات في الجلد:** قد يظهر احمرار مستمر أو تقرحات لا تلتئم على جلد الثدي.[36]

3. التغيرات في الحلمة

- ✓ **إفرازات من الحلمة:** أي إفرازات غير طبيعية من الحلمة، خاصة إذا كانت دموية أو شفافة أو تحدث تلقائياً، تتطلب تقييماً طبياً.[37]
- ✓ **انقلاب الحلمة للداخل:** إذا كانت الحلمة تنقلب للداخل بشكل مفاجئ أو يتغير شكلها.[38]
- ✓ **تغيرات في جلد الحلمة أو الهالة:** قد يظهر تقشر، أو حكة، أو احمرار، أو تقرحات على الحلمة أو المنطقة المحيطة بها (الهالة.

4. الألم

- **ألم مستمر في الثدي أو الإبط:** على الرغم من أن سرطان الثدي غالباً ما يكون غير مؤلم في مراحله المبكرة، إلا أن الألم المستمر أو غير المبرر في الثدي أو منطقة الإبط يجب أن يتم تقييمه



الشكل:3.1 :أعراض وعلامات سرطان الثدي الشائعة.

المبحث الخامس: أنواع ومراحل سرطان الثدي

يُعد فهم أنواع ومراحل سرطان الثدي أمراً بالغ الأهمية لتحديد خطة العلاج المناسبة وتوقع المآل يتم تصنيف سرطان الثدي بناءً على عدة عوامل، بما في ذلك نوع الخلايا المصابة ومدى انتشار المرض.

1 .أنواع سرطان الثدي

يمكن تقسيم سرطان الثدي إلى فئتين رئيسيتين بناءً على مدى انتشاره:

- السرطان غير الغازي :(Non-invasive Carcinoma) يُعرف أيضاً بالسرطان الموضعي (in situ)، في هذا النوع، تظل الخلايا السرطانية محصورة داخل القنوات اللبنية (Ductal Carcinoma In Situ - DCIS) أو الفصيصات (Lobular Carcinoma In Situ - LCIS) ولا تغزو الأنسجة المحيطة، على الرغم من أنه ليس سرطاناً غازياً، إلا أن DCIS يُعتبر حالة ما قبل سرطانية وقد يتطور إلى سرطان غازي إذا لم يتم علاجه .
- سرطان القنوات الموضعي :(DCIS) هو النوع الأكثر شيوعاً من السرطان غير الغازي، حيث تتواجد الخلايا السرطانية داخل القنوات اللبنية فقط.
- **سرطان الفصيصات الموضعي** :(LCIS) تتواجد الخلايا السرطانية داخل الفصيصات المنتجة للحليب، يُعتبر LCIS مؤشراً على زيادة خطر الإصابة بسرطان غازي في المستقبل، ولكنه لا يُعتبر سرطاناً حقيقياً بحد ذاته.
- **السرطان الغازي :(Invasive Carcinoma)** في هذا النوع، تكون الخلايا السرطانية قد اخترقت جدران القنوات أو الفصيصات وانتشرت إلى الأنسجة المحيطة بالثدي، يمكن أن تنتشر هذه الخلايا أيضاً إلى الغدد اللمفاوية القريبة أو إلى أجزاء أخرى من الجسم عبر مجرى الدم.
- **سرطان القنوات الغازي :(Invasive Ductal Carcinoma - IDC)** هو النوع الأكثر شيوعاً من سرطان الثدي الغازي، حيث يبدأ في القنوات اللبنية ثم يخترق جدرانها وينتشر إلى الأنسجة الدهنية المحيطة بالثدي، يشكل حوالي 70-80% من جميع حالات سرطان الثدي الغازي .
- **سرطان الفصيصات الغازي :(Invasive Lobular Carcinoma - ILC)** يبدأ في الفصيصات وينتشر إلى الأنسجة المحيطة، يشكل حوالي 10-15% من حالات سرطان الثدي الغازي .

بالإضافة إلى هذه الفئات الرئيسية، هناك أنواع أخرى أقل شيوعاً من سرطان الثدي، والتي تتميز بخصائص إكلينيكية ومجهرية فريدة:

- **السرطان الالتهابي للثدي :(Inflammatory Breast Cancer - IBC)** نوع نادر وعدواني ينمو بسرعة، ويتميز باحمرار وتورم وسخونة في الثدي، وقد لا تظهر كتلة واضحة، غالباً ما يتم الخلط بينه وبين التهاب الثدي.
- **سرطان باجيت في الحلمة :(Paget's Disease of the Nipple)** نوع نادر يبدأ في قنوات الحلمة وينتشر إلى جلد الحلمة والهالة، مما يسبب تقشراً، حكة، واحمراراً يشبه الإكزيما.

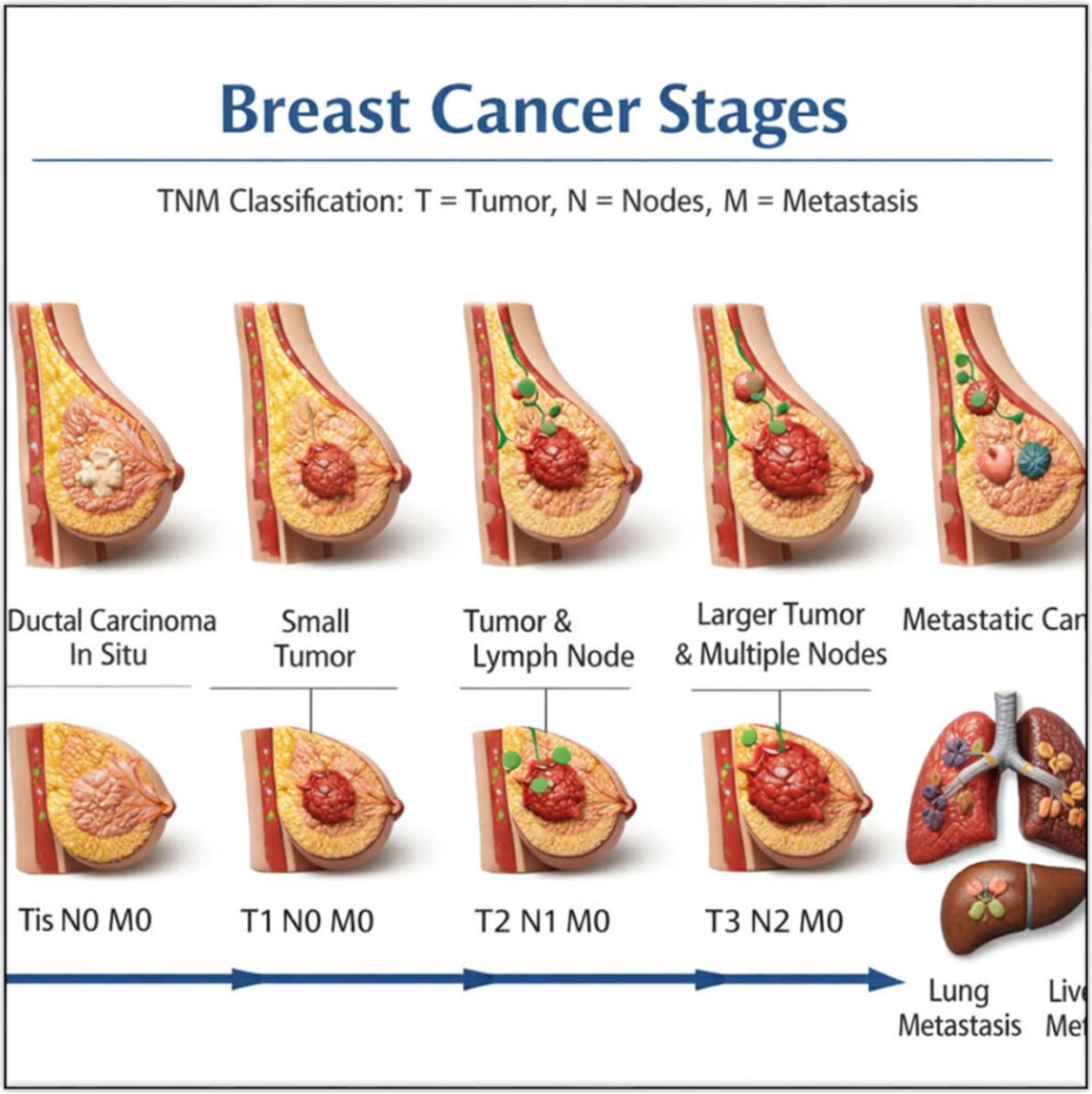
- **السرطان النخاعي (Medullary Carcinoma):** هو نوع نادر من سرطان الثدي، يتميز بكتلة لينة ومحددة الحواف ذات مظهر يشبه نسيج الدماغ عند الفحص العياني، وعلى الرغم من مظهره، فإنه يرتبط غالبًا بإنذار (مآل) أفضل مقارنةً بالعديد من الأنواع الأخرى من سرطان الثدي، خاصةً عند تشخيصه وعلاجه في المراحل المبكرة.
- **السرطان المخاطي :(Mucinous Carcinoma)** نوع نادر تنتج فيه الخلايا السرطانية المخاط، مما يعطي الورم ملمساً هلامياً .
- **السرطان الأنبوبي (Tubular Carcinoma):** هو نوع نادر من سرطان الثدي، يتميز بتشكل الخلايا السرطانية على هيئة أنابيب صغيرة جيدة التمايز، ويُعد من الأورام ذات الإنذار الجيد، إذ يرتبط عادةً بمعدل نمو بطيء واحتمالية منخفضة لانتشار المرض مقارنةً بالأنواع الأكثر شيوعًا.

2. مراحل سرطان الثدي (Staging) :

يُستخدم نظام تحديد المراحل (Staging) لتقييم مدى انتشار سرطان الثدي داخل الجسم، مما يساعد الأطباء على اختيار الخطة العلاجية المناسبة وتقدير الإنذار(Prognosis) ، ويُعد نظام TNM (Tumor, Node, Metastasis)الأكثر استخدامًا، حيث يعتمد على ثلاثة عناصر رئيسية: حجم الورم الأولي(T) ، ومدى انتشار السرطان إلى العقد اللمفاوية الإقليمية(N) ، ووجود نقائل في أعضاء بعيدة(M) ، واستنادًا إلى هذه المعايير، يُصنف سرطان الثدي إلى مراحل تتراوح من 0 إلىIV .

- **المرحلة صفر (Stage 0):** تمثل السرطان غير الغازي(Non-invasive Breast Cancer) ، مثل السرطان القنوي الموضعي (DCIS) أو السرطان الفصيصي الموضعي(LCIS) ، حيث تبقى الخلايا غير الطبيعية محصورة في مكان نشأتها دون غزو الأنسجة المجاورة.
- **المرحلة الأولى (Stage I):** تمثل سرطانًا غازيًا في مرحلة مبكرة، يكون فيه الورم صغيرًا (عادةً لا يتجاوز 2 سم)، مع عدم وجود انتشار إلى العقد اللمفاوية أو وجود انتشار محدود جدًا إلى عدد قليل من العقد القريبة.
- **المرحلة الثانية (Stage II):** تشمل أورامًا أكبر حجمًا (يتراوح قطرها عادةً بين 2 و5 سم)، أو أورامًا أصغر مصحوبة بانتشار إلى عدد محدود من العقد اللمفاوية الإقليمية، دون وجود نقائل بعيدة.
- **المرحلة الثالثة (Stage III):** تُعرف بالسرطان المتقدم موضعيًا، حيث قد يكون الورم كبير الحجم، أو يكون قد انتشر إلى عدد كبير من العقد اللمفاوية، أو غزا جدار الصدر أو جلد الثدي، مع عدم وجود انتشار إلى أعضاء بعيدة.

- **المرحلة الرابعة (Stage IV):** تمثل السرطان النقيلي (Metastatic Breast Cancer)، حيث ينتشر الورم إلى أعضاء بعيدة مثل العظام، أو الرئتين، أو الكبد، أو الدماغ ويركز العلاج في هذه المرحلة على السيطرة على المرض، وإطالة البقاء، وتحسين جودة حياة المريض .



- **الشكل 4.1 :** تصنيف مراحل سرطان الثدي وفقًا لنظام TNM.

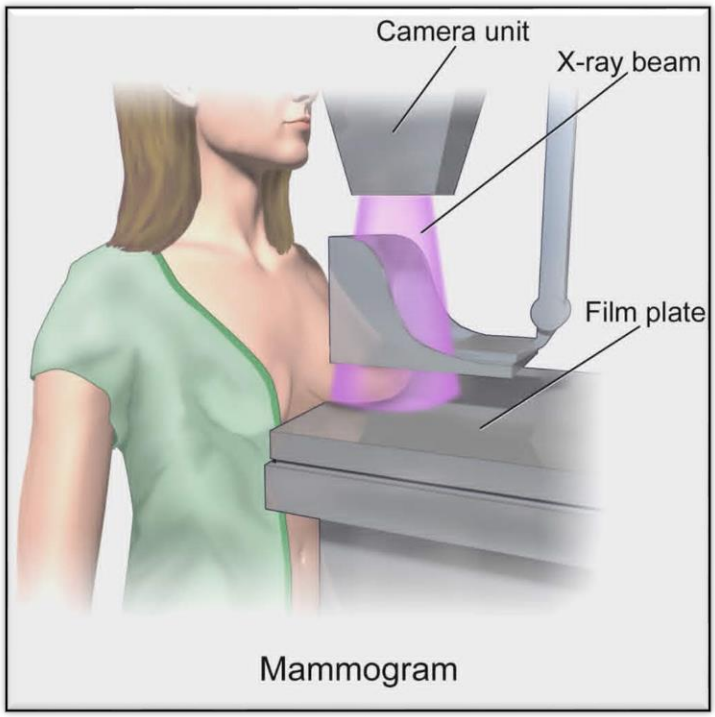
المبحث السادس: التشخيص، الوقاية، والعلاج

يُعد التشخيص المبكر والوقاية الفعالة حجر الزاوية في مكافحة سرطان الثدي، بينما تهدف خيارات العلاج المتعددة الى القضاء على المرض أو السيطرة عليه وتحسين نوعية حياة المريضة.

1. وسائل التشخيص:

تتضمن عملية تشخيص سرطان الثدي مجموعة من الفحوصات والإجراءات التي تهدف الى الكشف عن وجود المرض وتحديد نوعه ومرحلته:

- **الفحص الذاتي للثدي (Breast Self-Examination - BSE):** يُنصح النساء بإجراء فحص ذاتي شهري للثدي للتعرف على أي تغيرات غير طبيعية على الرغم من أن فعاليته في الكشف المبكر محل نقاش، إلا أنه يعزز الوعي بالثدي [83].
- **الفحص السريري للثدي (Clinical Breast Examination - CBE):** يتم هذا الفحص بواسطة طبيب أو ممرضة مدربة، حيث يتم فحص الثديين والإبطين بحثًا عن كتل أو تغيرات أخرى .
- **الماموغرافيا (Mammography):** هي تقنية تصوير بالأشعة السينية للثدي، وتعتبر الأداة الأكثر فعالية للكشف المبكر عن سرطان الثدي، يمكنها الكشف عن الأورام الصغيرة جدًا التي لا يمكن الشعور بها، تُستخدم الماموغرافيا كفحص روتيني (screening mammography) للنساء المعرضات لخطر الإصابة، أو كفحص تشخيصي (diagnostic mammography) عند وجود أعراض .



الشكل 5.1 : صورة توضيحية لفحص الماموغرافيا .

- **الموجات فوق الصوتية للثدي (Breast Ultrasound):** تُستخدم الموجات فوق الصوتية غالبًا لتحديد ما إذا كانت الكتلة المكتشفة في الثدي صلبة (ورم) أم مملوءة بالسوائل (كيس،) وهي مفيدة بشكل خاص للنساء ذوات الثدي الكثيف والنساء الأصغر سنًا .
- **التصوير بالرنين المغناطيسي للثدي (Breast MRI):** يُستخدم التصوير بالرنين المغناطيسي للثدي في حالات معينة، مثل النساء ذوات المخاطر العالية للإصابة بسرطان الثدي، أو لتقييم مدى انتشار المرض بعد التشخيص .
- **الخزعة (Biopsy):** هي الإجراء الوحيد الذي يمكنه تأكيد تشخيص سرطان الثدي بشكل قاطع، يتم أخذ عينة صغيرة من النسيج المشتبه به وفحصها تحت المجهر بواسطة أخصائي علم الأمراض، هناك أنواع مختلفة من الخزعات، مثل خزعة الإبرة الدقيقة (Fine Needle Aspiration - FNA)، خزعة الإبرة الأساسية،(Core Needle Biopsy) , والجراحية الخزعة [65]. (Surgical Biopsy)
- **فحوصات أخرى:** قد تشمل فحوصات الدم، الأشعة السينية للصدر، مسح العظام، أو التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني (PET scan) لتحديد ما إذا كان السرطان قد انتشر إلى أجزاء أخرى من الجسم .

2. الوقاية من سرطان الثدي:

على الرغم من عدم وجود طريقة مضمونة لمنع سرطان الثدي، إلا أن هناك استراتيجيات يمكن أن تقلل من خطر الإصابة:

- **الحفاظ على وزن صحي:** السمنة تزيد من خطر الإصابة بسرطان الثدي، خاصة بعد انقطاع الطمث.
- **ممارسة النشاط البدني بانتظام:** ممارسة الرياضة بانتظام يمكن أن تقلل من خطر الإصابة [68].

- **اتباع نظام غذائي صحي:** تناول الفواكه والخضروات والحبوب الكاملة، والحد من الدهون المشبعة والكحول .

- **الحد من التعرض للعلاج بالهرمونات البديلة:** خاصة العلاج المركب بالإستروجين والبروجستيرون بعد انقطاع الطمث .
- **الرضاعة الطبيعية:** الرضاعة الطبيعية قد تقلل من خطر الإصابة بسرطان الثدي.
- **الفحوصات الدورية:** إجراء الفحوصات الدورية والماموغرافيا بانتظام للكشف المبكر عن أي تغيرات.

3. علاج سرطان الثدي:

يعتمد علاج سرطان الثدي على نوع السرطان، مرحلته، خصائصه البيولوجية، والحالة الصحية العامة للمريضة قد يشمل العلاج واحدًا أو أكثر من الخيارات التالية:

- **الجراحة (Surgery):** هي العلاج الأكثر شيوعًا، وقد تشمل استئصال الورم فقط (Lumpectomy) مع الحفاظ على الثدي، أو استئصال الثدي بالكامل(Mastectomy) قد يتم أيضًا استئصال الغدد اللمفاوية تحت الإبط .

