

دراسة الخواص الفيزيوميكانيكية والحيوية لضمادات طبية مصنعة من السيللوز المطعم بالكيوتوزان وحمض الأكريليك

د. ميساء شاش*

د. سلمان محمود**

تاريخ الإيداع 2020/ 3/29. قُبِلَ للنشر في 2020/9/1

□ ملخص □

تم في هذه الدراسة تصنيع ضمادات جراحية من السيللوز المطعم بنسب مختلفة من الكيوتوزان وحمض الأكريليك، ودرست الخواص الفيزيوميكانيكية للضمادات الجراحية المصنعة مثل مقاومة الشد والاستطالة، والامتصاص للماء، كما درست بعض الخواص الحيوية للضمادات المحضرة مثل مقاومتها لنوعين من البكتيريا، موجبة الغرام (*Staphylococcus aureus*) وسالبة الغرام (*Escherichia coli*).

بينت الدراسة أن الخواص الميكانيكية للضمادات السللوزية المطعمة تزداد بزيادة درجة التطعيم بحيث يتم الحصول على أعلى مقاومة للشد (10CN/Tex) عند درجة تطعيم (50%)، كما تزداد امتصاصية الضمادات المطعمة للماء بزيادة درجة التطعيم بحيث يتم الحصول على أعلى درجة امتصاص للماء (50%) عند درجة تطعيم (90%). وقد تبين أن التراكيب المطعمة بمحاليل الكيوتوزان وحمض الأكريليك بنسبة (1: 1) على السيللوز هي الأكثر فعالية في مقاومة البكتيريا موجبة وسالبة الغرام، كما تبين أن فعالية الأنسجة المطعمة تزداد بزيادة درجة التطعيم، وبالتالي فإن النسيج السللوزية المطعمة بالكيوتوزان وحمض الأكريليك مناسبة للاستخدام في تصنيع الضمادات الطبية الجراحية.

الكلمات المفتاحية: الفعالية المضادة للبكتريا - حمض الأكريليك - الكيوتوزان - تطعيم - ضمادة جراحية

* أستاذ مساعد في قسم المعدات و الآليات- كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

**مدرس في قسم العلوم الأساسية- كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

Studying of the physico-mechanical and biological properties of medical bandages prepared from chitosan and acrylic acid grafted cellulose

Dr. Maysaa Shash*
Dr.Salman Mahmoud**

(Received 29/3/2020. Accepted 1/ 9/2020)

□ ABSTRACT □

In this study, wound dressings were manufactured from cellulose Grafted with different proportions of chitosan and acrylic acid. Physico-mechanical properties of manufactured surgical dressings like the thickness of the fabric, Water absorption, tensile strength and elongation at break were studied, Some biological properties of prepared bandage Like its resistance to two types of bacteria: Gram positive(*Staphylococcus aureus*) and Gram negative (*Escherichia coli*) were also studied.The study showed that mechanical properties of wound dressings increased with increasing degree of grafting, the maximum tensile strength was achieved (10CN/Tex) when the degree of grafting arrived (50%), the absorption of water also increased with increasing degree of grafting and arrived maximum value(50%) at the degree of grafting(90%). It was found that wound dressings grafted with chitosan and acrylic acid solutions (1:1 ratio) are the most effective in resisting Gram-positive and Gram-negative bacteria. It has also been shown that the effectiveness of grafted tissue increases with the degree of grafting. Thus, the cellulose tissue grafted with chitosan and acrylic acid is suitable for manufacturing medical dressings.

Key words: Anti-bacterial activity, chitosan, acrylic acid, graft, Wound dressings.

*Professor assistant at equipments and Machinery Department, Faculty of Technology Engineering, Tartous university.

** Teacher, Department of Basic Sciences,, Faculty of Technical Engineering ,Tartous University

1- المقدمة:

تستخدم الضمادة الطبية لتغطية الجروح، ومنع تلوثها، والتحكم بالنزف، وهي تقسم إلى نوعين [1]: ضمادات تمتلك قابلية الالتصاق الذاتي تستخدم لتضميد الجروح البسيطة، وتصنع بحجوم مختلفة، تتضمن أنواع خاصة توضع على رؤوس الأصابع، والضمادات النسيجية (الشاش الطبي) وهي سميكة، وتكون على شكل وسادة قطنية، تستخدم لتغطية الجروح الكبيرة، تثبت في مكانها بواسطة شريط لاصق أو بلف الشاش (الضمادة)، ويوضح الشكل (1-1) نوعي الضمادات المذكورين:



الشكل (1-1) الضمادات اللاصقة والنسيجية (الشاش)

ويجب تعقيم الضمادة لتعيق نمو البكتيريا وإبقائها في مكانها حتى اندمال الجرح، وتعتبر الجروح المفتوحة البيئة المفضلة والملائمة لنمو المستعمرات الجرثومية [2]، وتوجد الجراثيم داخلية المنشأ بشكل دائم في البيئات المحيطة بالجرح وبخاصة في الأغشية المخاطية، وفي المراحل الأولى للجروح المزمنة تتكون الجراثيم موجبة الغرام حيث تسود بخاصة البكتيريا (*S. aureus*)، وفي المراحل الأخيرة تسيطر الأنواع الزائفة و (*E.coli*) وتنتزع للولوج إلى طبقات أعمق من الجلد مسببة تلف الأنسجة. كما رصدت أيضاً المكورات العنقودية (*Staphylococci*) و العقديات (*Streptococci*) في حوالي (50%) من الجروح المزمنة [3].

وبالتالي كان من الضروري تطوير ضمادات للجروح قادرة على منع البكتيريا من النفوذ ضمن الجرح وتجنب النمو الميكروبي، ولإنجاز هذا الهدف فقد تركزت الأبحاث على تطوير المواد التي تتميز بنشاط متأصل مضاد للميكروبات، وكذلك تعديل سطوح بعض المواد بعوامل مضادة للبكتيريا بهدف إنتاج ضمادات للجروح مبيدة للميكروبات [4].