- **العلاج الإشعاعي (Radiation Therapy):** يستخدم الأشعة عالية الطاقة لقتل الخلايا السرطانية المتبقية بعد الجراحة أو لتقليل حجم الورم قبل الجراحة .

- **العلاج الكيميائي (Chemotherapy):** يستخدم الأدوية لقتل الخلايا السرطانية في جميع أنحاء الجسم يمكن إعطاؤه قبل الجراحة (neoadjuvant) لتقليص الورم، أو بعد الجراحة (adjuvant) لقتل أي خلايا سرطانية متبقية .
- **العلاج الهرموني (Hormone Therapy):** يُستخدم لأنواع سرطان الثدي التي تتأثر بالهرمونات (مستقبلات الإستروجين والبروجستيرون الإيجابية) يعمل على منع الهرمونات من الوصول إلى الخلايا السرطانية أو تقليل إنتاج الهرمونات .
- **العلاج الموجه (Targeted Therapy):**يستهدف جينات أو بروتينات معينة في الخلايا السرطانية أو في البيئة المحيطة بالسرطان التي تساهم في نمو السرطان وبقائه .
- **العلاج المناعي (Immunotherapy):** يساعد الجهاز المناعي للجسم على محاربة الخلايا السرطانية.

خاتمة :

يُعد سرطان الثدي تحديًا طبيًا واجتماعيًا يتطلب وعيًا تامًا من قِبل المرأة والمجتمع ورغم تعدد أسبابه الجينية والبيئية والنفسية، إلا أن الكشف المبكر والفحص الدوري يظلان السلاح الأقوى لرفع نسب الشفاء وتجنب التدخلات الجراحية القاسية، مما يضمن للمرأة العودة لممارسة حياتها الطبيعية بثقة وصحة.

في سياق الكشف المبكر والتشخيص الدقيق لسرطان الثدي، تبرز أهمية تقنيات التصوير الطبي، وعلى رأسها الماموغرافيا ومع التطور المستمر في هذا المجال، يواجه الأطباء والفيزيائيون الطبيون تحديًا أساسيًا: كيف يمكن تحقيق أقصى درجات جودة الصورة التشخيصية اللازمة للكشف عن الآفات الصغيرة جدًا، مع الحفاظ في الوقت نفسه على أدنى جرعة إشعاعية ممكنة للمريضة لتقليل المخاطر الصحية على المدى الطويل؟ هذا التحدي يمثل إشكالية محورية تدفع نحو البحث عن تقنيات تصوير جديدة ومبتكرة في الفصل الثاني، سنتعمق في دراسة مقارنة بين الماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات، لاستكشاف كيف تسهم هذه التقنيات الحديثة في التغلب على هذه الإشكالية من خلال تحسين جودة الصورة وتقليل الجرعة الإشعاعية.

الفصل الثانـي:

التصوير الشعاعي للثدي (الماموغرام التقليدية

والماموغرام بالفوتونات)

مقدمة:

شهدت تكنولوجيا الماموغرام تطورًا مذهلًا منذ بداياتها المعتمدة على الأفلام الشعاعية، وصولًا إلى الأنظمة الرقمية المتطورة المستخدمة اليوم ومع ذلك، فإن السعي المستمر لتحسين جودة الصورة وتقليل الجرعة الإشعاعية أدى إلى ظهور تقنيات ثورية تتجاوز الحدود التقليدية. في هذا الفصل، سنقوم بدراسة تفصيلية وشاملة لتقنيتين رئيسيتين في التصوير الشعاعي للثدي: الماموغرام التقليدي (الرقمي) والماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات (Photon-Counting Mammography).

سنتناول في الأقسام التالية كل تقنية من منظور فيزيائي وتقني بحت، بدءًا من التعريف والمكونات الهيكلية للجهاز، وصولًا إلى مبادئ العمل المعقدة والنتائج السريرية المحققة يهدف هذا الفصل إلى تقديم قاعدة معرفية متينة حول كيفية عمل هذه الأجهزة، والفيزياء الكامنة وراء تفاعل الأشعة السينية مع أنسجة الثدي، وكيف تسهم الابتكارات في الكواشف ومعالجة الإشارة في رسم مستقبل التصوير الطبي للثدي.

1. الماموغرام التقليدي (Conventional Mammography)

1.1. التعريف والتطور:

الماموغرام التقليدي، والذي يُشار إليه غالبًا بالماموغرام الرقمي الكامل للمجال (Full-Field Digital Mammography, FFDM) في سياق التكنولوجيا الحديثة، هو تقنية تصوير طبي تستخدم الأشعة السينية بجرعات منخفضة لإنشاء صور تفصيلية للثدي، بدأت هذه التقنية في الظهور في منتصف ستينيات القرن الماضي باستخدام أنظمة الأفلام والشاشات المكثفة (Screen-Film Mammography)، وقد مثّلت آنذاك ثورة في مجال الكشف المبكر عن سرطان الثدي، ومع التطور التكنولوجي، تحولت هذه التقنية إلى الأنظمة الرقمية في أواخر التسعينيات وأوائل الألفية الجديدة، مما أتاح تحسينات كبيرة في جودة الصورة، وسهولة تخزينها، ومعالجتها لاحقًا [1].

يتمثل الهدف الأساسي للماموغرام في الكشف عن التغيرات غير الطبيعية في أنسجة الثدي، مثل الكتل، والتكلسات الدقيقة (Microcalcifications)، والتشوهات المعمارية (Architectural Distortions)، والتي قد تكون مؤشرات مبكرة على الإصابة بسرطان الثدي، ويُعد الماموغرام الأداة الأكثر فعالية للكشف المبكر عن سرطان الثدي، وقد ساهم بشكل كبير في تقليل معدلات الوفيات المرتبطة بهذا المرض من خلال تمكين التشخيص والعلاج في مراحله المبكرة [2].

2.1. مكونات جهاز الماموغرام التقليدي :

يتكون جهاز الماموغرام التقليدي من عدة مكونات رئيسية تعمل بتناغم لإنتاج صور عالية الجودة للثدي وتشمل هذه المكونات ما يلي:

1.2.1. أنبوب الأشعة السينية (X-ray Tube) :

يُعد أنبوب الأشعة السينية المصدر الرئيسي لتوليد الأشعة السينية في جهاز الماموغرام، ويُصمَّم هذا الأنبوب لإنتاج أشعة سينية ذات طاقة منخفضة نسبيًا (عادةً بين 25 و35 كيلو فولت ذروة (kVp))، وذلك لزيادة التباين بين الأنسجة الرخوة المختلفة للثدي.

يتميز الأنبوب بوجود أنود دوار مصنوع عادةً من مواد ذات عدد ذري مرتفع، مثل الموليبدينوم (Mo)، أو الروديوم (Rh)، أو التنجستن (W)، وتُفضَّل هذه المواد لأنها تنتج أشعة سينية مميزة (Characteristic X-rays) ضمن نطاق الطاقة المثالي لتصوير الثدي .[3]

- **الموليبدينوم (Mo):** يُستخدم بشكل شائع لإنتاج أشعة سينية ذات طاقة منخفضة (حوالي 17.5 و19.6 كيلو إلكترون فولت (keV))، مما يوفر تباينًا جيدًا للأنسجة الرخوة.
- **الروديوم (Rh):** ينتج أشعة سينية ذات طاقة أعلى قليلًا (حوالي 20.2 و22.7 كيلو إلكترون فولت (keV))، وهو مفيد لتصوير الأثداء الأكثر سماكة أو كثافة.
- **التنجستن (W):** يُستخدم بصورة متزايدة في أنظمة الماموغرام الرقمية، حيث يوفر طيفًا واسعًا من الأشعة السينية، ويمكن تعديل الحزمة باستخدام المرشحات المناسبة للحصول على طيف إشعاعي ملائم للتصوير [4].

كما يحتوي الأنبوب على نقطة بؤرية صغيرة جدًا (عادةً بين 0.1 و0.3 مم)، لضمان الحصول على صور ذات دقة مكانية عالية، وهو أمر بالغ الأهمية للكشف عن التكلسات الدقيقة.

2.2.1. نظام الفلترة (Filtration System) :

تُستخدم المرشحات (Filters) لإزالة الفوتونات السينية ذات الطاقة المنخفضة جدًا التي لا تسهم في تكوين الصورة وتزيد من الجرعة الإشعاعية للمريضة، وكذلك الفوتونات ذات الطاقة المرتفعة جدًا التي تؤدي إلى تقليل التباين في الصورة.

ويتم اختيار مادة المرشح بحيث تتوافق مع مادة الأنود لإنتاج حزمة أشعة سينية شبه أحادية الطاقة (Quasi-Monoenergetic)، مما يؤدي إلى تحسين التباين وجودة الصورة، ومن أكثر مواد الترشيح استخدامًا: الموليبدينوم (Mo)، والروديوم (Rh)، والفضة (Ag)، والألومنيوم (8) (Al).

3.2.1. نظام الضغط (Compression System) :

يُعد ضغط الثدي جزءًا أساسيًا من إجراء الماموغرام، حيث يُستخدم لوح ضغط خاص لضغط الثدي بشكل متساوٍ وثابت أثناء التصوير.

يوفر الضغط عدة فوائد مهمة، منها:

- **تقليل سمك الثدي**: يقلل من المسافة التي يجب أن تقطعها الأشعة السينية داخل النسيج، مما يساهم في خفض الجرعة الإشعاعية المطلوبة.
- **توزيع الأنسجة بشكل متجانس:** يساعد على تقليل تراكب الأنسجة، مما يجعل الكشف عن الآفات والتغيرات المرضية أكثر سهولة.
- **تثبيت الثدي:** يمنع حركة المريضة أثناء التصوير، وبالتالي يقلل من التشويش الناتج عن الحركة.
- **تقليل الإشعاع المتشتت:** يقلل من حجم الأنسجة المعرضة للأشعة السينية، وبالتالي يحد من كمية الإشعاع المتشتت الذي قد يؤدي إلى انخفاض جودة الصورة [5].

4.2.1 الكاشف (Detector) :

في الماموغرام الرقمي، تُستخدم كواشف تكامل الطاقة (Energy-Integrating Detectors, EIDs) لتحويل الأشعة السينية إلى إشارة رقمية. وتنقسم هذه الكواشف إلى نوعين رئيسيين:

- **الكواشف غير المباشرة (Indirect Conversion Detectors)**

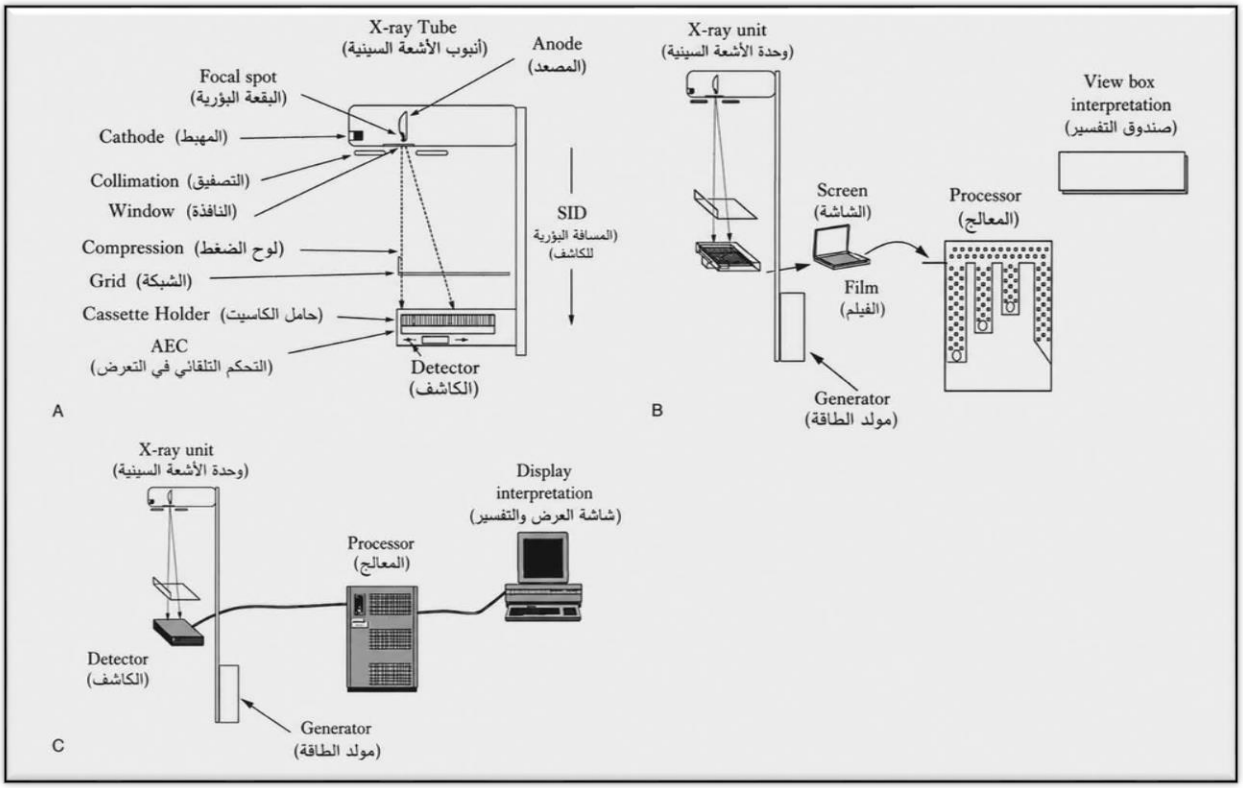
في هذا النوع من الكواشف، يتم تحويل الأشعة السينية أولًا إلى ضوء مرئي بواسطة مادة وميضية (Scintillator)، مثل يوديد السيزيوم (Cesium Iodide, CsI) أو أوكسي سلفيد الغادولينيوم (Gadolinium Oxysulfide, Gd_2O_2S)، بعد ذلك، يُحوَّل الضوء المرئي إلى إشارات كهربائية بواسطة مصفوفة من الثنائيات الضوئية (Photodiodes) المتصلة بترانزستورات الأغشية الرقيقة (Thin-Film Transistors, TFTs).

تُعد هذه الكواشف واسعة الاستخدام بسبب كفاءتها العالية في تحويل الأشعة السينية إلى ضوء، إضافةً إلى قدرتها على توفير صور ذات جودة جيدة مع تكلفة تصنيع مقبولة نسبيًا [6].

- **الكواشف المباشرة (Direct Conversion Detectors)**

في هذا النوع من الكواشف، يتم تحويل الأشعة السينية مباشرةً إلى شحنات كهربائية دون المرور بمرحلة تحويل وسيطة إلى ضوء، ويُستخدم السيلينيوم غير المتبلور (Amorphous Selenium, a-Se) على نطاق واسع لهذا الغرض.

تتميز هذه الكواشف بدقة مكانية أعلى مقارنةً بالكواشف غير المباشرة، نظرًا لعدم وجود انتشار للضوء داخل مادة الوميض، مما يؤدي إلى تقليل التشويش وتحسين وضوح الصورة، وخاصةً عند تصوير التكلسات الدقيقة والبنية التشريحية الصغيرة [7].



الشكل1.2 : مخطط توضيحي لمكونات نظام الماموغرام التقليدي، يظهر أنبوب الأشعة السينية، نظام الضغط، والكاشف.

5.2.1. شبكة منع التشتت (Anti-Scatter Grid) :

توضع شبكة منع التشتت بين الثدي والكاشف بهدف امتصاص الأشعة السينية المتشتتة الناتجة عن تفاعل الأشعة السينية مع أنسجة الثدي، فالأشعة المتشتتة لا تحمل معلومات تشخيصية مفيدة عن الأنسجة، بل تؤدي إلى تقليل التباين وزيادة الضوضاء في الصورة، وتعمل الشبكة على السماح بمرور الأشعة الأولية (Primary Radiation) الحاملة للمعلومات التشخيصية إلى الكاشف، مع امتصاص جزء كبير من الأشعة المتشتتة، مما يحسن جودة الصورة ويزيد من تباينها .[8]

3.1. المبدأ الفيزيائي لعمل الماموغرام التقليدي:

يعتمد المبدأ الفيزيائي لعمل الماموغرام التقليدي على التوهين التفاضلي (Differential Attenuation) للأشعة السينية أثناء مرورها عبر أنسجة الثدي المختلفة، فعندما تعبر حزمة الأشعة السينية الثدي، تتفاعل الفوتونات مع الأنسجة من خلال آليتين رئيسيتين:

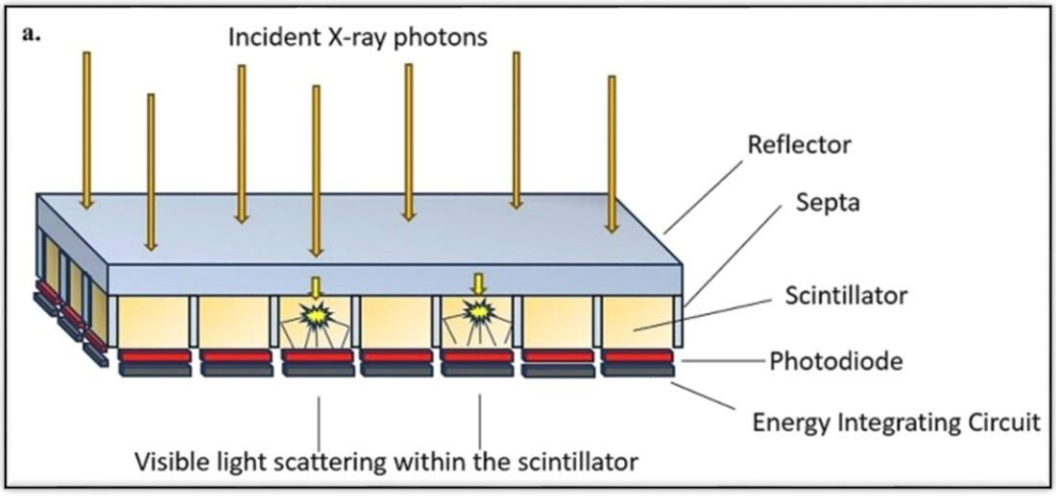
• **التأثير الكهروضوئي (Photoelectric Effect) :** يحدث هذا التفاعل عندما يمتص إلكترون مرتبط بإحدى ذرات المادة طاقة فوتون الأشعة السينية بالكامل، مما يؤدي إلى تحرير الإلكترون من الذرة، ويعتمد احتمال حدوث هذا التأثير بشكل كبير على العدد الذري (Z) للمادة وطاقة الفوتون (E)، حيث يتناسب تقريبًا مع:

$$P_{\{pe\}} \propto \frac{Z^3}{E^3}$$

ونظرًا إلى أن مكونات الثدي المختلفة، مثل الأنسجة الدهنية والأنسجة الغدية والأورام، تمتلك أعدادًا ذرية وكثافات مختلفة نسبيًا، فإنها تمتص الأشعة السينية بمعدلات متفاوتة، مما يؤدي إلى ظهور التباين في الصورة الشعاعية [9].