ولتحسين خصائص الضمادات المضادة للميكروبات يتم توليف عوامل مختلفة مضادة للميكروبات ضمن بنية نسيج الضمادة، وتشمل هذه العوامل المضادات الحيوية (*antibiotics*) مثل (*tetracycline*) و (*ciprofloxacin*) و (*gentamicin*) و (*sulfadiazine*) وكذلك دقائق نانوية ومنتجات طبيعية مثل العسل والزيت والكيوتوزان، وتعمل الضمادة البوليميرية كحاجز يقي الجرح من الميكروبات والجراثيم [5,6]. وقد أشارت العديد من الدراسات إلى أن خصائص مقاومة الشد للنسيج المصنع من السيلولوز لا تعتمد فقط على خواص الألياف المكونة للنسيج بل على عدد من العوامل مثل: الكثافة الخطية للليف، وبنية الليف، وطريقة الغزل، ومعامل الاحتكاك، وكثافة النسيج، والمعالجة النهائية [7-9].

وقد قام الباحث (Kumar)[10] بتصنيع ضمادات للجروح من خلال توليف الدقائق (ZnO) ضمن نسيج الكيتوزان الهيدروجيلي، وقد أشارت اختبارات مقاومة الضماد للميكروبات إلى أن الضماد يمتلك تأثيراً مضاداً للبكتيريا (*E.coli*) و (*S.aureus*) مع تأثير ملحوظ أعلى على البكتيريا (*E.coli*).

وخلال تقييم استشفاء الجروح (*In-Vivo Wound*) تبين أن الضمادات المصنعة من المادة المركبة من الكيتوزان والدقائق النانوية أكثر فعالية من (*Kaltosat*) وبدون أية آثار جانبية، وقد قام الباحث (*Vicentini*) بتوليف الدقائق (ZnO) ضمن أفلام مصنعة من المزيج (كيتوزان مع PVA و Tween80(T80) وقد أشارت النتائج إلى أن كلاً من (ZnO) و (T80) قد أثرت بشكل كبير بخصائص الأفلام المصنعة، حيث أشارت اختبارات انعراج الأشعة السينية والاختبارات الطيفية (FTIR) إلى انخفاض أطوال الروابط الهيدروجينية بين الجزيئات وازدياد مقاومة الشد والاستطالة مع زيادة تركيزهما، كما تبين بأن الأفلام تمتلك بنية مسامية، نظراً لتفكك (H_2O_2) إلى الأوكسجين والماء، والذي يتناسب مع زيادة تركيز (T80) ضمن الأفلام. كما أثبتت نتائج التحاليل الجرثومية أن للدقائق (ZnO) الدور الأساس في نشاط الأفلام المضادة للبكتيريا (*S.aureus*)[11].

كما استخدمت (*Miri*)[12] دقائق (ZnO) والكيتوزان من خلال تطعيمهم بالبولي أنيلين (*Polyaniline*) و (*montmorillonite*)، وأجريت التجارب على البكتيريا (*S.aureus*) و (*E.coli*) بطريقة الانتشار في قرص ورقي (*paper-disc diffusion method*)، وقد أظهرت النتائج بأن التركيزين (1%) و (1.5%) من الدقائق (ZnO) كانت الأكثر فعالية في القضاء على البكتيريا من التراكيز الأخفض والأعلى من ذلك، ويرجع ذلك إلى أن التراكيز العالية والمنخفضة ذات تفاعل منخفض مع الغشاء الخلوي للبكتيريا، والذي يؤدي لتخفيض قطر منطقة التثبيط.

كما قامت الباحثة (*Petkova*)[13] بإدخال النسيج القطني الذي رسب عليه الكيتوزان والدقائق (ZnO) باستخدام الأمواج فوق الصوتية، وقد أدى الترسيب لمدة (30) دقيقة باستخدام المعلق (ZnO) لزيادة النشاط المضاد للبكتيريا (*E.coli*) و (*S.aureus*) وعند ترسيب نفس التركيز من الكيتوزان والدقائق ازداد النشاط المضاد لنوعي البكتيريا بالنسبة (47%) و (17%) على التوالي. كما أظهر النسيج المعدل بالدقائق (ZnO) تحسناً في التوافق الحيوي بمقدار (87%). كما صنع الباحث (*Karhaliloglu*)[14] ضمادة جروح من الكيتوزان وبروتين (*Sericin*) المستخلص من الحرير، وتم توليف حمض اللوريك (*LA*) و (*lauric acid*) والدقائق (ZnO) ضمنها، وقد أظهر المسح بالمجهر الإلكتروني بنية مسامية متصلة للضمادة الأساس، ولم تتأثر درجة المسامية بإضافة الحمض والدقائق، ووصل طول منطقة التثبيط للبكتيريا (*Escherichia coli*) و (*Staphylococcus aureus*) إلى (7mm) و (6mm) على التوالي بينما كان قبل إضافة الدقائق والحمض (2mm) و (2.5mm) على الترتيب.

ونظراً لوجود عدد قليل من البحوث حول البلمرة المشتركة للتطعيمية للكيتوزان وبولي حامض الأكريليك على الأنسجة السيلولوزية وتطبيقاتها باستخدام التقانة الإشعاعية الصادرة عن الأشعة فوق البنفسجية، لذلك تمت دراسة عملية التحضير والتطبيقات باستخدام التقنية المذكورة.

2- أهمية البحث وأهدافه:

تحسين الخواص الميكانيكية والحيوية لضمامات طبية للجروح مصنعة من بعض البوليميرات مثل السيلولوز المطعم بالكيتوزان، وحمض الأكريليك باستخدام تقانة التشعيع الضوئي بالأشعة فوق البنفسجية، بالإضافة الى دراسة النشاط المضاد للميكروبات والفطريات لهذه المواد، و إمكانية استخدامها كبدايل للضمامات الجراحية التقليدية. لذلك يهدف البحث الى:

- 1- دراسة أثر نسبة التطعيم في الخواص الميكانيكية
- 2- دراسة أثر نسبة التطعيم في الخواص المضادة للبكتريا
- 3- دراسة أثر نسبة التطعيم في امتصاصية الماء.