• **تشتت كومبتون (Compton Scattering)** : يحدث تشتت كومبتون عندما يتفاعل فوتون الأشعة السينية مع إلكترون شبه حر داخل المادة، مما يؤدي إلى تغيير اتجاه الفوتون وفقدانه جزءًا من طاقته، ويسهم هذا التفاعل في زيادة الضوضاء وتقليل التباين في الصورة، ولذلك تُستخدم شبكات منع التشتت للحد من تأثيره وتحسين جودة الصورة [10].

في الكواشف التي تعتمد على تكامل الطاقة (Energy-Integrating Detectors)، تُجمع الشحنات الكهربائية الناتجة عن جميع تفاعلات الفوتونات الواصلة إلى الكاشف خلال زمن التعرض، وهذا يعني أن الكاشف لا يميز بين الفوتونات ذات الطاقات المختلفة، بل يمنح وزنًا أكبر للفوتونات الأعلى طاقة لأنها تودع كمية أكبر من الطاقة داخل الكاشف، على الرغم من أن مساهمتها في التباين قد تكون أقل، كما يجمع الكاشف الضوضاء الإلكترونية المصاحبة للإشارة، مما يحد من نسبة الإشارة إلى الضوضاء (Signal-to-Noise Ratio, SNR).[11]



الشكل 2.2 : نظام الكشف التقليدي بتكامل الطاقة (energy integrating detector-eid)

4.1. الأجهزة والنتائج السريرية للماموغرام التقليدي:

تُعد أنظمة الماموغرام الرقمي الكامل للمجال (Full-Field Digital Mammography, FFDM) المعيار الحالي في الممارسة السريرية، وتوفر هذه الأنظمة صورًا رقمية يمكن عرضها على شاشات عالية الدقة، ومعالجتها لتحسين التباين والسطوع، وتخزينها بسهولة في أنظمة أرشفة الصور والاتصالات (Picture Archiving and Communication Systems, PACS).

كما تدعم هذه الأنظمة تقنيات متقدمة، مثل التصوير المقطعي الرقمي للثدي (Digital Breast Tomosynthesis, DBT)، الذي يحد من مشكلة تراكب الأنسجة عن طريق التقاط سلسلة من الصور بزوايا مختلفة وإعادة بنائها في صورة شبه ثلاثية الأبعاد، مما يحسن القدرة على كشف الآفات الصغيرة [12].

5.1 النتائج السريرية والمزايا:

- **الكشف المبكر**: يُعد الماموغرام التقليدي وسيلة فعالة جدًا للكشف المبكر عن سرطان الثدي، وخاصة التكلسات الدقيقة التي قد تمثل العلامة الوحيدة للمرض في مراحله المبكرة.
- **الانتشار الواسع:** تتوفر أجهزة الماموغرام الرقمي على نطاق واسع في معظم المؤسسات الصحية، مما يجعلها مناسبة لبرامج الفحص والكشف المبكر.
- **المعيار المرجعي:** يُعد الماموغرام الرقمي المعيار المرجعي (Gold Standard) في برامج الكشف المبكر عن سرطان الثدي، وتعتمد عليه العديد من التوصيات والإرشادات السريرية الدولية [13].

6.1 القيود والتحديات:

على الرغم من الفعالية الكبيرة للماموغرام التقليدي في الكشف المبكر عن سرطان الثدي، إلا أنه يواجه بعض القيود والتحديات التي قد تؤثر في دقة التشخيص، ومن أهمها:

- **الأثداء الكثيفة (Dense Breasts):** في الأثداء الكثيفة، حيث تكون نسبة الأنسجة الغدية والليفية مرتفعة، قد تؤدي كثافة الأنسجة الطبيعية إلى إخفاء الأورام الصغيرة، مما يقلل من حساسية الماموغرام للكشف عنها، لذلك، تتطلب هذه الحالات غالبًا إجراء فحوصات إضافية، مثل التصوير بالموجات فوق الصوتية أو التصوير بالرنين المغناطيسي [14].

- **الجرعة الإشعاعية:** على الرغم من أن الجرعة الإشعاعية المستخدمة في الماموغرام منخفضة نسبيًا، فإنها لا تزال مصدر قلق، خاصةً مع تكرار الفحوصات، لذلك، هناك سعي مستمر إلى تقليل الجرعة الإشعاعية مع الحفاظ على جودة الصورة التشخيصية.

تراكب الأنسجة: حتى مع استخدام ضغط الثدي أثناء التصوير، قد تتراكب الأنسجة الطبيعية، مما قد يؤدي إلى إخفاء بعض الآفات أو إلى ظهور مناطق تبدو غير طبيعية، وقد ينتج عن ذلك حالات سلبية كاذبة (False Negatives) أو إيجابية كاذبة (False Positives).

- **التباين المحدود:** قد يكون التباين بين الأنسجة الطبيعية وبعض أنواع الأورام محدودًا، مما يجعل التمييز بينها صعبًا في بعض الحالات.

2. الماموغرام بالفوتونات(Photon-Counting Mammography) :

1.2. التعريف والتطور:

يمثل الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات (Photon-Counting Mammography - PCM) تطورًا نوعيًا في مجال التصوير الشعاعي للثدي، حيث ينتقل من الكواشف التي تدمج الطاقة إلى الكواشف التي تعدّ الفوتونات الفردية، بدأت الأبحاث في هذا المجال في أوائل العقد الأول من القرن الحادي والعشرين، وظهرت أول الأنظمة التجارية عام 2003 مع نظام (MicroDose) من شركة (Sectra)، والتي استحوذت عليها لاحقًا شركة (Philips). [15]

تهدف هذه التقنية إلى التغلب على القيود المتأصلة في الكواشف التقليدية من خلال توفير معلومات أكثر تفصيلًا عن كل فوتون من فوتونات الأشعة السينية يصل إلى الكاشف.

ويكمن الفرق الجوهري في أن كواشف عدّ الفوتونات لا تكتفي بجمع الطاقة الكلية للفوتونات، بل تقوم بالكشف عن كل فوتون على حدة وتسجيل طاقته وموقعه، ويؤدي ذلك إلى تحسينات كبيرة في جودة الصورة، وتقليل الجرعة الإشعاعية، وإمكانية الحصول على معلومات طيفية (Spectral Information) لم تكن متاحة بسهولة في الأنظمة التقليدية [16].

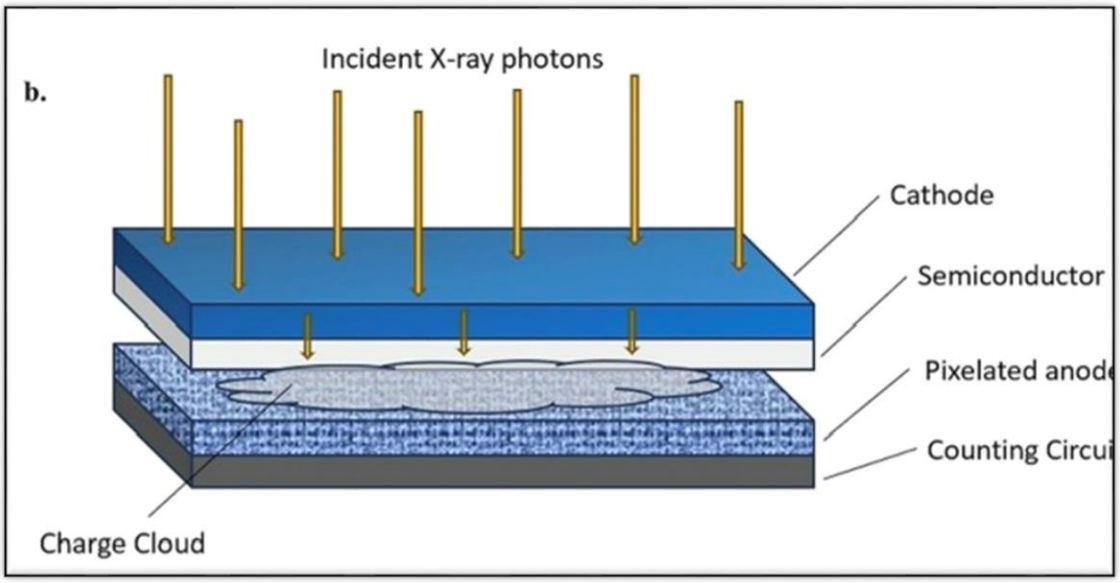
2.2. مكونات جهاز الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات:

تختلف مكونات جهاز الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات عن جهاز الماموغرام التقليدي بشكل أساسي في نوع الكاشف ونظام معالجة الإشارة.

1.2.2.كواشف عدّ الفوتونات (Photon-Counting Detectors - PCDs)

تُعد كواشف عدّ الفوتونات (PCDs) العنصر الأساسي في تقنية الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات، وتصنع هذه الكواشف من مواد شبه موصلة ذات عدد ذري مرتفع، تقوم بتحويل فوتونات الأشعة السينية مباشرة إلى إشارات كهربائية.

فعندما يصطدم فوتون أشعة سينية بالكاشف، فإنه يولد نبضة كهربائية تتناسب سعتها مع طاقة الفوتون الساقط، وبعد ذلك تُعالج هذه النبضات بصورة فردية، مما يسمح بعدّ الفوتونات وقياس طاقاتها في الوقت نفسه (17).



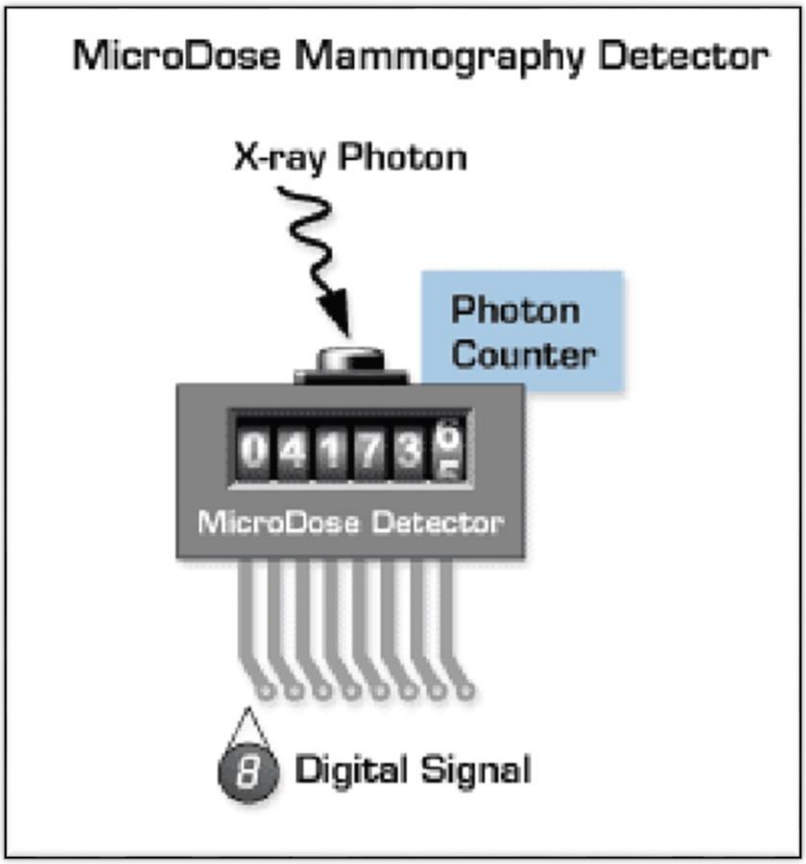
الشكل3.2: نظام الكشف بعد الفوتونات (photon counting detector-pcd)

مواد الكاشف:

تشمل المواد الشائعة المستخدمة في كواشف عدّ الفوتونات ما يلي:

- **السيليكون (Silicon - Si):** يُستخدم في بعض الأنظمة التجارية، مثل نظام (Philips MicroDose)، بسبب خصائصه الكهربائية الممتازة وإمكانية تصنيعه بدقة عالية، وغالبًا ما تُستخدم كواشف السيليكون في أنظمة المسح بالشقوق (Slit-Scanning Systems).
- **تلوريد الكادميوم (Cadmium Telluride - CdTe) وتلوريد الكادميوم والزنك (Cadmium Zinc Telluride - CZT):** تُعد هذه المواد واعدة جدًا بسبب ارتفاع عددها الذري وكثافتها العالية، مما يوفر كفاءة امتصاص ممتازة للأشعة السينية، خاصة ضمن نطاق الطاقات المستخدمة في الماموغرافيا، كما تسمح بتصنيع كواشف ذات بكسلات صغيرة جدًا، مما يحسن الدقة المكانية للصورة [18].
- **الدوائر المتكاملة الخاصة بالتطبيقات (Application-Specific Integrated Circuits - ASICs):** تُدمج هذه الدوائر مع كل بكسل من بكسلات الكاشف، وتتولى معالجة الإشارات الناتجة عن كل فوتون على حدة، بما في ذلك تضخيم النبضات الكهربائية، وتحديد طاقة الفوتونات باستخدام مقارنات العتبة (Threshold Comparators)، وعدّ الفوتونات التي تتجاوز مستويات طاقة محددة، ويتيح ذلك تصنيف

الفوتونات وفقًا لطاقاتها المختلفة، مما يوفر معلومات طيفية إضافية تسهم في تحسين جودة الصورة وتمييز الأنسجة المختلفة [19].



الشكل 4.2 : الية عمل كاشف عد الفوتونات (photon counting Detector) المستخدم في الماموغرافيا المعتمدة على عد الفوتونات (PCM)

2.2.2. تقنية المسح بالشقوق (Slit-Scanning Technique):

تستخدم بعض أنظمة الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات، وخاصة تلك التي تعتمد على كواشف السيليكون، تقنية المسح بالشقوق (Slit-Scanning Technique)، في هذا التكوين، تُستخدم حزمة أشعة سينية رفيعة جدًا على شكل شق، إلى جانب مصفوفة من الكواشف الخطية، ويتم مسح هذه الحزمة والكواشف عبر الثدي للحصول على الصورة كاملة.

وتتمثل الميزة الرئيسية لهذه التقنية في قدرتها العالية على تقليل الأشعة السينية المتشتتة دون الحاجة إلى استخدام شبكة منع التشتت التقليدية (Anti-Scatter Grid)، مما يؤدي إلى تحسين التباين في الصورة بشكل ملحوظ وتقليل الجرعة الإشعاعية للمريضة [20].

3.2. المبدأ الفيزيائي لعمل الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات:

يختلف المبدأ الفيزيائي للماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات جوهريًا عن الماموغرام التقليدي في طريقة معالجة الإشارة، فبدلًا من دمج الطاقة الكلية للفوتونات الساقطة على الكاشف، تقوم كواشف عدّ الفوتونات بالمعالجة الفردية لكل فوتون على حدة، وفق الآليات التالية:

1.3.2. عدّ الفوتونات الفردية (Individual Photon Counting):

عندما يصطدم فوتون أشعة سينية بالكاشف، فإنه يولد شحنة كهربائية تُضخَّم وتُحوَّل إلى نبضة كهربائية، بعد ذلك، تتم مقارنة سعة هذه النبضة، التي تتناسب مع طاقة الفوتون الساقط، مع عتبات طاقة محددة مسبقًا.

إذا تجاوزت النبضة عتبة الكشف المحددة، تُسجل كحدث فوتوني مستقل، وبهذه الطريقة، يتم عدّ كل فوتون بصورة منفصلة، مما يسمح بإلغاء جزء كبير من الضوضاء الإلكترونية التي تكون شدتها أقل من عتبة الكشف، وبالتالي تحسين جودة الصورة ونسبة الإشارة إلى الضوضاء [21].

2.3.2 الوزن المتساوي للفوتونات (Equal Weighting of Photons):

على عكس الكواشف التي تدمج الطاقة، والتي تعطي وزنًا أكبر للفوتونات ذات الطاقة المرتفعة، فإن كواشف عدّ الفوتونات تمنح جميع الفوتونات المكتشفة وزنًا متساويًا في تكوين الصورة.

وتُعد هذه الخاصية مهمة جدًا لأن الفوتونات منخفضة الطاقة تحمل معلومات تباين أكبر بين أنسجة الثدي المختلفة، ومن خلال إعطاء جميع الفوتونات الوزن نفسه، تتحسن كفاءة استخدام الجرعة الإشعاعية (Dose Efficiency)، كما تتحسن نسبة التباين إلى الضوضاء (Contrast-to-Noise Ratio, CNR)[22].

3.3.2. التصوير الطيفي وتحليل المواد (Spectral Imaging and Material Decomposition):

تُعد القدرة على قياس طاقة كل فوتون على حدة من أهم المزايا التي توفرها كواشف عدّ الفوتونات، ويمكن استغلال هذه الخاصية لإنشاء صور طيفية (Spectral Images) من خلال تصنيف الفوتونات ضمن قنوات طاقة مختلفة (Energy Bins).

وتتيح هذه القدرة إجراء تحليل للمواد (Material Decomposition)، حيث يمكن استخراج معلومات كمية حول التركيب النسيجي للثدي، فعلى سبيل المثال، يمكن التمييز بين الأنسجة الدهنية والأنسجة

الغدية، أو الكشف عن المواد ذات العدد الذري المرتفع مثل اليود في التصوير المعزز بالتباين، أو الكالسيوم الموجود في التكلسات الدقيقة [23].