3- طرائق البحث ومواده:

3-1- المواد المستخدمة في البحث:

الكيتوزان (الوزن الجزيئي = 9×10^4) و (درجة نزع الأستلة = 93) مزود من شركة (Sea Food) الهندية وحمض الأكريليك (نقاوة 99%) من شركة (Fluka) الألمانية. كما استخدم قماش سيللوزي غير منسوج (شاش طبي) الوزن المتري (70g/m^2) سماكته (0.1922 mm) محلي الصنع - سوريا .

3-2- البلمرة المشتركة التطعيمية على النسيج السيللوزي:

1. تم تحضير خلائط من الكيتوزان (Ch) وحمض الأكريليك (AAc) بنسبة (20%)

(wt) وفق التراكيب التالية :

(Ch/AAc: 0/20)، (Ch/AAc: 10/10)، (Ch/AAc: 20/0)، (Ch/AAc: 0/20) حيث

تحلّ هذه الخلائط المذكورة في حجم معين من الماء المقطر يحوي (80wt) ضمن حوجلة ولمدة (10min) عند درجة حرارة الغرفة باستخدام مازج ميكانيكي عند سرعة مزج ثابتة (100rpm).

2. تصبّ الخلائط السابقة الحاوية على البوليمير والمونوميرين في أطباق زجاجية

تحوي على النسيج القطني السيللوزي غير المنسوج. ثم تعرّض الخلائط للأشعة الضوئية الصادرة عن مصباح زئبقي بمعدّل جرعة [$4.6 \text{J/cm}^2 \text{h}$]، وباستخدام شدة إشعاعية [12.7W/m^2] وتشع بجرات مختلفة.

3. تخرج الضمامات المحضرة من غرفة التشعيع بعد تطعيمها ثمّ توضع في فرن

التجفيف عند درجة الحرارة (50°C) حتّى ثبات الوزن.

4. يتم حساب النسبة المئوية للتطعيم (G%) والتي تمثل كمية البوليمير المطعم على

السلاسل الرئيسية للنسيج السيللوزي، ويتم الحساب بناء على الزيادة في وزن النسيج بعد عملية البلمرة المشتركة التطعيمية وفق العلاقة التالية:

$$G(\%) = \frac{W_2 - W_1}{W_1} \times 100$$

W_2 : وزن العينة الجاف قبل عملية التطعيم.

W_1 : وزن العينة الجاف بعد عملية التطعيم.

3-3- وحدة التشعيع الضوئي:

تم تصميم وحدة تشعيع مكونة من حجرة من الخشب مغلقة من الداخل برفائق الألمنيوم تحتوي على ست مصابيح زئبقية من النوع (Philips TUV 15W/G15) تعطى قيمة جرعة إشعاعية (Irradiation Dose) والتي يرمز لها (E) بالعلاقة:

$$E = I.t \quad (\text{J/cm}^2)$$

حيث (I) :شدة الإشعاع الصادر عن الجهاز ($0.41[\text{mWat/cm}^2]$ و (t): زمن التعرض للإشعاع (S) . وهذا الجهاز يعطي قيمة الجرعة الإشعاعية بالوحدة ($\mu\text{Joul/cm}^2$)، ويبين الشكل (1) الجهاز المصدر للأشعة فوق البنفسجية.



الشكل (1) يبين الجهاز المصدر للأشعة فوق البنفسجية

3-4- إجهاد الشد والاستطالة عند الانقطاع:

تم إجراء اختبار الشد وفق نظام المواصفات القياسية الأمريكية (ASTM D 2256) باستخدام آلة الشد (Instron) موديل (1.11)، سرعة الشد $25[\text{mm/min}]$ (CS) عند درجة الحرارة 25°C .

3-5- تقييم الامتصاصية للماء (water absorption):

يتم غمر عينات من الضمادة الطبية المحضرة من تطعيم السيلولوز بالكيترولان وحمض الأكرليك في الماء المقطر بعد تسجيل الوزن الأولي للعينة (m_1) عند درجة حرارة الغرفة لمدة يوم واحد ومن ثم ترفع من الماء، ويمسح سطح الضمادة باستخدام ورقة ترشيح لإزالة الماء الزائد عن السطح، ومن ثم يسجل الوزن (m_2) وتحسب الامتصاصية للماء كنسبة مئوية للتغير بوزن العينة قبل عملية الغمر بالماء المقطر وبعده:

$$G(\%) = \frac{m_2 - m_1}{m_1} \times 100$$

3-6- دراسة الفعالية المضادة للميكروبات للضمادات الطبية:

3-6-1- السلالات الجرثومية المدروسة:

تناولت الدراسة نوعين من البكتيريا موجبة وسالبة الغرام، فالبكتيريا الموجبة ممثلة بالنوع (*Staphylococcus aureus*) والبكتيريا سالبة الغرام ممثلة بالنوع (*Escherichia coli*)، وقد تم اختيار هذين النوعين لكونهما من أكثر أنواع الجراثيم تسبباً بالانتانات عند الإنسان، وقد تم الحصول على السلالات الجرثومية من مشفى الأسد الجامعي.

3-6-2- المستعمرات الجرثومية:

نشّطت المزارع البكتيرية في أنابيب تحتوي (5mL) من وسط المرق المغذي المعقم وحضنت بدرجة حرارة (37°C) لمدة (18) [10] ، واستعملت طريقة (Agar well diffusion)، وحضرت ثلاثة مكررات لكل طبق، بعدها حضنت الأطباق بدرجة حرارة (37°C) لمدة (24) ساعة في الحاضنة، وحددت فعالية كل تركيز من المستخلص النباتي بقياس قطر منطقة التثبيط الخالية من النمو البكتيري.

3-6-3- اختبار الفعالية القاتلة للجراثيم

تم بهذه الطريقة صب الوسط الزرعي مولرهنون في أطباق بلاستيكية معقمة، وتسمى طريقة الانتشار (Diffusion method) حيث لفتت بالعزلات البكتيرية وجرت الدراسة بطريقة الانتشار في الأقراص.