وتعتمد هذه الإمكانية على حقيقة أن تفاعلات الأشعة السينية، وخاصة التأثير الكهروضوئي وتشتت كومبتون، تختلف باختلاف طاقة الفوتون والعدد الذري للمادة، ومن خلال تحليل استجابة الكاشف للفوتونات ضمن نطاقات طاقة متعددة، يمكن تقدير التركيب العنصري للأنسجة التي مرت خلالها الأشعة السينية.

وتفتح هذه القدرة المجال أمام تطبيقات متقدمة، مثل القياس الكمي لكثافة الثدي الحجمية بدقة أكبر، وتحسين الكشف عن الآفات، والمساعدة في توصيف الأورام وتمييز خصائصها النسيجية بصورة أفضل [24].

4.3.2. تحسين كفاءة الجرعة (Improved Dose Efficiency) :

تسهم عدة عوامل في تحسين كفاءة الجرعة في الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات مقارنةً بالتقنيات التقليدية [25]، ومن أهمها:

- **رفض الضوضاء الإلكترونية:** من خلال تحديد عتبة طاقة منخفضة، يتم استبعاد الإشارات الناتجة عن الضوضاء الإلكترونية، مما يضمن أن الفوتونات الحقيقية فقط هي التي تُسجَّل وتُعدّ.
- **الوزن الأمثل للطاقة:** نظرًا لأن الفوتونات منخفضة الطاقة تحمل معلومات تباين أكبر، فإن إعطاء جميع الفوتونات وزنًا متساويًا، أو تطبيق أوزان مناسبة للفوتونات منخفضة الطاقة أثناء معالجة الإشارة، يؤدي إلى استخدام أكثر كفاءة للجرعة الإشعاعية.
- **الرفض الفعال للأشعة المتشتتة**: في أنظمة المسح بالشقوق، يتم تقليل الأشعة السينية المتشتتة بشكل كبير، مما يقلل الحاجة إلى جرعات إضافية لتعويض فقدان التباين الناتج عن التشتت.

4.2. الأجهزة والنتائج السريرية للماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات :

تدخل أنظمة الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات حاليًا مرحلة التبني السريري المتزايد، مع توفر بعض الأنظمة التجارية، ومن أبرز هذه الأنظمة:

- **Philips MicroDose SI:** يُعد هذا النظام من الأنظمة الرائدة في استخدام كواشف السيليكون المعتمدة على عدّ الفوتونات مع تقنية المسح بالشقوق، وقد أظهرت الدراسات السريرية المرتبطة به قدرةً على تقليل الجرعة الإشعاعية مع الحفاظ على جودة الصورة أو تحسينها [26].

5.2 النتائج السريرية والمزايا :

- **تقليل الجرعة الإشعاعية:** أظهرت الدراسات أن الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات يمكن أن يقلل متوسط الجرعة الغدية (Mean Glandular Dose - MGD) بنسبة تتراوح بين 40% و50% مقارنةً بالماموغرام الرقمي التقليدي، مع الحفاظ على أداء تشخيصي مماثل أو أفضل [27]. وتُعد هذه الميزة ذات أهمية كبيرة في برامج الكشف المبكر، حيث تخضع النساء لفحوصات دورية متكررة.
- **تحسين جودة الصورة والتباين:** بفضل تقليل الضوضاء الإلكترونية والاستفادة المثلى من الفوتونات المكتشفة، تحقق أنظمة عدّ الفوتونات نسبة تباين إلى ضوضاء (Contrast-to-Noise Ratio - CNR) أعلى، مما يؤدي إلى الحصول على صور أكثر وضوحًا وقدرة أفضل على إظهار التفاصيل الدقيقة والآفات الصغيرة.
- **القياس الدقيق لكثافة الثدي الحجمية**: تتيح القدرة على تحليل المواد قياس كثافة الثدي الحجمية بدقة أكبر، وهو مؤشر مهم لتقييم خطر الإصابة بسرطان الثدي وفعالية برامج الفحص، ويمكن أن يساعد ذلك في تحديد النساء اللواتي قد يحتجن إلى فحوصات إضافية.
- **التصوير الطيفي المعزز بالتباين (Contrast-Enhanced Spectral Mammography - CESM):** يمكن دمج تقنية عدّ الفوتونات مع عوامل التباين المعتمدة على اليود، ومن خلال تحليل استجابة الفوتونات ذات الطاقات المختلفة، يمكن تمييز اليود عن الأنسجة المحيطة بدقة عالية، مما يعزز الكشف عن الأورام التي تمتص عامل التباين، كما توفر هذه التقنية معلومات وظيفية إضافية إلى جانب المعلومات التشريحية التقليدية.
- **تقليل تأثير تراكب الأنسجة:** على الرغم من أن الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات لا يحل مشكلة تراكب الأنسجة بشكل كامل كما هو الحال في التصوير المقطعي الرقمي للثدي (Digital Breast Tomosynthesis - DBT)، فإن التحسن في التباين وجودة الصورة يسهم في الحد من تأثير هذه المشكلة.

6.2 القيود والتحديات :

- ✓ **التكلفة**: لا تزال أنظمة الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات أكثر تكلفة من الأنظمة التقليدية، مما قد يحد من انتشارها، خاصة في الدول النامية.
- ✓ **التعقيد التكنولوجي**: تتطلب هذه الأنظمة كواشف متطورة وأنظمة معالجة إشارات معقدة، مما يزيد من متطلبات الصيانة والحاجة إلى خبرات فنية متخصصة.

- ✓ **الخبرة السريرية:** لا تزال الخبرة السريرية المتراكمة مع الماموغرام المعتمد على عدّ الفوتونات أقل مقارنةً بالتقنيات التقليدية، على الرغم من تزايد الأدلة العلمية التي تؤكد فعاليته وفوائده السريرية.

خاتمة:

لقد استعرض هذا الفصل بشكل معمق التطورات المحورية في مجال التصوير الشعاعي للثدي (الماموغرام)، بدءًا من أنظمة الأفلام التقليدية وصولًا إلى التقنيات الرقمية الحديثة، تم التركيز بشكل خاص على فهم الآليات الفيزيائية والتقنية التي تقوم عليها هذه الأنظمة، مع تسليط الضوء على الفروقات الجوهرية بين الماموغرام التقليدي (الرقمي) وتقنية عدّ الفوتونات.

بيّن الفصل أن الماموغرام التقليدي، وخاصةً أنظمة التصوير الرقمي الكامل للمجال (FFDM)، قد أحدث ثورة في الكشف المبكر عن سرطان الثدي من خلال توفير صور عالية الجودة وإمكانية معالجتها وتخزينها بكفاءة، وقد تم تفصيل مكونات الجهاز، من أنبوب الأشعة السينية وأنظمة الفلترة والضغط، وصولًا إلى الكواشف المعتمدة على تكامل الطاقة (EIDs) بنوعيها المباشر وغير المباشر، كما تم شرح المبدأ الفيزيائي لعمل هذه التقنية، والذي يعتمد على التوهين التفاضلي للأشعة السينية عبر الأنسجة، مع الإشارة إلى تحديات مثل تشتت كومبتون وتأثيره على جودة الصورة.

وفي المقابل، يمثل نظام عدّ الفوتونات قفزة نوعية نحو مستقبل التصوير الشعاعي للثدي، حيث يقدم تحويلاً مباشرًا لفوتونات الأشعة السينية إلى إشارات كهربائية، متجاوزًا بذلك بعض القيود المتأصلة في أنظمة تكامل الطاقة، مثل تشتت الضوء وتراكم الضوضاء، إن السعي المستمر لتحسين جودة الصورة وتقليل الجرعة الإشعاعية هو المحرك الأساسي لهذه الابتكارات، مما يعد بتقديم تشخيصات أكثر دقة وفعالية، وبالتالي تحسين النتائج السريرية للمرضى، يمهد هذا الفصل الطريق لفهم أعمق لكيفية مساهمة هذه التقنيات المتقدمة في رسم ملامح جديدة لمستقبل الكشف المبكر عن سرطان الثدي.

الفصل الثالث:

دراسة فيزيائية تفصيلية و مقارنة بين الماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات

مقدمة :

شهد مجال التصوير الطبي للثدي تطورات هائلة على مدى العقود الماضية، بدءًا من الأنظمة التماثلية التي كانت تعتمد على الأفلام، وصولاً إلى التقنيات الرقمية الحديثة التي تستخدم كاشفات الأشعة السينية، كان الهدف الأساسي من هذه التطورات هو تحسين القدرة على الكشف المبكر عن سرطان الثدي، مع السعي المستمر لتقليل الجرعة الإشعاعية التي يتعرض لها المريض في هذا السياق، برزت تقنية الماموغرافيا بعد الفوتونات Photon Counting Mammography - PCD كواحدة من الابتكارات الواعدة التي تحمل إمكانات كبيرة لتحسين جودة الصورة وتقليل الجرعة الإشعاعية بشكل فعال [1].

تختلف الماموغرافيا التقليدية والرقمية عن الماموغرافيا المعتمدة على كواشف عدّ الفوتونات (PCD) في آلية تحويل الأشعة السينية إلى إشارة كهربائية، ففي الأنظمة التقليدية، يتم تحويل الأشعة السينية أولًا إلى ضوء مرئي ثم إلى إشارة كهربائية، بينما تعتمد أنظمة PCD على عدّ كل فوتون من فوتونات الأشعة السينية بشكل منفصل وتصنيفه وفقًا لمستوى طاقته، وتوفر هذه الخاصية المميزة إمكانيات جديدة لتحسين جودة الصور، لا سيما في الكشف عن التكلسات الدقيقة (microcalcifications)، التي تُعد من المؤشرات المبكرة للإصابة بسرطان الثدي. [2]

يهدف هذا التقرير إلى تقديم دراسة فيزيائية تفصيلية للمبادئ الأساسية التي تتحكم في جودة الصورة والجرعة الإشعاعية في مجال الماموغرافيا، مع التركيز بشكل خاص على إجراء مقارنة بين الماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات، ويتناول التقرير مجموعة من المفاهيم الأساسية، من بينها كفاءة الكشف الكمي (DQE)، ونسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR)، ونسبة التباين إلى الضجيج (CNR)، ودالة نقل التباين (MTF)، والجرعة الغدية المتوسطة (MGD)، بالإضافة إلى مفهوم كفاءة الكشف الكمي الطيفية (dQE)، كما سيتم عرض تعريفات دقيقة ومفصلة لهذه المفاهيم، مدعومة بالمعادلات الرياضية والقوانين الفيزيائية المرتبطة بها، مع توضيح دورها وأهميتها في تحسين أداء أنظمة التصوير، بالاستناد إلى المراجع العلمية ذات الصلة.

1. كفاءة الكشف الكمي (Detective Quantum Efficiency – DQE):

1.1 التعريف:

تُعد كفاءة الكشف الكمي (DQE) من أكثر المقاييس شمولًا وفعالية في تقييم أداء أنظمة التصوير الإشعاعي، إذ تعكس قدرة الكاشف على نقل المعلومات من الأشعة السينية الواردة إلى الصورة النهائية

بكفاءة عالية، وبمعنى آخر، فهي تقيس مدى فعالية الكاشف في تحويل الإشارة الإشعاعية إلى إشارة كهربائية ذات فائدة، مع مراعاة جميع مصادر الضجيج التي قد تؤثر في جودة الصورة، وتُعرَّف كفاءة الكشف الكمي (DQE) بأنها نسبة مربع نسبة الإشارة إلى الضجيج عند مخرج الكاشف إلى مربع نسبة الإشارة إلى الضجيج عند مدخل الكاشف (3).

تُعدّ DQE دالة مرتبطة بالتردد المكاني، أي أنها تعبّر عن أداء الكاشف عند درجات مختلفة من التفاصيل المكانية، وكلما ازدادت قيمة DQE، كان الكاشف أكثر كفاءة في استغلال الفوتونات الساقطة، مما يساهم في إنتاج صور ذات جودة أفضل مع تقليل الجرعة الإشعاعية المطلوبة (4).

2.1 المعادلات الفيزيائية:

تعطى العلاقة العامة لـ DQE كدالة في التردد المكاني f بالمعادلة التالية:

$$\mathrm{DQE(f)} = \frac{\mathrm{SNR}^2_{(\mathrm{out})(\mathrm{f})}}{\mathrm{SNR}^2_{(\mathrm{in})(\mathrm{f})}}$$

حيث :

- $\mathbf{SNR}_{out\,(f)}$: نسبة الإشارة إلى الضجيج في مخرج الكاشف عند التردد المكاني f ..
- $\mathbf{SNR}_{in\,(f)}$: نسبة الإشارة إلى الضجيج في مدخل الكاشف عند التردد المكاني f ..

في سياق الأنظمة الرقمية يمكن التعبير عن DQE باستخدام **دالة نقل التباين (MTF) وطيف قدرة الضجيج (NPS)**، هذه العلاقة توضح كيف تؤثر خصائص الكاشف الفيزيائية على كفاءته في نقل المعلومات:

$$DQE(f) = \frac{G^2 * MTF(f)^2 * \Phi}{NPS(f)}$$

حيث :

- **G** :هو معامل الربح (Gain) للنظام، والذي يمثل كفاءة تحويل الفوتونات إلى إشارة كهربائية،
- **MTF (f)**: دالة نقل التباين عند التردد المكاني f. والتي تصف قدرة النظام على الحفاظ على تباين التفاصيل الدقيقة.

- Φ : تدفق الفوتونات الساقطة Photon fluence)) ، وهو عدد الفوتونات التي تسقط على الكاشف لكل وحدة مساحة.
- NPS(f) : طيف قدرة الضجيج، والذي يمثل توزيع الضجيج عبر الترددات المكانية، يشمل هذا الضجيج الضجيج الكمي (Quantu Noise) والضجيج الإلكتروني(Electronic Noise) .[5]

3.1 الأهمية في الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD):

تتميز كاشفات عد الفوتونات بـ DQE عالية جدا مقارنة بالكاشفات التقليدية، يعود هذا التفوق إلى عدة عوامل:

1- القضاء على ضجيج القراءة الإلكتروني (Electronic Readout Noise): تعتمد كاشفات PCD على عدّ كل فوتون بشكل منفصل، مما يُلغي الحاجة إلى تضخيم الإشارات الضعيفة التي قد تتأثر بالضجيج الإلكتروني الموجود في الكاشفات التقليدية، ويساهم ذلك في تحقيق تحسن ملحوظ في نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR)، وبالتالي تحسين كفاءة الكشف الكمي (DQE) [6] .

2 - تجنب عامل التدهور (Swank Factor) : في الكاشفات الومضانية (Scintillators) المستخدمة في الماموغرافيا التقليدية، يتم تحويل الأشعة السينية إلى ضوء مرئي قبل تحويلها إلى إشارة كهربائية، هذه العملية تتضمن فقداناً للمعلومات وتدهورا في SNR، وهو ما يعرف بعامل Swank، كاشفات PCD تتجنب هذه الخطوة، مما يحافظ على جودة الإشارة [7].

3- **التمييز الطاقي (Energy Discrimination) :** القدرة على التمييز بين الفوتونات ذات الطاقات المختلفة تسمح لكاشفات PCD بتحسين التباين في الصورة، خاصة في الأنسجة التي تظهر فروقًا طاقية بسيطة، هذا التحسين في التباين يساهم بشكل مباشر في زيادة DQE، خاصة عند الطاقات المنخفضة التي تحمل معلومات أكثر عن الأنسجة الرخوة (8).

بشكل عام، تساهم DQE العالية في كاشفات PCD في الحصول على صور ماموغرافيا ذات جودة تشخيصية أفضل بجرعات إشعاعية أقل مما يعزز سلامة المريض وفعالية الفحص

2 . الاشارة الى الضجيج (Signal-to-Noise Ratio-SNR)

1.2. التعريف :

تُعد نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) من المؤشرات الأساسية المستخدمة لتقييم جودة الصورة في التصوير الطبي، إذ تعبّر عن مدى تميّز الإشارة المرغوبة، التي تمثل المعلومات التشخيصية، مقارنة بالتغيرات العشوائية أو الضجيج الموجود في الخلفية، وفي مجال الماموغرافيا، ترتبط القيم المرتفعة لـ SNR بقدرة أكبر على إظهار البنى التشريحية الدقيقة والكشف عن الآفات الصغيرة، مثل التكلسات والكتل، وتمييزها عن الأنسجة المحيطة والضجيج الخلفي [9].

يُعرَّف الضجيج في الصورة الإشعاعية بأنه أي تغير غير مرغوب فيه في شدة البكسلات لا يعكس البنية الحقيقية للجسم المصوَّر، وتشمل المصادر الرئيسية للضجيج الضجيج الكمي (Quantum Noise)، الناتج عن الطبيعة العشوائية لامتصاص الفوتونات، بالإضافة إلى الضجيج الإلكتروني الناتج عن المكوّنات الإلكترونية للكاشف [10].

2.2. المعادلات الفيزيائية :

في نظام عد الفوتونات المثالي الذي يتبع توزيع بواسون (Poisson distribution)، حيث يكون الضجيج الكمي هو المصدر الوحيد للضجيج، تحسب SNR كالتالي:

$$\mathrm{SNR} = \frac{\mathrm{N}}{\sqrt{\mathrm{N}}} = \sqrt{\mathrm{N}}$$

حيث:

N : هو عدد الفوتونات المعدودة في منطقة الاهتمام، هذه المعادلة تظهر أن SNR تزداد مع زيادة عدد الفوتونات، مما يعني أن زيادة الجرعة الإشعاعية وبالتالي عدد الفوتونات يمكن أن تحسن SNR ولكن هذا يأتي على حساب زيادة تعرض المريض للإشعاع [11].

أما في الأنظمة التي تتضمن ضجيجاً إلكترونياً من الانحراف المعياري للضجيج الإلكتروني)، تصبح المعادلة أكثر تعقيدا:

$$SNR = \frac{N}{\sqrt{N + \sigma_e^2}}$$

هذه المعادلة توضح أن الضجيج الإلكتروني يقلل من SNR خاصة عندما يكون عدد الفوتونات N صغيرا، في الكاشفات التقليدية، يمكن أن يكون الضجيج الإلكتروني مصدرًا مهما لتدهور جودة الصورة [12].

3.2. ميزة الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD):

تتمتع تقنية PCD بميزة كبيرة في تحسين نسبة الاشارة الى الضجيج (SNR) مقارنة بالأنظمة التقليدية، وذلك للأسباب التالية:

1- عتبة الطاقة (Energy Threshold): تستخدم كاشفات PCD عتبة طاقة لاستبعاد النبضات الناتجة عن الضجيج الإلكتروني منخفض الطاقة، هذا يعني أن الفوتونات التي لا تمتلك طاقة كافية (والتي غالبا ما تكون ضجيجا إلكترونيا) لا يتم عدها، مما يجعل $\sigma e = 0$ في المعادلة أعلاه، وبالتالي، يمكن تحقيق SNR أعلى لنفس الجرعة الإشعاعية مقارنة بالأنظمة التقليدية (13).

2- التمييز الطاقي: القدرة على تصنيف الفوتونات حسب طاقتها تسمح بتحسين (SNR) بشكل أكبر، حيث يمكن إعطاء وزن أكبر للفوتونات ذات الطاقات التي تساهم بشكل أكبر في التباين التشخيصي، مما يعزز الإشارة المفيدة ويقلل من تأثير الضجيج (14).

3- تقليل تشتت الأشعة السينية (X-ray Scatter Reduction): في بعض أنظمة PCD، يمكن استخدام تقنيات لتقليل تشتت الأشعة، الذي يعد مصدرا رئيسيا للضجيج في تصوير الثدي، إن تقليل التشتت يؤدي إلى زيادة (SNR) وتحسين وضوح الصورة (15).

باختصار، توفر تقنية PCD تحسينا جوهريا في SNR مما يترجم إلى صور ماموغرافيا أكثر وضوحًا ودقة، وبالتالي تحسين القدرة على الكشف المبكر عن الآفات السرطانية.

3. نسبة التباين إلى الضجيج (Contrast-to-Noise Ratio – CNR):

1.3. التعريف:

تُعد نسبة التباين إلى الضجيج (CNR) مؤشرًا مهمًا لتقييم جودة الصورة في التصوير الطبي، وخاصة في مجال الماموغرافيا، فهي تعكس قدرة نظام التصوير على التمييز بين جسم محدد، مثل ورم أو تكلس، والخلفية المحيطة به، مع مراعاة مستوى الضجيج الموجود في الصورة، وبعبارة أخرى، تقيس CNR مدى وضوح التفاصيل ذات الأهمية التشخيصية في ظل وجود الضجيج [16].

كما تُعتبر CNR في بعض الحالات معيارًا أكثر ملاءمة من نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) عند تقييم الجودة التشخيصية للصور، لأنها تركز على الاختلاف في التباين بين منطقة الاهتمام والخلفية المحيطة، وكلما ارتفعت قيمة CNR، ازدادت القدرة على اكتشاف الآفات الصغيرة وذات التباين المنخفض، مما يساهم في تحسين دقة التشخيص [17].**

2.3. المعادلات الفيزيائية:

تحسب CNR بين منطقتين الهدف A والخلفية (B) في الصورة بالمعادلة التالية:

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_{background}}$$

حيث:

- S_A: متوسط شدة الإشارة في منطقة الهدف (الآفة).
- S_B: متوسط شدة الإشارة في منطقة الخلفية المحيطة بالهدف.
- $\sigma_{\{background\}}$: الانحراف المعياري للضجيج في منطقة الخلفية. هذا يمثل مستوى الضجيج الكلي في الخلفية (18).

في تقنية PCD، يتم تحسين CNR بشكل كبير من خلال آلية تعرف بـ **الوزن الطيفي** (Spectral **Weighting)**، هذه الآلية تستفيد من قدرة كاشفات PCD على التمييز بين الفوتونات ذات الطاقات المختلفة، يمكن إعطاء وزن أكبر للفوتونات التي تحمل معلومات تباين أعلى عادة الفوتونات ذات الطاقة المنخفضة التي تتفاعل بشكل أكبر مع الأنسجة الرخوة، مما يعزز الفرق بين SA و SB دون زيادة الضجيج بشكل كبير، يمكن تمثيل الإشارة الموزونة كالتالي:

$$S_{weighted} = \sum_{i=1}^{N_{bins}} w_i * N_i$$

حيث :

- N_{bins} :عدد الفوتونات المعدودة في القناة الطاقية
- w_i: الوزن المعطى للفوتونات في القناة الطاقية ..

هذا الوزن الطيفي يسمح بتحسين CNR بشكل انتقائي للآفات التي تظهر تباينا طاقيًا مميزا، مما يزيد من قابلية الكشف عنها [19].

3.3 . ميزة الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD) :

تساهم تقنية PCD في تحسين CNR بشكل ملحوظ من خلال :

1- تحسين التباين الطاقي: تتيح القدرة على فصل الفوتونات وفقًا لطاقاتها المختلفة إنشاء صور ذات تباين أفضل بين أنواع الأنسجة المختلفة، فعلى سبيل المثال، يمكن الاستفادة من نطاقات طاقية محددة لتحسين التمييز بين الأنسجة الغدية والأنسجة الدهنية، مما يزيد من الاختلاف في التباين بينهما [20].

2- تقليل الضجيج: كما تم توضيحه سابقًا، تعمل كاشفات PCD على الحد من الضجيج الإلكتروني وتقليل تأثير تشتت الأشعة السينية، مما يساهم في خفض قيمة ضجيج الخلفية (σ_background) في معادلة CNR، ويؤدي هذا الانخفاض في الضجيج، بالتزامن مع تحسين التباين، إلى تحقيق زيادة ملحوظة في قيمة CNR [21].

3- الكشف عن التكلسات الدقيقة: تُعد التكلسات الدقيقة من المؤشرات المهمة للكشف عن سرطان الثدي، ومن خلال تحسين CNR والاعتماد على خاصية التمييز الطاقي، تستطيع كاشفات PCD إظهار هذه التكلسات بدرجة وضوح أعلى، بما في ذلك الحالات التي قد لا تكون قابلة للكشف في الماموغرافيا التقليدية [22].

تساهم هذه التحسينات في CNR في إنتاج صور ماموغرافية ذات جودة تشخيصية مرتفعة، الأمر الذي يدعم الكشف المبكر والدقيق عن سرطان الثدي.

4. دالة نقل التباين(Modulation Transfer Function - MTF):

1.4. التعريف:

تصف **دالة نقل التباين (MTF)** قدرة نظام التصوير على نقل التباين من الجسم المصور إلى الصورة الناتجة عند ترددات مكانية مختلفة، إنها المقياس الفيزيائي الأكثر شيوعًا للدقة المكانية (Spatial Resolution) لنظام التصوير، بعبارة أخرى، تحدد MTF مدى وضوح التفاصيل الدقيقة التي يمكن للنظام التقاطها وعرضها في الصورة (23).

تتراوح قيم دالة انتقال التعديل (MTF) بين 1، والتي تمثل نقلًا كاملاً للتباين بنسبة 100% عند الترددات المكانية المنخفضة المرتبطة بالتفاصيل الكبيرة، و0 التي تعبر عن غياب نقل التباين عند الترددات المكانية المرتفعة جدًا المرتبطة بالتفاصيل الدقيقة للغاية، وكلما ارتفعت قيمة MTF عند تردد مكاني محدد، ازدادت كفاءة النظام في إظهار وتمثيل تلك التفاصيل بدقة أكبر. (24).

القيمة	نسبة نقل التباين	نوع التفاصيل المرتبطة	النتيجة في الصورة
1	100%	كبيرة (تردد منخ Energy Bins فض)	وضوح تام و مطابق
بين 0 و 1	جزئية	متوسطة	فقدان تدريجي للحد و التباين
0	0%	دقيق جدا (تردد مرتفع)	تلاشي التفاصيل و تحولها لرمادي

جدول 1 : جدول توضيحي لقيمة 0 و1

2.4. المعادلات الفيزيائية :

من الناحية الرياضية، تُعرَّف دالة انتقال التعديل (MTF) بأنها تحويل فوريه (Fourier Transform) لدالة استجابة النقطة (Point Spread Function - PSF) أو دالة استجابة الخط (Line Spread Function - LSF)، تمثل دالة PSF استجابة النظام لنقطة إشعاعية مثالية، في حين تصف دالة LSF استجابة النظام لخط إشعاعي مثالي. (25).

$$\boldsymbol{MTF(f) = |F\{PSF(x,y)\}|}$$

أو

$$\boldsymbol{MTF(f) = |F\{LSF(x)\}|}$$

حيث f هو التردد المكاني.

في كاشفات PCD تتأثر MTF بشكل أساسي بعدة عوامل:

1- **حجم البكسل (Pixel Size):**

يحدد حجم البكسل أصغر تفصيل يمكن لنظام التصوير التقاطه. فكلما انخفض حجم البكسل، ازدادت القدرة على الحصول على دقة مكانية أعلى، ويمكن التعبير عن تأثير حجم البكسل على دالة انتقال التعديل (MTF) باستخدام دالة (sinc).**

$$MTF_{(pixel)(f)} = sinc(d * f) = \frac{sin(\pi * d * f)}{\pi * d * f}$$

هذه المعادلة توضح أن MTF تتناقص مع زيادة التردد المكاني f ومع زيادة حجم البكسل d (26)

2- مشاركة الشحنة (Charge Sharing):

في كاشفات أشباه الموصلات، يؤدي سقوط فوتون من الأشعة السينية إلى تكوين سحابة من الشحنات الكهربائية، وعندما تكون هذه السحابة كبيرة بما يكفي للامتداد عبر حدود بكسلين متجاورين، فقد يتم جمع الشحنة بواسطة أكثر من بكسل واحد، وتُعرف هذه الظاهرة باسم مشاركة الشحنة (Charge Sharing)، وهي تؤدي إلى تدهور دالة انتقال التعديل (MTF) وانخفاض الدقة المكانية للنظام [27].

3- الانتشار (Diffusion):

يمكن أن يتسبب انتشار الشحنات داخل مادة الكاشف قبل عملية جمعها في التأثير سلبًا على دالة انتقال التعديل (MTF)، فكلما ازدادت ظاهرة الانتشار، اتسع حجم سحابة الشحنة، مما يؤدي إلى تقليل الدقة المكانية للنظام [28]..

3.4 . ميزة الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD):

على الرغم من أن كاشفات PCD تعتمد على بكسلات صغيرة الحجم بهدف تحقيق دقة مكانية مرتفعة، فإن ظاهرة مشاركة الشحنة قد تشكل تحديًا يؤثر على أداء النظام، ومع ذلك، يمكن الحد من تأثير هذه الظاهرة باستخدام مجموعة من الأساليب والتقنيات المناسبة :

1- تصميم الكاشف: تصميم الكاشف بشكل يقلل من انتشار الشحنات أو يوجهها نحو بكسل واحد يمكن أن يحسن MTF على سبيل المثال استخدام أقطاب كهربائية صغيرة أو هندسة بكسل محسنة.[29]

2- معالجة الإشارة: يمكن استخدام خوارزميات معالجة الإشارة المتقدمة لإعادة بناء الإشارة الأصلية من البكسلات المتأثرة بمشاركة الشحنة، مما يعوض عن تدهور MTF [30]

3- **التمييز الطاقي:** في بعض الحالات، يمكن أن يساعد التمييز الطاقي في تقليل تأثير مشاركة الشحنة عن طريق تجاهل النبضات التي لا تتوافق مع طاقة فوتون واحد [31].

بشكل عام تسعى تقنية PCD إلى تحقيق MTF عالية من خلال استخدام بكسلات صغيرة وتصميم كاشف محسن، مما يساهم في الحصول على صور ماموغرافيا ذات دقة مكانية ممتازة.

5. الجرعة الغدية المتوسطة (Mean Glandular Dose - MGD):

1.5. التعريف:

تُعد الجرعة الغدية المتوسطة (MGD) من أكثر الكميات الفيزيائية استخدامًا في تقدير المخاطر الإشعاعية المرتبطة بالماموغرافيا، إذ تمثل متوسط الجرعة الممتصة من طرف الأنسجة الغدية الحساسة للإشعاع داخل الثدي، ونظرًا لأن هذه الأنسجة تُعد الأكثر عرضة للإصابة بسرطان الثدي، فإن تحديد الجرعة التي تستقبلها يُعد أمرًا بالغ الأهمية لتقييم سلامة الفحص الماموغرافي [32].

يهدف التصوير الماموغرافي دائمًا إلى تحقيق توازن بين جودة الصورة التشخيصية والجرعة الإشعاعية المستخدمة، لذلك ينبغي أن تكون الجرعة منخفضة قدر الإمكان مع الحفاظ على جودة صورة كافية للكشف عن الآفات والتشوهات، ومن ثم، فإن تقليل الجرعة الغدية المتوسطة (MGD) دون التأثير على الجودة التشخيصية للصورة يُعتبر هدفًا رئيسيًا في تطوير تقنيات الماموغرافيا [33].**

2.5 . المعادلة الفيزيائية لي MGD نموذج (Dance):

يتم حساب الجرعة الغدية المتوسطة (MGD) باستخدام معادلة عالمية معتمدة تم تطويرها من طرف Dance وزملائه [34]، وتعتمد هذه المعادلة على مجموعة من العوامل المرتبطة بخصائص الثدي المصوَّر بالإضافة إلى معلمات التعرض الإشعاعي المستخدمة أثناء الفحص:

$$\mathbf{MGD = K * g * c * s}$$

حيث:

- **K: جرعة الدخول الهوائية (Air Kerma)** عند سطح الثدي، تقاس هذه القيمة عند مدخل الثدي وتعتمد على عوامل مثل جهد الأنبوب (kVp) تيار الأنبوب (mA)، ووقت التعرض (5)، ومسافة المصدر إلى الكاشف (SID) (35).
- **g : عامل التحويل للثدي (Glandular Factor)**، هذا العامل يحول جرعة الدخول الهوائية إلى MGD للثدي الذي يحتوي على 50% أنسجة غدية يعتمد على سمك الثدي وتكوينه (نسبة الأنسجة الغدية إلى الدهنية) (36).

- **C : عامل تصحيح (Correction Factor)**، هذا العامل يصحح قيمة و الاختلاف تركيب الثدي (Glandularity) عن 50% يعتمد على نسبة الأنسجة الغدية الفعلية في الثدي [37].
- **S : عامل تصحيح لنوع الطيف المستخدم (Spectral Correction Factor)**، يعتمد هذا العامل على نوع أنبوب الأشعة السينية (المادة المستهدفة والمرشحات المستخدمة (مثل الموليبدينوم أو الروديوم أو التنجستن)، حيث تؤثر هذه العوامل على طيف الأشعة السينية الخارجة من الأنبوب [38]

3.5. تقليل الجرعة في الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD)

أثبتت الدراسات أن تقنية PCD يمكنها تقليل MGD بنسبة تتراوح بين 30% إلى 50% مقارنة بالماموغرافيا التقليدية، مع الحفاظ على نفس جودة الصورة التشخيصية أو حتى تحسينها (39)، يعود هذا الانخفاض الكبير في الجرعة إلى عدة أسباب:

1- الكفاءة العالية في الكشف (High Detection Efficiency): كاشفات PCD لديها كفاءة كشف كمي (DQE) أعلى مما يعني أنها تستخدم الفوتونات الساقطة بكفاءة أكبر لإنتاج الصورة، هذا يقلل من عدد الفوتونات المطلوبة للحصول على SNR و CNR كافيين، وبالتالي يقلل من الجرعة (40).

2- التمييز الطاقي (Energy Discrimination) : القدرة على التمييز بين الفوتونات ذات الطاقات المختلفة تسمح لكاشفات PCD بتحسين التباين في الصورة دون الحاجة إلى زيادة الجرعة، يمكن استبعاد الفوتونات منخفضة الطاقة التي تساهم بشكل كبير في الجرعة ولكنها لا تحمل معلومات تشخيصية كافية، مما يقلل منMGD [41]

3- تقليل تشتت الأشعة السينية: كما ذكرنا سابقًا، يمكن لتقنيات PCD أن تقلل من تشتت الأشعة السينية، مما يقلل من الضجيج ويحسن جودة الصورة، هذا يعني أنه يمكن استخدام جرعات أقل لتحقيق نفس مستوى جودة الصورة (42).

بشكل عام، تقدم تقنية PCD حلاً واعدا لتقليل الجرعة الإشعاعية في الماموغرافيا، مما يجعل الفحص أكثر أمانا للمرضى دون المساس بالقدرة التشخيصية.

6. كفاءة الكشف الكمي الطيفية (Spectral Detective Quantum Efficiency-dQe):

1.6 . التعريف :

يعد مفهوم كفاءة الكشف الكمي الطيفية (dQe) هو توسيع لمفهوم DQE ليشمل قدرة الكاشف على تمييز طاقات الفوتونات المختلفة في كاشفات عد الفوتونات (PCD)، فهي لا تكتفي فقط بعد الفوتونات فحسب , بل تصنفها أيضًا حسب طاقتها ضمن قنوات طاقية مختلفة (Energy Bins) ،يفتح هذا التمييز الطاقي الافاق أمام تطبيقات جديدة مثل التصوير متعدد الطاقات (Multi-energy Imaging) وتحسين التباين[43].

تصف dQe مدى كفاءة الكاشف في استغلال المعلومات الطاقية للفوتونات الساقطة، فكلما كانت قيمة dQe أعلى، كان الكاشف اكثر كفاءة في استخدام الطيف الكامل للأشعة السينية لإنتاج صور ذات جودة فائقة[44].

2.6. المعادلات الفيزيائية:

إذا كان لدينا عدة قنوات طاقية(Energy bins) ، فإن dQe لكل قناة : يُعبر عنه بـ

$$\mathrm{dQE_{i(E)}} = \frac{\mathrm{SNR^2_{out,i}}}{\mathrm{SNR^2_{in,i}}}$$

حيث:

$SNR\ out$: نسبة الإشارة إلى الضجيج في مخرج الكاشف للقناة الطاقية i..

SNR in: نسبة الإشارة إلى الضجيج في مدخل الكاشف للقناة الطاقية i..

تتأثر قيمة (dQE) بشكل كبير بالدقة الطاقية (Energy Resolution) للكاشف، والتي تُقاس عادةً باستخدام العرض الكامل عند نصف القيمة العظمى (Full Width at Half Maximum - FWHM). وتشير الدقة الطاقية العالية إلى قدرة الكاشف على التمييز بين الفوتونات ذات الطاقات المتقاربة بدرجة أكبر، مما يساهم في تحقيق قيم أعلى لـ (45] (dQE].