4- النتائج والمناقشة:

حضرت عدة تراكيب من المحاليل المطعمة (الكيتوزان/ حمض الأكريليك) على النسيج السيلولوزي باستخدام تقانة التشعيع الضوئي بالأشعة فوق البنفسجية، ودراسة الخواص الفيزيائية والميكانيكية والفعالية الحيوية المضاد للميكروبات وإمكانية إنتاج ضمادات طبية للاستشفاء كبداية عن الضمادات التقليدية.

4-1- دراسة بارامترات تطعيم الكيتوزان/ حامض الأكريليك على الشاش السيلولوزي الطبي:

حضرت عدة تراكيب من محاليل (الكيتوزان/حامض الأكريليك) وفق نسبة ثابتة (20%wt) على النسيج السللوزي(الشاش الطبي) باستخدام تقانة البلمرة التطعيمية المستحثة بالتشعيع الضوئي المباشر بالأشعة فوق البنفسجية، كما درست بعض العوامل التي تؤثر على مردود عملية التطعيم ومنها:

أ- تأثير نسبة التركيبات على عملية التطعيم:

والجدول (1): يبين تأثير اختلاف نسبة تركيب محلول التطعيم المكون من الكيتوزان وحمض

الأكريليك على درجة التطعيم عند زمن تشعيع (6 ساعة):

الجدول (1) تأثير اختلاف نسبة مكونات التطعيم على درجة التطعيم

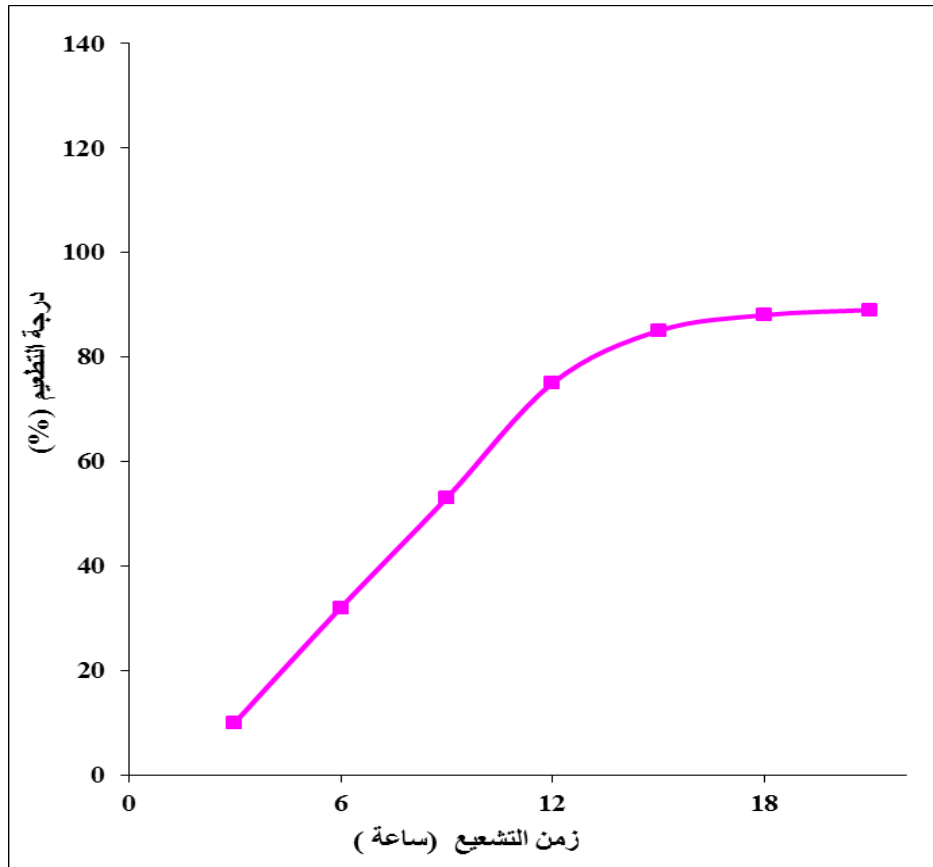
Ch/AAc :20%	Cellulose-g- Ch/AAc	درجة التطعيم(%)
Ch/AAc:0/20	Cellulose-g- AAc	11
Ch/AAc:5/15	Cellulose-g- Ch/AAc	23
Ch/AAc:10/10	Cellulose-g- Ch/AAc	32
Ch/AAc:15/5	Cellulose-g- Ch/AAc	27
Ch/AAc:20/0	Cellulose-g- Ch	16

ويتبين من الجدول السابق أن عملية التطعيم على الشاش الطبي السيللوزي تزداد بزيادة نسبة حمض الأكرليك، وإن وجود هذا المونومير مع الكيتوزان يحسن مردود عملية التطعيم، إذ تزداد درجة التطعيم بازدياده بشكل ملحوظ لتصل لقيمة أعظمية عند نسبة التركيب (Ch/AAc:10/10).

كما تبين النتائج أن عملية تطعيم الكيتوزان بوجود حمض الأكرليك يحسن امتصاص محلول التطعيم للطاقة الإشعاعية ، ويساهم في زيادة معدّل تشكيل الجذور الحرة المسؤولة عن تشكيل مواقع التطعيم الفعّالة.

ب- تأثير زمن التشعيع:

من المعلوم أن زيادة زمن التعرض للأشعة يؤدي إلى زيادة تركيز الجذور الحرة المتشكلة في البوليمير، بالإضافة إلى زيادة عدد جذور المونومير نفسه، ولذلك درس تأثير زمن التشعيع على درجة التطعيم عند التركيب (Ch/AAc:10/10) عند أزمنة تشعيع مختلفة والنتائج مبينة في الشكل (2).



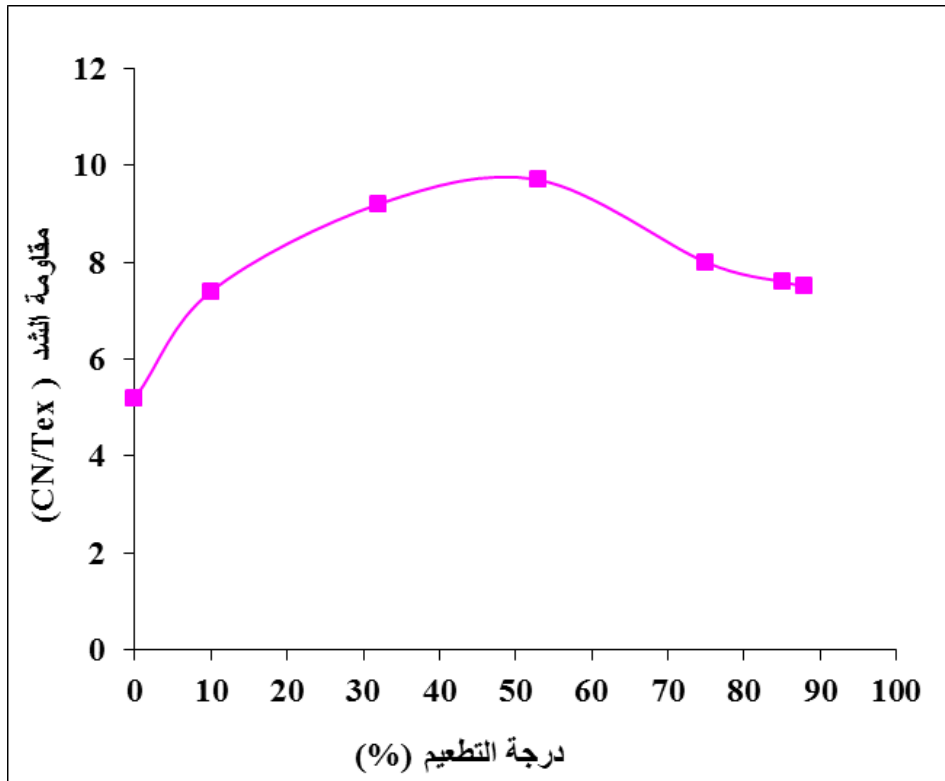
الشكل (2) تأثير زمن التشعيع على درجة تطعيم (Ch/AAc:10/10) على النسيج السيللوزي

حيث يتبين من خلال الشكل أن درجة التطعيم تزداد في البدء مع زيادة زمن التشعيع حتى قيمة أعظمية مقدارها (15 ساعة) ثم تميل بعدئذٍ لتأخذ قيمة ثابتة مع زيادة قيمة زمن التشعيع، حيث أنه بزيادة التعرض للأشعة (UV) يزداد عدد الجذور الحرة في الكيتوزان والسيللوز، وكذلك في مونومير حمض الأكرليك، وهو ما يؤدي لتسارع عمليات التطعيم عند المواقع التفاعلية المتولدة بتأثير طاقة الإشعاع، بينما تؤدي زيادة التعرض إلى الوصول لحالة الإشباع بحيث لا يتشكل مزيد من الجذور الحرة مع زيادة زمن التعرض للأشعة.

4-2- دراسة الخواص الميكانيكية:

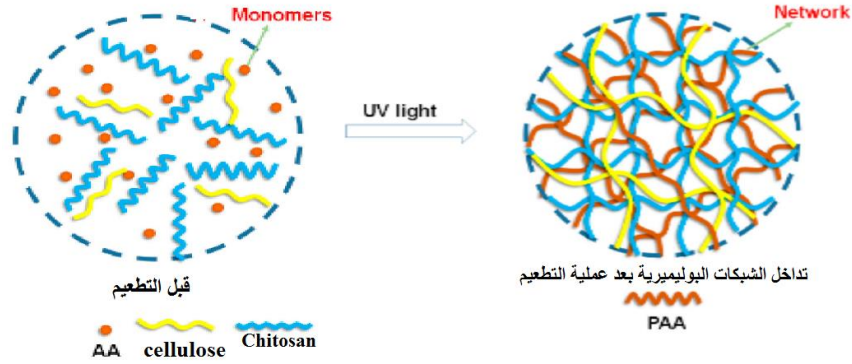
4-2-1- مقاومة الشد (Tensile strength) :

يتبين من خلال الشكل (3) ازدياد مقاومة الشد مع ازدياد درجة التطعيم بالكيوتوزان وحمض الأكريليك لتصل إلى أعلى قيمة لها (10 CN/Tex) عند درجة تطعيم (50%) ومن ثم تأخذ بالانخفاض مع الزيادة المستمرة بدرجة التطعيم.



الشكل (3) تغير مقاومة الشد كتابع لدرجة تطعيم السيللوز، نسبة مكونات التطعيم (Ch/AAc:10/10)

ويمكن ارجاع الزيادة في مقاومة الشد إلى زيادة عمليات التشابك بين سلاسل السيللوز والكيوتوزان، فبالإضافة لعملية تطعيم مونومير حمض الأكريليك على السلاسل الجزيئية للكيوتوزان، يتبلر قسم من المونومير مشكلاً البولي حامض الأكريليك ويحدث ما يسمى تداخل الشبكات البوليميرية كما هو موضح بالشكل (4): حيث أنه نتيجة التشعيع بالأشعة (UV) يتشكل عدد كبير من الجذور الحرة، من خلال انتزاع الهيدروجين من بعض السلاسل بحيث يترك موقعاً فعالاً مهيباً للدخول بتفاعلات تطعيم على سلاسل السيللوز، وكذلك بتفاعلات تشابك عرضي من خلال تشكل روابط تساهمية (C-C) بين السلاسل المتجاورة وهو ما يؤدي لازدياد مقاومة الشد للضادات المحضرة.