يمكن أيضًا تعريف dQE كدالة للطاقة E:

$$dQE(E) = \frac{\mu(E) * T(E) * \eta(E)}{1 + \frac{N_{e(E)}}{N_{q(E)}}}$$

حيث :

$\mu(E)$: معامل الامتصاص الخطي لمادة الكاشف عند الطاقة ..

$T(E)$. : نفاذية مادة الكاشف عند الطاقة ..

$\eta(E)$. : كفاءة الكشف عند الطاقة ..

$N_{e(E)}$: الضجيج الإلكتروني عند الطاقة E.

$N_{q(E)}$: الضجيج الكمي عند الطاقة.

هذه المعادلة توضح أن dQe تعتمد على خصائص مادة الكاشف (معامل الامتصاص)، وكفاءة الكشف، ونسبة الضجيج الإلكتروني إلى الضجيج الكمي (46).

3.6 . الأهمية في الماموغرافيا بعد الفوتونات (PCD):

تعد dQe مفهوما أساسيا في PCD لأنها تصف إحدى المزايا الرئيسية لهذه التقنية: القدرة على استخدام المعلومات الطاقية من خلال dQe العالية. يمكن لـ PCD تحقيق ما يلي:

1- **تحسين التباين:** يمكن استخدام المعلومات الطاقية لتمييز الأنسجة المختلفة بشكل أفضل، مثل الأنسجة الغدية والدهنية، أو لتمييز عوامل التباين (مثل اليود) عن الأنسجة المحيطة، هذا يؤدي إلى صور ذات تباين محسن وقابلية كشف أعلى [47].

2- تقليل الجرعة: من خلال الاستفادة من المعلومات الطاقية، يمكن لـ PCD تحقيق نفس جودة الصورة بجرعات إشعاعية أقل، يمكن تحسين جودة الصورة عن طريق معالجة الفوتونات ذات الطاقات المختلفة بشكل مستقل، مما يقلل من الحاجة إلى زيادة عدد الفوتونات الكلي [48].

3- التصوير متعدد الطاقات (Multi-energy Imaging): تتيح dQe العالية إمكانية التصوير متعدد الطاقات، حيث يتم الحصول على صور عند طاقات مختلفة، يمكن استخدام هذه الصور لإنشاء صور تركيبية (Synthesized Images) تبرز خصائص معينة للأنسجة، مثل صور إزالة العظام (Bone Subtraction) أو صور التركيب الكيميائي[49].

باختصار، تعد dQe مقياسا حيويًا لأداء كاشفات PCD حيث تصف قدرتها على استغلال المعلومات الطاقية للفوتونات لتحسين جودة الصورة وتقليل الجرعة الإشعاعية.

7. تأثير حجم البكسل ومشاركة الشحنة:

1.7. الفيزياء الكامنة وراء الظاهرة:

في كاشفات أشباه الموصلات المستخدمة في الماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات (Photon-Counting Detectors, PCDs)، مثل كاشفات CdTe وSi، يؤدي امتصاص فوتون الأشعة السينية داخل مادة الكاشف إلى توليد أزواج إلكترون–فجوة، وتتحرك هذه الشحنات الحرة تحت تأثير المجال الكهربائي المطبق نحو الأقطاب الكهربائية، حيث يتم جمعها وتحويلها إلى إشارة كهربائية قابلة للمعالجة [50].

غير أن عملية جمع الشحنات ليست مثالية، إذ تتأثر بعدة ظواهر فيزيائية تؤثر بصورة مباشرة في أداء الكاشف وجودة الصورة الناتجة، ومن أهمها:

1- حجم البكسل (Pixel Size):

يُعد حجم البكسل (d) أحد العوامل الأساسية المحددة للدقة المكانية القصوى التي يمكن للكاشف تحقيقها، فكلما صغر حجم البكسل ازدادت قدرة النظام على تمييز التفاصيل الدقيقة وتحسين الوضوح المكاني للصورة، ومع ذلك، فإن تقليل أبعاد البكسل يفرض تحديات تقنية في التصنيع ويزيد من تأثير بعض الظواهر الفيزيائية، وعلى رأسها ظاهرة مشاركة الشحنة [51].

2- مشاركة الشحنة (Charge Sharing):

تنشأ هذه الظاهرة عندما تنتشر سحابة الشحنات المتولدة عن امتصاص فوتون واحد عبر حدود بكسلين متجاورين أو أكثر، نتيجة الانتشار الجانبي للشحنات أثناء حركتها داخل مادة الكاشف، وعند حدوث ذلك، يتم جمع جزء من الشحنة في بكسل معين، بينما يُجمع الجزء المتبقي في بكسلات مجاورة.

وتؤدي هذه الظاهرة إلى عدة تأثيرات سلبية على أداء الكاشف، من بينها:

- ✓ تدهور الدقة المكانية (MTF): إذ تُوزَّع الإشارة الناتجة عن حدث فوتوني واحد على عدة بكسلات بدلاً من تسجيلها في بكسل واحد، مما يؤدي إلى طمس التفاصيل الدقيقة وانخفاض وضوح الصورة [52].

- ✓ زيادة الضجيج: حيث يمكن أن تُفسَّر الشحنة الموزعة على عدة بكسلات على أنها أحداث مستقلة، أو قد يُفقد جزء منها أثناء عملية الكشف، الأمر الذي يؤدي إلى زيادة الضجيج الإحصائي في الصورة [53].
- ✓ تدهور الدقة الطاقية: نتيجة عدم تجميع الطاقة الكاملة للفوتون في بكسل واحد، مما يؤدي إلى تسجيل طاقة أقل من القيمة الحقيقية للفوتون ويؤثر سلباً في قدرة الكاشف على التمييز بين الفوتونات ذات الطاقات المختلفة [54].

3- الانتشار الحراري (Thermal Diffusion): تنتشر الشحنات المتولدة بشكل عشوائي بسبب الحركة الحرارية قبل جمعها، نصف قطر سحابة الشحنة الناتجة عن الانتشار الحراري Tdoud يمكن تقديره بالمعادلة:

$$r_{cloud} = \sqrt{\frac{2kTL}{eV}}$$

حيث:

- **(K)** : ثابت بولت زمان (Boltezmann constant)
- **(T):** درجة الحرارة المطلقة.
- **(e) :** شحنة الإلكترون.
- **(L) :**سمك الكاشف
- **(V):**جهد الانحياز المطبق عبر الكاشف.

هذه المعادلة توضح أن زيادة درجة الحرارة أو سمك الكاشف، أو تقليل جهد الانحياز، يزيد من انتشار الشحنات وبالتالي يزيد من تأثير مشاركة الشحنة [55].

2.7. قانون الحفاظ على الدقة:

للحفاظ على دقة مكانية وطاقية عالية في كاشفات PCD يجب تصميم الكاشف ومعالجة الإشارة بشكل يقلل من تأثير مشاركة الشحنة والانتشار، بعض الاستراتيجيات تشمل:

1- تصميم البكسل الأمثل: استخدام بكسلات ذات هندسة خاصة مثل بكسلات صغيرة مع فجوات ضيقة بينها يمكن أن يقلل من احتمالية مشاركة الشحنة [56].

2- زيادة جهد الانحياز: زيادة جهد الانحياز V عبر الكاشف تزيد من سرعة حركة الشحنات وتقلل من وقت الانتشار، وبالتالي تقلل من نصف قطر سحابة الشحنةaloud [57].

3- معالجة الإشارة المتقدمة: يمكن استخدام خوارزميات معالجة الإشارة بعد الكشف (Post Processing algorithms) لإعادة بناء الإشارة الأصلية من البكسلات المتأثرة بمشاركة الشحنة، على سبيل المثال، يمكن تجميع الإشارات من البكسلات المتجاورة التي تمثل فوتونا واحدًا [58].

4. المواد الكاشفة: اختيار مواد كاشفة ذات خصائص فيزيائية مناسبة مثل CaTe أو CZT، والتي تتميز بقدرة عالية على جمع الشحنات وتقليل الانتشار، يمكن أن يحسن الأداء [59].

تؤثر هذه العوامل بشكل مباشر على MTF و DQE و dQe للكاشف، وبالتالي على جودة الصورة التشخيصية النهائية، إن فهم هذه الظواهر الفيزيائية أمر بالغ الأهمية لتصميم وتطوير كاشفات PCD عالية الأداء.

8. الفروقات الفيزيائية والتقنية الرئيسية:

يمكن تلخيص الفروقات الجوهرية بين الماموغرام التقليدي والماموغرام بعدّ الفوتونات في عدة نقاط رئيسية:

الميزة / الكاشف	كاشفات تكامل الطاقة (EID)	كاشفات عدّ الفوتونات (PCD)
آلية العمل	تجميع الطاقة الكلية للفوتونات الساقطة	عدّ كل فوتون بشكل فردي وتصنيفه طاقيًا
المعلومات الطيفية	لا توفر معلومات طيفية (تجمع جميع الطاقات)	توفر معلومات طيفية (تمييز الفوتونات حسب طاقتها)
الضجيج الإلكتروني	حساسة للضجيج الإلكتروني منخفض الطاقة	تتجاهل الفوتونات منخفضة الطاقة (تقليل الضجيج)
جودة الصورة	جيدة، ولكنها محدودة بسبب الضجيج وتشتت الضوء (في التحويل غير المباشر)	ممتازة، تباين أعلى، ضجيج أقل، دقة مكانية أفضل

الجرعة الإشعاعية	تتطلب جرعة أعلى لتحقيق جودة صورة معينة	تسمح بتحقيق جودة صورة مماثلة أو أفضل بجرعة أقل بكثير
المواد الشائعة	CsI, Gd2O2S (غير مباشر),a-Se (مباشر)	CZT, CdTe
تأثير الوزن الطيفي	/	تستفيد من الوزن الطيفي للفوتونات لتحسين التباين

الجدول 2: جدول تلخيصي للفروقات الفيزيائية والتقنية الرئيسية

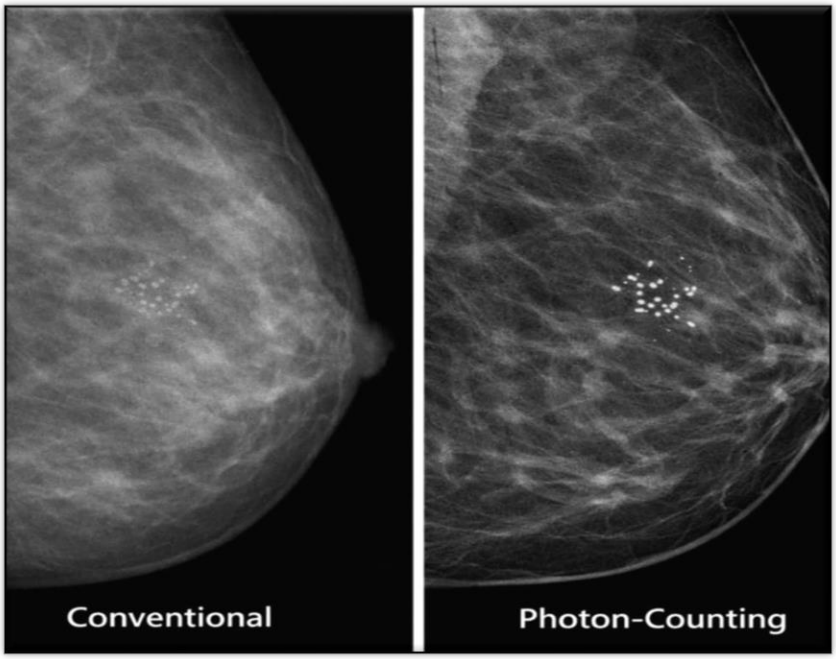
9. التطبيقات السريرية والحالات المقارنة:

تُظهر المزايا التقنية ل PCM تحسينات كبيرة في العديد من السيناريوهات السريرية، مما يؤدي إلى تشخيص أدق ورعاية أفضل للمرضى، فيما يلي خمس حالات سريرية توضح الفرق بين التقنيتين:

1.9. الحالة الأولى: الكشف عن التكلسات الدقيقة (Microcalcifications):

التكلسات الدقيقة هي رواسب صغيرة من الكالسيوم في أنسجة الثدي، وقد تكون مؤشرًا مبكرًا لسرطان

الثدي، خاصة سرطان القنوات الموضعي (Ductal Carcinoma In Situ - DCIS) يتطلب الكشف الفعال عنها دقة مكانية عالية وتباينا ممتازًا [60] .



الشكل 3 . 1: مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية (يسار) وصورة ماموغرام بعدّ الفوتونات (يمين)تظهر تحسنًا ملحوظًا في وضوح التكلسات الدقيقة

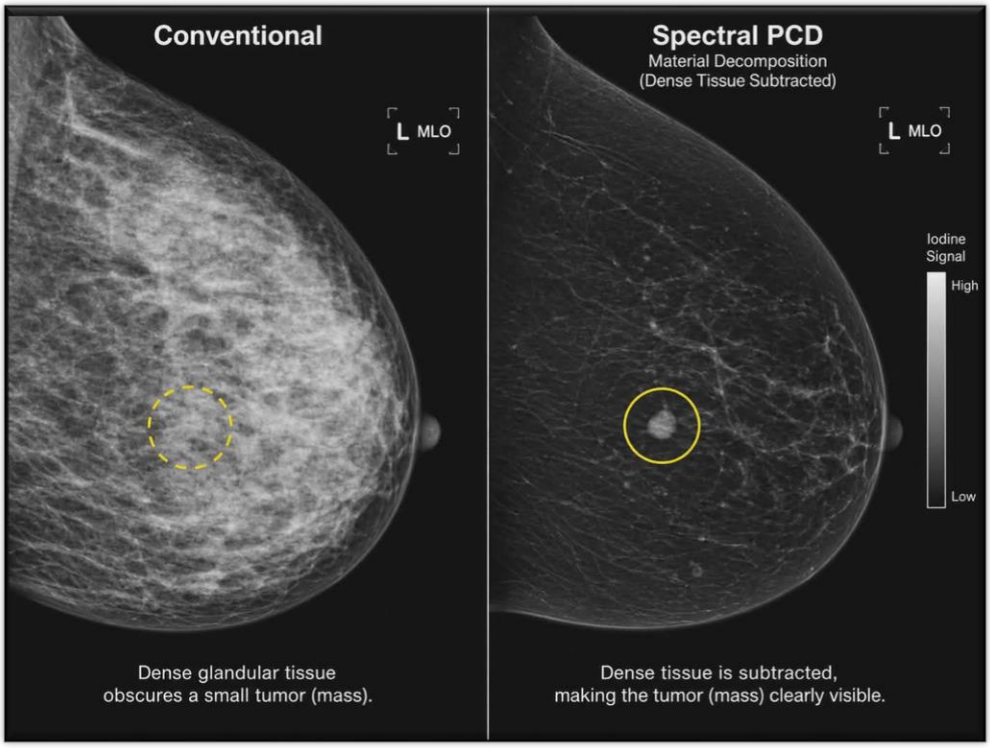
- **الماموغرام التقليدي :**في أنظمة EID قد تظهر التكلسات الدقيقة باهتة وغير واضحة المعالم بسبب الضوضاء الإلكترونية وتشتت الضوء في الطبقة الوميضية، مما يحد من القدرة على تمييزها عن الأنسجة المحيطة، قد يؤدي ذلك إلى صعوبة في التشخيص المبكر أو الحاجة إلى فحوصات إضافية . [61]
- **الماموغرام بعدّ الفوتونات:** بفضل الدقة المكانية الفائقة (حجم بكسل أصغر) وإزالة الضوضاء الإلكترونية تظهر التكلسات الدقيقة في صور في DCISبشكل أكثر وضوحًا وتباينًا، هذا يسمح بالكشف عن أصغر التكلسات وتحديد شكلها وتوزيعها بدقة أكبر، مما يعزز من القدرة على تشخيص DCIS في مراحله المبكرة [62] .

2.9. الحالة الثانية: تصوير الثدي الكثيف (Dense Breast):

يعد الثدي الكثيف تحد يًا كبيرًا في الماموغرام التقليدي، حيث يصعب التمييز بين الأنسجة الغدية الكثيفة والكتل السرطانية، لأن كلاهما يظهر باللون الأبيض في الصورة الشعاعية، هذا يقلل من حساسية الماموغرام في الكشف عن السرطان لدى النساء ذوات الثدي الكثيف [63] .

- **الماموغرام التقليدي:** في أنظمة يمكن أن تحجب الأنسجة الغدية الكثيفة الأورام الصغيرة، مما يؤدي إلى نتائج سلبية كاذبة وتأخر في التشخيص، لا توفر هذه الأنظمة معلومات كافية لتمييز لأنسجة بناءً على تركيبها الكيميائي [64].

- **الماموغرام بعد الفوتونات**: تستفيد PCM من قدرتها على التصوير الطيفي، من خلال تحليل امتصاص الأشعة السينية عند طاقات مختلفة، يمكن لـ PCDs تمييز الأنسجة الغدية عن الأنسجة الدهنية، وحتى الكشف عن وجود مواد التباين مثل اليود التي قد تتراكم في الأورام يمكن استخدام تقنيات تحليل المواد (Material Decomposition) لإنشاء صور تركيبية تظهر الأورام بوضوح أكبر عن طريق إزالة إشارة الأنسجة الكثيفة المحيطة [65].