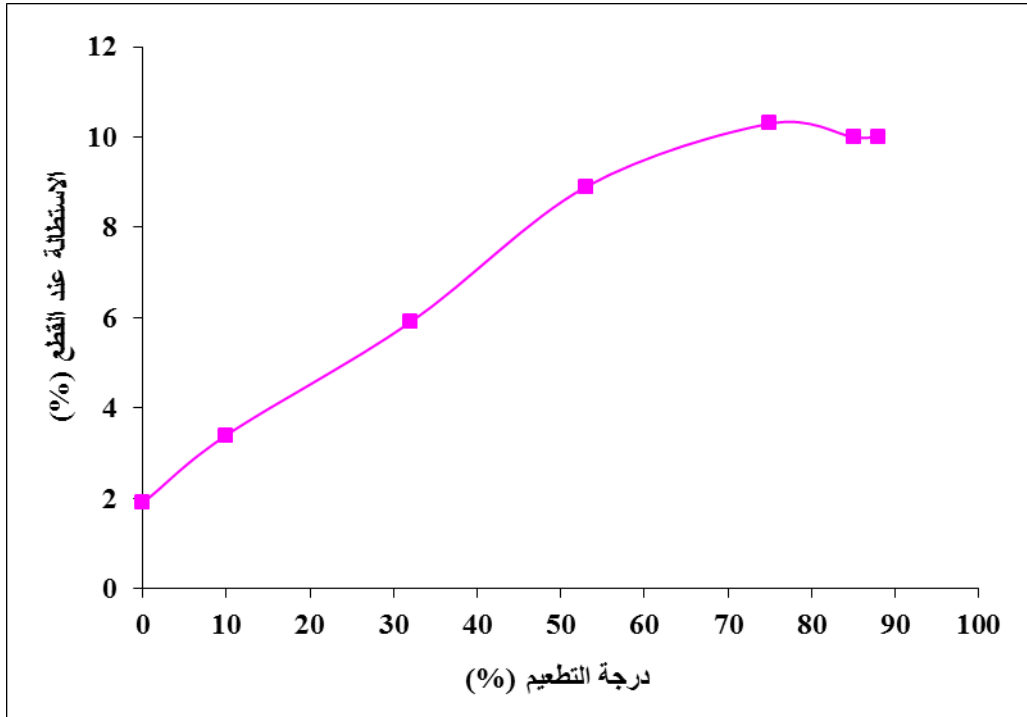
الشكل (4) تداخل الشبكات البوليميرية للسيللوز مع الكيتوزان وبولي حمض الأكرليك

وقد لاحظ الباحث (Jun Yang) تشكل شبكة ثلاثية الأبعاد (three-dimensional networks) من السلاسل الجزيئية للسيللوز منتشرة ضمن سلاسل متداخلة من بولي حمض الأكرليك المتشكل بعد عملية التطعيم الضوئي لحمض الأكرليك على السيللوز [15].

ومع زيادة زمن التعرض للأشعة (UV) تزداد درجة التطعيم لكن تصبح طاقة الأشعة كافية لانطلاق تفاعلات تفكك السلاسل الجزيئية، ومع وجود الأوكسجين يدخل بتفاعلات أكسدة للمكونات البوليميرية ويتشكل عدد من المركبات كالبيروكسيدات، وهو ما يضعف الخواص الميكانيكية للضمادات الطبية.

4-2-2- الاستطالة عند القطع (Elongation at break):

يتبين من خلال الشكل (5) ازدياد الاستطالة عند القطع مع زيادة درجة التطعيم بالكيتوزان وحمض الأكرليك لتصل إلى أعظم قيمة لها (10%) مع زيادة درجة التطعيم إلى (70%) ومن ثم تأخذ بالانخفاض مع الزيادة المستمرة بدرجة التطعيم:

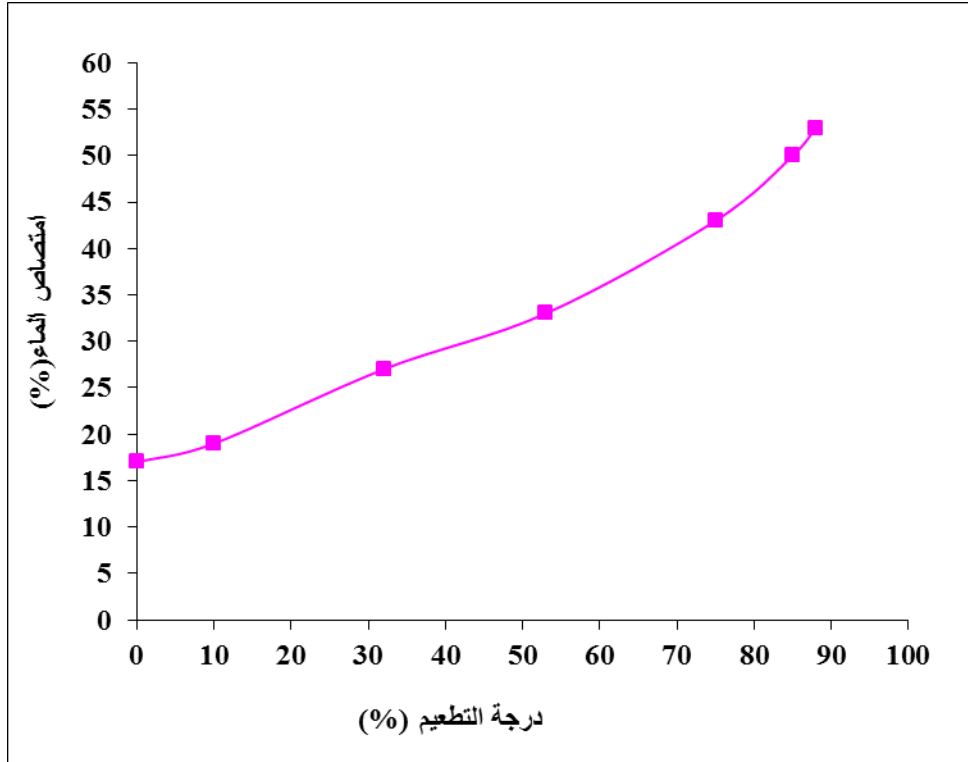


الشكل (5) تغير الاستطالة عند القطع كتابع لدرجة تطعيم السيلولوز، نسبة مكونات التطعيم (Ch/AAc:10/10)

وترجع الزيادة في الاستطالة إلى تشكل روابط بين المجموعات الأمينية (amino groups) في الكيتوزان والمجموعات الكربوكسيلية في حمض الأكريليك، مما يؤدي لكسر الروابط الهيدروجينية بين المجموعات الأمينية والهيدروكسيلية في الكيتوزان، ويؤدي ذلك لتشكيل بنية غير متبلورة (amorphous structure) من الهيدروجل الهجين الناتج، وهو ما يؤدي لانخفاض الجساءة وزيادة امتطاطية الضمادة الناتجة. وتتوافق هذه النتائج مع ما توصل له الباحث (Abdel-Mohdy) والذي أشار إلى زيادة الاستطالة عند القطع مع زيادة نسبة التحميل بحمض الأكريليك فوق (25%) عند تطعيمه على الكيتوزان [16].

3-4- امتصاصية الضمادات المحضرة للماء (water absorption):

يلاحظ من خلال الشكل (6) أن امتصاصية النسيج السيلولوزي المطعم بالكيتوزان وحمض الأكريليك للماء تزداد بزيادة درجة التطعيم، بحيث تصل درجة امتصاص النسيج المطعم للماء إلى (50%) عند درجة تطعيم (90%)، ويرجع ذلك إلى زيادة عدد المواقع الهيدروفيلية (COOH) العائدة لحمض الأكريليك والتي تتميز بألفة عالية تجاه الماء، وهو يشير إلى أن تشابك الكيتوزان مع السيلولوز لتشكيل هيدروجل هجين لا يؤثر على توفر مجموعات هيدروفيلية كافية مثل (COO-) و (COOH-) و (OH) ترتبط بجزيئات الماء. ان الامتصاصية العالية للماء يعتبر مفضلا في الضمادات الجراحية الملاصقة للجروح نظرا لامكانية امتصاص المفرزات القحبية وابعادها عن النسيج المهلك او المصاب.



الشكل (6) تغير نسبة امتصاص النسيج السيللوزي المطعم للماء كتابع لدرجة تطعيم السيللوز، نسبة مكونات التطعيم (Ch/AAc:10/10)

وقد أشار الباحث (Hisham) إلى أن عملية تشكل الهيدروجل الناتج من تداخل الشبكات البوليميرية للسيللوز والكيترولان وحمض الأكريليك لا يستهلك إلا قسم بسيط من المجموعات (OH) خلال عملية التشابك العرضي للسلاسل البوليميرية [17].

4-4- تقييم الفعالية الحيوية المضادة للميكروبات للأتسجة السيللوزية المطعمة:

أجريت الدراسة لمقارنة الفعالية المضادة للميكروبات للضمادات المحضرة من السيللوز المطعم بالكيترولان وحمض الأكريليك ضد أنواع البكتيريا الموجبة الغرام (*Staphylococcus aureus*)، والبكتيريا سالبة الغرام (*Escherichia coli*) باستخدام طريقة قياس طول قطر منطقة التثبيط البكتيري (inhibition zone method)، وتظهر النتائج في الجدول (2):

الجدول (2): تقييم الفعالية الحيوية المضاد للميكروبات للضمادات السيللوزية المطعمة ضد نوعي البكتيريا موجبة وسالبة الغرام باستخدام

طريقة قطر المنطقة المثبطة

التركيب Ch/AAc:	العينة	درجة التطعيم %	قطر منطقة التثبيط (مم)	
			Gram negative	Gram positive
			E. coli	Stapylococcus aureus
Ch/AAc:0/0	Cellulose fabric	0	0	0
Ch/AAc:0/20	Cellulose-g-AAc	11	1	6
Ch/AAc:5/15	Cellulose-g- Ch/AAc	23	11	14
Ch/AAc:10/10	Cellulose-g- Ch/AAc	32	21	23
Ch/AAc:15/5	Cellulose-g- Ch/AAc	27	24	19
Ch/AAc:20/0	Cellulose-g- Ch	16	19	12

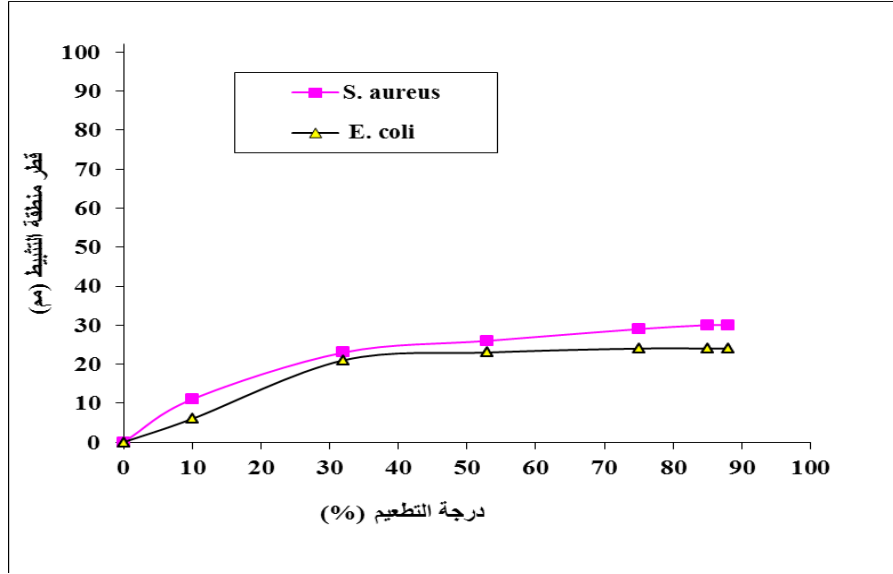
تبين النتائج ازدياد النشاط المضاد للميكروبات مع زيادة درجة التطعيم بالمجموعات الحامضية الكربوكسيلية، ويمكن تفسير ذلك بزيادة عدد الشحنات الموجبة والسالبة على سطح البوليمير بفعل عملية التطعيم للمجموعات الكربوكسيلية القادمة من مونومير حامض الأكريليك، وهذا يؤدي الى زيادة الفعالية الحيوية بالإضافة لفعالية المجموعات الأمينية الأصلية، حيث أشار الباحث (Zhihui)[18] إلى أن الشحنات الموجبة (NH_3^+) الموجودة في الشيتوسان تنجذب إلى أيون سالب على جدار الخلية البكتيرية، بحيث ترتبط بهذا الجدار بسهولة أكبر، وتؤدي إلى تثبيط تأثيرها.