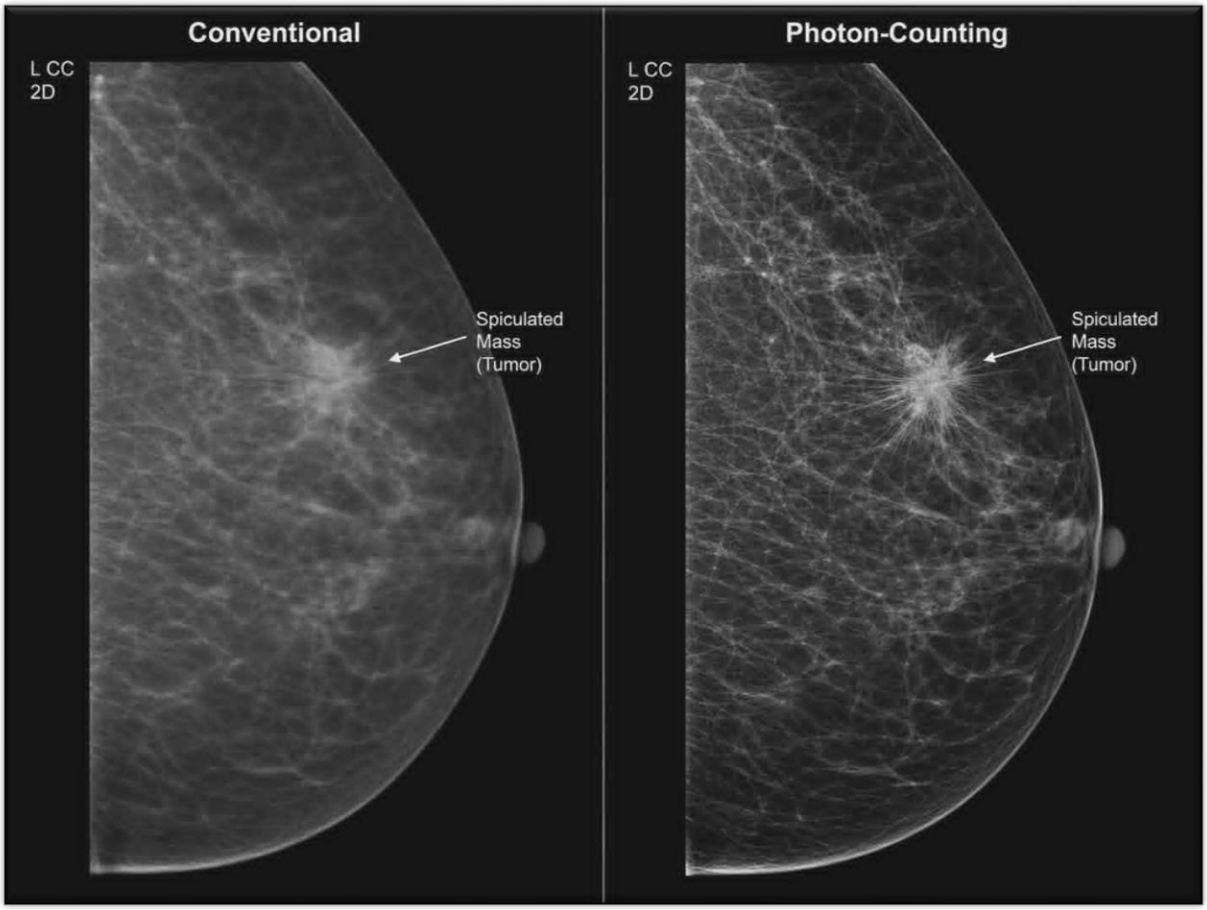


الشكل 3. 2 :مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية (يسار) وصورة ما موغرام طيفية بعد الفوتونات (يمين) للثدي الكثيف تظهر إزالة الأنسجة الكثيفة وإبراز الكتلة السرطانية

3.9. الحالة الثالثة: الكشف عن الكتل الصغيرة (Small Masses)

يعد الكشف المبكر عن الكتل السرطانية الصغيرة، خاصة تلك التي يقل حجمها عن 10 ملم، أمرًا بالغ الأهمية لتحسين نتائج العلاج، تتطلب هذه الكتل تباينا عاليا ودقة مكانية لتمييزها عن الأنسجة الطبيعية

- **الماموغرام التقليدي:** قد تكون الكتل الصغيرة ذات الحدود غير الواضحة صعبة الكشف في صور EID، خاصة إذا كانت محاطة بأنسجة ذات كثافة مماثلة، يمكن أن يؤدى تشتت الأشعة والضوضاء إلى طمس حدود الكتلة، مما يجعلها تبدو أقل وضوحًا [66].
- **الماموغرام بعد الفوتوناتو:** توفر PCM تباينا محسنا ودقة مكانية أعلى، مما يسمح بتحديد حدود الكتل الصغيرة بشكل أكثر وضوحًا، القدرة على ترجيح الفوتونات ذات الطاقة المنخفضة تزيد من تباين الأنسجة الرخوة، مما يجعل الكتل الصغيرة أكثر بروزا ويساعد في تحديد خصائصها، مثل وجود حواف مشوكة(Spiculated Margins) التي غالبا ما ترتبط بالأورام الخبيثة [67].



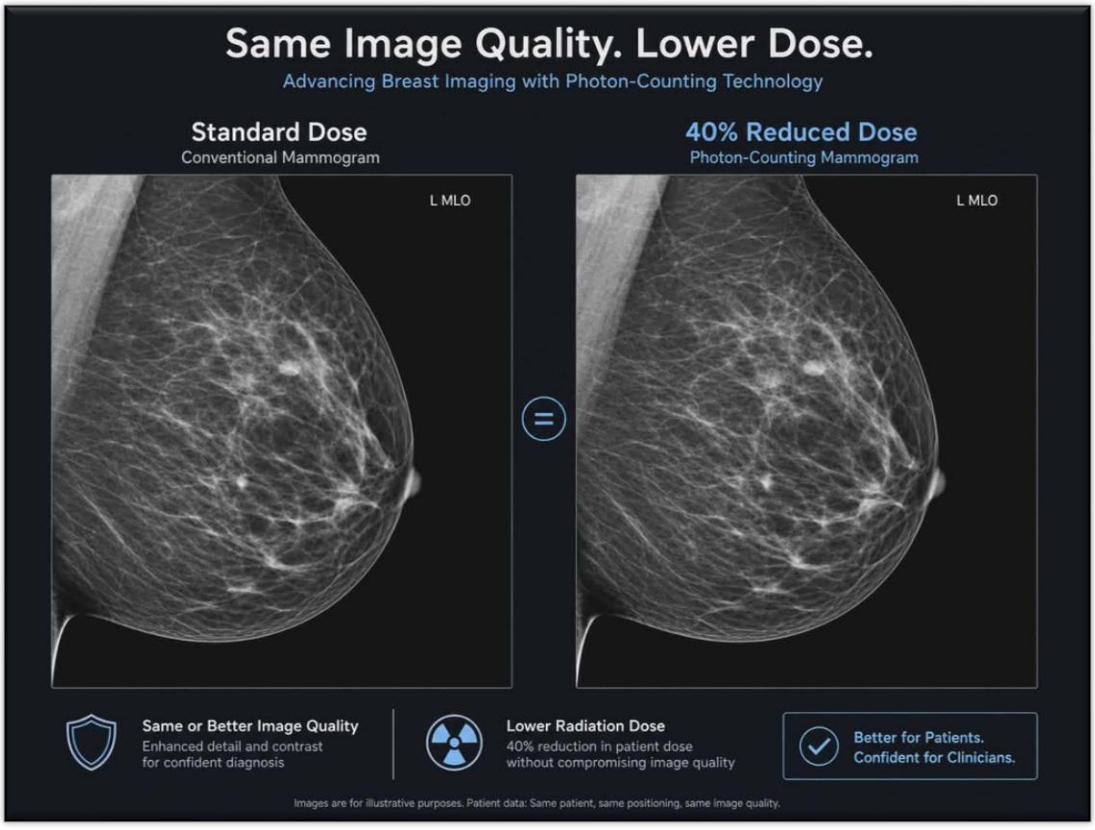
الشكل 3: مقارنة بين صورة ما موغرام تقليدية (يسار) وصورة ماموغرام بعد الفوتونات (يمين) تظهر تحسنا في وضوح كتلة صغيرة مشوكة

4.9. الحالة الرابعة تقليل الجرعة الإشعاعية (Dose Reduction)

تعد الجرعة الإشعاعية مصدر قلق دائم في التصوير الطبي، خاصة في الفحوصات الدورية مثل الماموغرام، الهدف هو تحقيق أعلى جودة صورة ممكنة بأقل جرعة إشعاعية ممكنة مبدأ ALARA - As Low As Reasonably Achievable) [68]

- **الماموغرام التقليدي :** للحصول على جودة صورة مقبولة في أنظمة EID تتطلب جرعة إشعاعية معينة، أي محاولة لتقليل الجرعة بشكل كبير قد تؤدي إلى زيادة الضوضاء وتدهور جودة الصورة، مما يؤثر على القدرة التشخيصية [69].

- **الماموغرام بعد الفوتونات :** بفضل كفاءة الكشف الكمي (DQE) العالية وإزالة الضوضاء الإلكترونية يمكن لأنظمة PCM تحقيق نفس جودة الصورة أو حتى أفضل منها بجرعات إشعاعية أقل بكثير تشير الدراسات إلى أن PCM يمكن أن يقلل الجرعة الإشعاعية بنسبة تتراوح بين 20 و 50% مع الحفاظ على أو تحسين الأداء التشخيصي، مما يقلل من مخاطر التعرض للإشعاع للمرضى، خاصة في برامج الفحص السكاني [70].

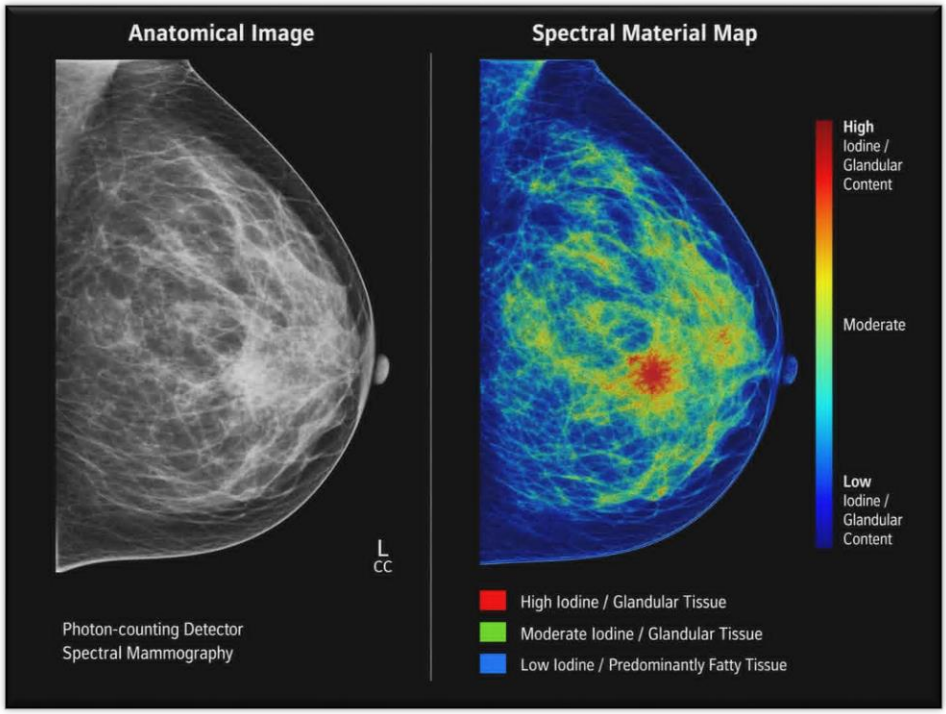


الشكل4 : مقارنة بين صورة ماموغرام تقليدية بجرعة قياسية (يسار) وصورة ماموغرام بعد الفوتونات بجرعة مخفضة بنسبة 40% (يمين)، تظهر جودة صورة مماثلة أو محسنة

5.9. الحالة الخامسة: التصوير الطيفي وتمييز الأنسجة Spectral Imaging and Tissue Characterization)

تعد القدرة على تمييز أنواع الأنسجة المختلفة بناءً على خصائصها الطيفية ميزة قوية في التصوير الطبي، و توفر معلومات تتجاوز مجرد التشريح [71].

- **الماموغرام التقليدي:** لا تستطيع أنظمة EID بشكل مباشر إجراء التصوير الطيفي في تعرض واحد، تتطلب تقنيات التصوير الطيفي في EID عادة تعرضين عند طاقات مختلفة (Dual-Energy Mammography) ، مما يزيد من الجرعة الإشعاعية ويحتمل أن يؤدي إلى آثار حركة المريض بين التعرضين [72].
- **الماموغرام بعد الفوتونات:** تعد PCDs مثالية للتصوير الطيفي لأنها تسجل طاقة كل فوتون، هذا يسمح بإنشاء خرائط للمواد (Material Maps) التي يمكنها تحديد تركيز مواد معينة مثل اليود المستخدم كعامل تباين أو تقدير كثافة الثدي بدقة، هذه المعلومات الطيفية يمكن أن تساعد في توصيف الآفات، وتمييز الأورام الحميدة عن الخبيثة، وتقييم استجابة الورم للعلاج (73)



الشكل 5.3: صورة ماموغرام تشريحية (يسار) وخريطة مواد طيفية (يمين) تم إنشاؤها بواسطة كاشف عد الفوتونات، تظهر توزيع الأنسجة الغدية والدهنية واليود Manus Al.

أفكار لتحسين هذه الآليات في المستقبل(Future Perspectives)

لتحسين تقنيات الماموغرافيا، وخاصة تقنية عدّ الفوتونات(PCD) ، يمكن العمل على المحاور التالية:

1. تطوير الذكاء الاصطناعي (AI) والتعلم العميق : دمج خوارزميات الذكاء الاصطناعي مع البيانات الطيفية الناتجة عن كواشف عدّ الفوتونات لتحسين التصنيف التلقائي للأنسجة (حميدة مقابل خبيثة) وتقليل القراءات الإيجابية الخاطئة.

2. التصوير المقطعي ثلاثي الأبعاد بالعد الفوتوني : دمج تقنية PCD مع التصوير المقطعي للثدي (Breast CT) لإنتاج صور ثلاثية الأبعاد حقيقية بدون تراكب للأنسجة، وبدقة طيفية عالية، مما قد يلغي الحاجة تماماً للضغط المؤلم للثدي.

10. الخلاصة:

لقد أحدث الماموغرام بعد الفوتونات ثورة في مجال تصوير الثدي، مقدما تحسينات كبيرة على الماموغرام التقليدي من خلال مبدأ عد الفوتونات الفردية والتمييز الطاقي، تتغلب أنظمة PCM على القيود المتأصلة في كاشفات دمج الطاقة، مما يؤدي إلى صور ذات جودة أعلى، ودقة مكانية فائقة، وتباين محسن.

الخاتمة:

في ختام هذه الدراسة التي تناولت المقارنة الفيزيائية والتقنية بين الماموغرافيا التقليدية والماموغرافيا المعتمدة على عدّ الفوتونات، يمكننا القول إن الفيزياء الطبية لا تزال هي المحرك الأساسي لتطوير أدوات التشخيص المبكر لسرطان الثدي، فمن خلال فهمنا العميق لتفاعل الأشعة السينية مع الأنسجة الحيوية، استطعنا تقييم الفجوة التقنية بين ما هو متاح حالياً وما يطمح إليه المستقبل.

لقد خلصت هذه المذكرة إلى أن تقنية عدّ الفوتونات (PCD) تمثل قفزة نوعية تتجاوز مجرد تحسين الصورة؛ فهي تعمل على تغيير آلية الكشف الإشعاعي جذرياً عبر القضاء على الضجيج الإلكتروني واستغلال المعلومات الطيفية لكل فوتون على حدة، ومن خلال تحليل المعايير الفيزيائية في الفصل الثالث، اتضح لنا أن هذه التقنية توفر كفاءة كشف كمي (DQE) أعلى، وتسمح بتحسين نسبة التباين إلى الضجيج (CNR)بشكل ملحوظ، مما يسهل عملية اكتشاف التكلسات الدقيقة (Microcalcifications) حتى في الأنسجة المعقدة، وكل ذلك مع الحفاظ على جرعة إشعاعية (MGD) آمنة ومخفضة للمريضة.

إن الانتقال من أنظمة تكامل الطاقة التقليدية إلى أنظمة عدّ الفوتونات ليس مجرد تطور تقني، بل هو ضرورة طبية تهدف إلى رفع دقة التشخيص وتقليل الحاجة إلى الخزعات غير الضرورية، ونأمل أن تفتح هذه الدراسة آفاقاً جديدة للباحثين والممارسين في مجال الفيزياء الطبية لتبني هذه التقنيات وتطوير بروتوكولات تصوير تضمن أعلى مستويات الرعاية الصحية، ففي نهاية المطاف، تظل جودة الصورة الفيزيائية هي المرآة التي يرى من خلالها الطبيب الحقيقة المرضية، وكلما كانت هذه المرآة أكثر وضوحاً، كانت حياة المريض أكثر أماناً.

مراجع الفصل الأول

1. **[1]** World Health Organization (WHO). (2021). ***Breast Cancer: Prevention and Control***.Geneva: WHO Press.

2. [2] الجمعية الجزائرية لمكافحة السرطان. (2018). واقع مرض السرطان في الجزائر: تحديات وآفاق منشورات وزارة الصحة

3. **[3]** Key, T. J., et al. (2002). "Endogenous sex hormones and breast cancer in postmenopausal women." ***Journal of the National Cancer Institute***.

4. **[4]** Carlson, L. E., et al. (2004). "The impact of a breast cancer diagnosis on the familyn system." ***Journal of Clinical Oncology***.

5. **[5]** Hajdu, S. I. (2011). "A note from history: Landmarks in history of cancer, Part 1." ***Cancer***.

6. **[6]** Breasted, J. H. (1930). ***The Edwin Smith Surgical Papyrus***. University of Chicago Press. (Description of ancient breast tumors).

7. **[7]** Diamandopoulos, G. T. (1996). "Cancer: An Historical Perspective." ***Anticancer esearch***.

8. **[8]** Robbins, S. L., et al. (2014). ***Robbins Basic Pathology***. Elsevier Health Sciences. (Pathological definition of malignant breast tumors).

9. **[9]** BreastCancer.org. (2022). "What Is Breast Cancer? Understanding the Disease." [Online Resource].

10. **[10]** American Cancer Society. (2021). ***Breast Cancer Facts & Figures 2021-2022***. Atlanta: ACS.

11 .[11]منظمة الصحة العالمية. (2020). السرطان: حقائق وأرقام. المكتب الإقليمي للشرق المتوسط

12. **[12]** Russo, J., & Russo, I. H. (2004). "Development of the human mammary gland." ***The Breast***.

13. **[13]** Netter, F. H. (2014). ***Atlas of Human Anatomy***. Elsevier Health Sciences. (Anatomy of the female breast).

14. **[14]** Pharoah, P. D., et al. (1997). "Family history and the risk of breast cancer: A systematic review." ***International Journal of Cancer***.

15. **[15]** Antoniou, A., et al. (2003). "Average risks of breast and ovarian cancer associated with BRCA1 or BRCA2 mutations." ***The American Journal of Human Genetics***.

16. **[16]** Narod, S. A., & Foulkes, W. D. (2004). "BRCA1 and BRCA2: 10 years after." ***Nature Reviews Cancer***.

17. **[17]** Clemons, M., & Goss, P. (2001). “Estrogen and the risk of breast cancer.” *New England Journal of Medicine*.
18. **[18]** Collaborative Group on Hormonal Factors in Breast Cancer. (2012). “ Menarche, menopause, and breast cancer risk.” *The Lancet Oncology*.
19. **[19]** MacMahon, B., et al. (1970). “Age at first birth and breast cancer risk.” *Bulletin of the World Health Organization*.
20. **[20]** Garland, C. F., et al. (2007). “Vitamin D and prevention of breast cancer: Pooled analysis.” *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*.
21. **[21]** Rossouw, J. E., et al. (2002). “Risks and benefits of estrogen plus progestin in healthy postmenopausal women.” *JAMA*.
22. **[22]** Spiegel, D., & Giese-Davis, J. (2003). “Depression and cancer: mechanisms and disease progression.” *Biological Psychiatry*.
23. **[23]** Price, M. A., et al. (2001). “The role of psychosocial factors in the development of breast cancer: A review of the evidence.” *European Journal of Cancer*.
24. **[24]** Greer, S., & Morris, T. (1975). “Psychological attributes of women who develop breast cancer: A controlled study.” *Journal of Psychosomatic Research*.
25. **[25]** Hartmann, L. C., et al. (2005). “Benign breast disease and the risk of breast cancer.” *New England Journal of Medicine*.
26. **[26]** Lambe, M., et al. (1994). “Transient increase in the risk of breast cancer after giving birth.” *New England Journal of Medicine*.
27. **[27]** John, E. M., et al. (2007). “Medical radiation exposure and breast cancer risk.” *Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention*.
28. **[28]** Jones, M. E., et al. (2017). “Smoking and risk of breast cancer: A combined analysis.” *Breast Cancer Research*.
29. **[29]** Willett, W. C. (2001). “Diet and breast cancer.” *Journal of Internal Medicine*.
30. **[30]** Monninkhof, E. M., et al. (2007). “Physical activity and breast cancer risk: A systematic review.” *Epidemiology*.
31. **[31]** Burstein, H. J., et al. (2004). “Ductal carcinoma in situ of the breast.” *New England Journal of Medicine*.
32. **[32]** Silverstein, M. J., et al. (2009). *The Breast: Comprehensive Management of Benign and Malignant Diseases*. Saunders.
33. **[33]** Dawood, S., et al. (2011). “Inflammatory breast cancer: What we know and what we need to learn.” *The Oncologist*.

34. **[34]** Edge, S. B., & Compton, C. C. (2010). “The American Joint Committee on Cancer: The
7th edition of the AJCC cancer staging manual.” *Annals of Surgical Oncology*.
35. **[35]** Cardoso, F., et al. (2018). “ESO-ESMO international consensus guidelines for advanced breast cancer (ABC 4).” *Annals of Oncology*.
36. **[36]** Smith, R. A., et al. (2015). “Cancer screening in the United States, 2015: A review of current American Cancer Society guidelines.” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*.
37. **[37]** Fisher, B., et al. (2002). “Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation.” *New England Journal of Medicine*.
38. **[38]** National Comprehensive Cancer Network (NCCN). (2023). *Clinical Practice Guidelines in Oncology: Breast Cancer*.

مراجع الفصل الثاني:

1 World Health Organization (WHO). (2021). Breast Cancer: Prevention and Control.
Geneva: WHO Press

2. الجمعية الجزائرية لمكافحة السرطان. (2018). واقع مرض السرطان في الجزائر: تحديات وآفاق. منشورات وزارة الصحة

3 Key, T. J., et al. (2002). “Endogenous sex hormones and breast cancer in
postmenopausal women.” Journal of the National Cancer Institute.

4 Carlson, L. E., et al. (2004). “The impact of a breast cancer diagnosis on the family
system.” Journal of Clinical Oncology.

5 Hajdu, S. I. (2011). “A note from history: Landmarks in history of cancer, Part 1.” Cancer.

6 Breasted, J. H. (1930). The Edwin Smith Surgical Papyrus. University of Chicago Press. (Description of ancient breast tumors).

7 Diamandopoulos, G. T. (1996). “Cancer: An Historical Perspective.” Anticancer Research.

8 Robbins, S. L., et al. (2014). Robbins Basic Pathology. Elsevier Health Sciences.
(Pathological definition of malignant breast tumors).

9 BreastCancer.org. (2022). “What Is Breast Cancer? Understanding the Disease.” [Online Resource].

10 American Cancer Society. (2021). Breast Cancer Facts & Figures 2021-2022. Atlanta: ACS..

11. منظمة الصحة العالمية. (2020). السرطان: حقائق وأرقام. المكتب الإقليمي للشرق المتوسط

12 Russo, J., & Russo, I. H. (2004). “Development of the human mammary gland.” The Breast.

13 Netter, F. H. (2014). Atlas of Human Anatomy. Elsevier Health Sciences. (Anatomy of the female breast).51.

14 Pharoah, P. D., et al. (1997). “Family history and the risk of breast cancer: A systematic
review.” International Journal of Cancer.

15 Antoniou, A., et al. (2003). “Average risks of breast and ovarian cancer associated with
BRCA1 or BRCA2 mutations.” The American Journal of Human Genetics.

16 Narod, S. A., & Foulkes, W. D. (2004). “BRCA1 and BRCA2: 10 years after.” Nature
Reviews Cancer.

17 Clemons, M., & Goss, P. (2001). “Estrogen and the risk of breast cancer.” New England
Journal of Medicine.

18 Collaborative Group on Hormonal Factors in Breast Cancer. (2012). “Menarche,
menopause, and breast cancer risk.” The Lancet Oncology.

19 MacMahon, B., et al. (1970). “Age at first birth and breast cancer risk.” Bulletin of the
World Health Organization.

20 Garland, C. F., et al. (2007). "Vitamin D and prevention of breast cancer: Pooled
analysis." The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology.
21 Rossouw, J. E., et al. (2002). "Risks and benefits of estrogen plus progestin in healthy
postmenopausal women." JAMA.
22 Spiegel, D., & Giese-Davis, J. (2003). "Depression and cancer: mechanisms and
disease progression." Biological Psychiatry.
23 Price, M. A., et al. (2001). "The role of psychosocial factors in the development of breast
cancer: A review of the evidence." European Journal of Cancer.
24 Greer, S., & Morris, T. (1975). "Psychological attributes of women who develop breast
cancer: A controlled study." Journal of Psychosomatic Research.
25 Hartmann, L. C., et al. (2005). "Benign breast disease and the risk of breast cancer."
New England Journal of Medicine.
26 Lambe, M., et al. (1994). "Transient increase in the risk of breast cancer after giving
birth." New England Journal of Medicine.
27 Ding, H., & Molloi, S. (2012). "Quantification of breast density with dual-energy mammography: an experimental study." *Medical Physics*.

مراجع الفصل الثالث :

1 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging. *Medical Physics*, *40*(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4820371

2 Stierstorfer, K. (2018). Modeling the frequency-dependent detective quantum efficiency of photon-counting x-ray detectors. *Medical Physics*,

45(1), 156-167. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.12667

3 Dobbins, J. T., & Samei, E. (2003). The physics of medical imaging (Book Review). *Medical Physics*, *30*(10), 2829-2830. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.1612080

4 Samei, E., & Dobbins, J. T. (1999). Detective quantum efficiency of flat-panel digital radiographic detectors. *Medical Physics*, *26*(1), 123-131. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.598492

5 Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr, E. M., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.

6 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Comparison of detective quantum efficiency of a photon-counting detector with a conventional energy-integrating detector for mammography. *Physics in Medicine & Biology*, *52*(15), 4587-4600. https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/52/15/012

7 Swank, R. K. (1973). Absorption and noise in X-ray phosphors. *Journal of Applied Physics*, *44*(9), 4199-4203. https://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.1662919

8 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Modeling the DQE(f) of photon-counting detectors: impact of the pixel sensitivity profile. *Physics in Medicine & Biology*, *64*(10), 105009. https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/ab1766

9 Wagner, R. F. (1977). Noise equivalent parameters in general medical radiography: the detective quantum efficiency (DQE) of X-ray screens. *Medical Physics*, *4*(1), 27-33. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.594232

10 Barrett, H. H., & Swindell, W. (1996). *Radiological imaging: the theory of image formation, detection, and processing*. Academic Press.

11 Macovski, A. (1983). *Medical imaging systems*. Prentice-Hall.

12 Samei, E., & Dobbins, J. T. (2000). The effects of detector noise on the detective quantum efficiency of digital radiographic detectors. *Medical Physics*, *27*(1), 154-162. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.598910

13 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. *Medical Physics*, *40*(10), 100901.

14 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. *Physics in Medicine & Biology*, *64*(10), 105009.

15 Vedantham, S., Karellas, A., Suryanarayanan, S., & D'Orsi, C. J. (2000). Scatter reduction in mammography with a scanning slot detector. *Medical Physics*, *27*(9), 2136-2142. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.1287042

16 McCollough, C. H. (2020). Photon-counting detector CT: Principles and applications of an emerging technology. *Radiographics*, *40*(7), 1903-1939. https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2020200070

17 Samei, E., & Dobbins, J. T. (1999). Op. cit. [4]. *Medical Physics*, *26*(1), 123-131.

18 Wagner, R. F. (1977). Op. cit. [9]. *Medical Physics*, *4*(1), 27-33.

19 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. *Physics in Medicine & Biology*, *64*(10), 105009.

20 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. *Medical Physics*, *40*(10), 100901.

21 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Op. cit. [6]. *Physics in Medicine & Biology*, *52*(15), 4587-4600.

22 Alia, S., et al. (2021). Clinical performance of photon-counting detector CT and mammography: A review. *Journal of Medical Imaging*, *8*(2), 020901. https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.2.020901

23 Dobbins, J. T., & Samei, E. (2003). Op. cit. [3]. Medical Physics, 30(10), 2829-2830.

24 Bushberg, J. T., et al. (2011). Op. cit. [5]. The essential physics of medical imaging.

25 Barrett, H. H., & Swindell, W. (1996). Op. cit. [10]. Radiological imaging.

26 Samei, E., & Dobbins, J. T. (1999). Op. cit. [4]. Medical Physics, 26(1), 123-**131.**

27 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

[28] Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

29 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

30 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Op. cit. [6]. Physics in Medicine & Biology, 52(15), 4587-4600.

31 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

32 Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C., Beckett, J. R., & Kotre, C. J. (2000). Additional factors for the estimation of mean glandular dose of patients undergoing digital mammography. Physics in Medicine & Biology, 45(11), 3225-3240. https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/45/11/308

33 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (2009). ICRU Report 82: Mammography—Assessment of Image Quality. Oxford University Press.

34 Dance, D. R., et al. (2000). Op. cit. [32]. Physics in Medicine & Biology, 45(11), 3225-3240.

35 Bushberg, J. T., et al. (2011). Op. cit. [5]. The essential physics of medical imaging.

36 Dance, D. R., et al. (2000). Op. cit. [32]. Physics in Medicine & Biology, 45(11), 3225-3240.

37 Dance, D. R., et al. (2000). Op. cit. [32]. Physics in Medicine & Biology, 45(11), 3225-3240.

38 Bushberg, J. T., et al. (2011). Op. cit. [5]. The essential physics of medical imaging.

39 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

40 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Op. cit. [6]. Physics in Medicine & Biology, 52(15), 4587-4600.

41 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

42 Vedantham, S., et al. (2000). Op. cit. [15]. Medical Physics, 27(9), 2136-2142.

43 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

44 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

45 Bushberg, J. T., et al. (2011). Op. cit. [5]. The essential physics of medical imaging.

46 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

47 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

48 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Op. cit. [6]. Physics in Medicine & Biology, 52(15), 4587-4600.

49 Alia, S., et al. (2021). Op. cit. [22]. Clinical performance of photon-counting detector CT and mammography: A review. Journal of Medical Imaging, 8(2), 020901.

50 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

51 Samei, E., & Dobbins, J. T. (1999). Op. cit. [4]. Medical Physics, 26(1), 123-131.

52 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

53 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

54 Bushberg, J. T., et al. (2011). Op. cit. [5]. The essential physics of medical imaging.

55 Barrett, H. H., & Swindell, W. (1996). Op. cit. [10]. Radiological imaging.

56 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901.

57 Stierstorfer, K., & Wiegert, J. (2019). Op. cit. [8]. Physics in Medicine & Biology, 64(10), 105009.

58 Pongnapang, N., & Dance, D. R. (2007). Op. cit. [6]. Physics in Medicine & Biology, 52(15), 4587-4600.

Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). Op. cit. [1]. Medical Physics, 40(10), 100901

60 Heindel, W., et al. (2014). *Photon-counting technique increases detection rate in screening mammography.* **Radiology**, 270(2), 373–381. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24335332/

61 Shinohara, N., Nishihara, T., & Oguchi, S. (2024). *Study of photon-counting images compared with energy-integrated images for mammography.* **Acta IMEKO**, 13(4), 1–7. https://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/1740

62 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). *Vision 20/20: Single photon counting X-ray detectors in medical imaging.* **Medical Physics**, 40(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4813901

63 Heindel, W., et al. (2014). *Photon-counting technique increases detection rate in screening mammography.* **Radiology**, 270(2), 373–381. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24335332/

64 Shinohara, N., Nishihara, T., & Oguchi, S. (2024). *Study of photon-counting images compared with energy-integrated images for mammography.* **Acta IMEKO**, 13(4), 1–7. https://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/1740

65 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). *Vision 20/20: Single photon counting X-ray detectors in medical imaging.* **Medical Physics**, 40(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4813901

66 Heindel, W., et al. (2014). *Photon-counting technique increases detection rate in screening mammography.* **Radiology**, 270(2), 373–381. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24335332/

67 Shinohara, N., Nishihara, T., & Oguchi, S. (2024). *Study of photon-counting images compared with energy-integrated images for mammography.* **Acta IMEKO**, 13(4), 1–7. https://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/1740

68 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). *Vision 20/20: Single photon counting X-ray detectors in medical imaging.* **Medical Physics**, 40(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4813901

69 Heindel, W., et al. (2014). *Photon-counting technique increases detection rate in screening mammography.* **Radiology**, 270(2), 373–381. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24335332/

70 Shinohara, N., Nishihara, T., & Oguchi, S. (2024). *Study of photon-counting images compared with energy-integrated images for mammography.* **Acta IMEKO**, 13(4), 1–7. https://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/1740

71 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). *Vision 20/20: Single photon counting X-ray detectors in medical imaging.* **Medical Physics**, 40(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4813901

72 Heindel, W., et al. (2014). *Photon-counting technique increases detection rate in screening mammography.* **Radiology**, 270(2), 373–381. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24335332/

73 Shinohara, N., Nishihara, T., & Oguchi, S. (2024). *Study of photon-counting images compared with energy-integrated images for mammography.* **Acta IMEKO**, 13(4), 1–7. https://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/1740

74 Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S. (2013). *Vision 20/20: Single photon counting X-ray detectors in medical imaging.* **Medical Physics**, 40(10), 100901. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4813901

ملخص المذكرة

باللغة العربية(Résumé en Arabe)

تناولت هذه المذكرة دراسة مقارنة بين الماموغرافيا التقليدية وتقنية عدّ الفوتونات (PCD) في تشخيص سرطان الثدي من منظور الفيزياء الطبية. استعرض البحث المبادئ الفيزيائية والتقنية لكلا النظامين، مع التركيز على تحليل معايير جودة الصورة مثل (DQE, SNR, CNR) والجرعة الإشعاعية (MGD).خلصت الدراسة إلى أن تقنية عدّ الفوتونات توفر تفوقاً جوهرياً في دقة الكشف عن الآفات الصغيرة والتكلسات الدقيقة بفضل إلغاء الضجيج الإلكتروني والاستغلال الأمثل للمعلومات الطيفية، مما يساهم في تحسين جودة التشخيص وتقليل التعرض الإشعاعي للمريضة، واعدةً بمستقبل أكثر دقة وأماناً في التصوير الطبي.

باللغة الفرنسية(Résumé en Français)

Ce mémoire présente une étude comparative entre la mammographie conventionnelle et la technologie de comptage de photons (PCD) pour le diagnostic du cancer du sein. La recherche examine les principes physiques et techniques des deux systèmes, en se concentrant sur l’analyse des paramètres de qualité d’image (DQE, SNR, CNR) et de la dose glandulaire moyenne (MGD). L’étude conclut que la technologie PCD offre une supériorité fondamentale dans la détection des microcalcifications grâce à l’élimination du bruit électronique et à l’utilisation optimale des informations spectrales. Cette innovation améliore la précision diagnostique tout en réduisant l’exposition aux radiations, ouvrant la voie à une imagerie médicale plus performante.

باللغة الإنجليزية(Résumé en Anglais)

This thesis presents a comparative study between conventional mammography and Photon-Counting Detector (PCD) technology for breast cancer diagnosis. The research explores the physical and technical principles of both systems, focusing on image quality metrics (DQE, SNR, CNR) and Mean Glandular Dose (MGD). The study concludes that PCD technology provides a fundamental superiority in detecting small lesions and microcalcifications by eliminating electronic noise and optimizing spectral information. This innovation enhances diagnostic accuracy while significantly reducing radiation exposure, promising a more precise and safer future for medical breast imaging.

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
People's Democratic Republic of Algeria
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministry of Higher Education and Scientific Research

جامعة 20 أوت 1955 -
سكيكدة
كلية العلوم
قسم الفيزياء

Université 20 2081
1955-Skikda
Faculté des sciences
Département de physique

سكيكدة في: .../2025/07

رقم: ..... /ق ف/2026

محضر تصحيح مذكرة التخرج ماستر

أنا الممضي أدناه الأستاذ (ة) المشرف (ة): . غرايبية صبرينة

أشهد أن الطالبتين: صغير ياسمين و بوشطاطة آية

التخصص: فيزياء طبية

قد أتم(ت) جميع التصحيحات والتعديلات المطلوبة على مذكرة التخرج الموسومة بـ:

عنوان المذكرة:

دراسة مقارنة لجودة الصورة و الجرعة الإشعاعية بين الماموغرافيا المعتمدة على عد الفوتونات و الماموغرافيا التقليدية

إمضاء الأستاذ المشرف

تأشيرة القسم

رئيس قسم الفيزياء
البروفيسور بوشنجان مولود