وكما هو ملاحظ أيضا فإن تأثير الكيتوزان المطعم على البكتيريا سالبة الغرام أعلى مقارنة بتأثيره على البكتيريا موجبة الغرام، وهذا يعود الى اختلاف مكونات جدار الخلية، حيث تمتلك البكتيريا سالبة الغرام طبقة سميكة من الفوسفوليبيدات، حيث تعزز الشحنات السالبة للفوسفوليبيدات قوة التصاق البولي كاتيونات على جدار الخلية الجرثومية.

ولا بد من الإشارة إلى أن نوع المونومير المطعم يلعب الدور الأكبر في تحديد النشاط المضاد للبكتيريا، فقد توصل الباحثان (Manoj) و (Nayak) من خلال تطعيم الكيتوزان بمونومير (Methylacrylate) إلى زيادة قطر منطقة التثبيط للبكتيريا سالبة الغرام (*P. aeruginosa*) بين (4-5mm) بعد عملية التطعيم، بينما ازداد قطر منطقة الإعاقة للبكتيريا موجبة الغرام (*S. aureus*) بشكل ملحوظ (5-7mm) عند درجة تطعيم (80%)، بحيث وصل إلى (17mm) ضد البكتيريا (*B. subtilis*) بينما لم يتجاوز (11mm) في الكيتوزان غير المطعم [19].

ويتثبت نسب مكونات محلول التطعيم (Ch/AAC:10/10) يتبين ازدياد الفعالية المضادة لنوعي البكتيريا موجبة وسالبة الغرام بزيادة نسبة التطعيم، ويلاحظ من خلال الشكل (7) أن فعالية النسيج السيللوزي المطعم المضادة للبكتيريا موجبة الغرام (*S. aureus*) أعلى من الفعالية المضادة للبكتيريا سالبة الغرام (*E. coli*) عند جميع نسب التطعيم.

ويلاحظ بأن أكبر قطر منطقة تثبيط (35mm) للبكتيريا (*S. aureus*) عند درجة تطعيم للنسيج السيللوزي (90%).



الشكل (7) نصف قطر منطقة تثبيط نوعي البكتيريا موجبة وسالبة الغرام كتابع لدرجة التطعيم

5- الاستنتاجات والتوصيات:

أ- الاستنتاجات:

- تم الحصول على أعلى درجة تطعيم (32%) باستخدام نسبة كيتوزان/حمض الأكريليك (10/10) بعد (6) ساعات تعريض بالأشعة (UV).
- تزداد درجة التطعيم بزيادة زمن التعرض للأشعة (UV).
- تزداد مقاومة الشد مع زيادة درجة التطعيم بحيث يتم الحصول على أعلى مقاومة شد (10CN/Tex) عند درجة تطعيم (50%).
- تزداد الاستطالة عند القطع مع زيادة درجة التطعيم بحيث يتم الحصول على أعلى استطالة (10%) عند درجة تطعيم (80%).
- تزداد امتصاصية الضمادات المطعمة للماء بزيادة درجة التطعيم.
- تأثير الكيتوزان المطعم على البكتيريا سالبة الغرام أعلى مقارنة بتأثيره على البكتيريا موجبة الغرام، بينما تأثير التطعيم بحمض الأكريليك معاكس لتأثير الكيتوزان.
- يزداد نصف قطر منطقة تثبيط نوعي البكتيريا موجبة وسالبة الغرام مع زيادة درجة التطعيم.

ب- التوصيات:

- يوصى باستخدام الضمادات الطبية السللوزية المطعمة بنسبة كيتوزان/حمض الأكريليك (10/10) بدرجة تطعيم (50%) كونها تتميز بمقاومة ميكانيكية عالية، وفعالية مضادة لنوعي البكتيريا إذ يصل قطر منطقة تثبيط كلا النوعين لأكثر من (30mm).
- دراسة تطعيم الكيتوزان بمونوميرات، وزمر وظيفية أخرى كالأكريل أميد ومجموعات الأمونيوم الرباعي، وذلك بهدف دراسة تأثير اختلاف المجموعات الأمينية على النشاط المضاد للميكروبات.

المراجع العلمية

- [1] Carolina Weller, *Geoff Sussman*, "Wound Dressing Update", Journal of Pharmacy Practice and Research, , (2006) Volume 36, No. 4.
- [2] S.J. Templer, *M.O. Brito*, *Bacterial skin and soft tissue infections*, Hospital Phys. 26 (2009) 9–16.
- [3] O. Sarheed, A. Ahmed, *D. Shouqair*, *J. Boateng*, *Antimicrobial dressings for improving wound healing*, Wound Healing-New insights into Ancient Challenges, InTech, 2016.
- [4] G. Han, R. Ceilley, *Chronic wound healing: a review of current management and treatments*, Adv. Ther. (2017) 1–12.
- [5] S.R. Bhattarai, N. Bhattarai, H.K. Yi, P.H. Hwang, D.I. Cha, H.Y. Kim, *Novel biodegradable electrospun membrane: scaffold for tissue engineering*, Biomaterials 25 (2004) 2595–2602.
- [6] P. Zahedi, I. Rezaeian, S.O. Ranaei-Siadat, S.H. Jafari, P. Supaphol, *A review on wound dressings with an emphasis on electrospun nanofibrous polymeric bandages*, Polym. Adv. Technol. 21 (2010) 77–95.
- [7] Gabrijelcic, H; Cernosa, E and Dimitrovski, K.; "Influence of weave and weft characteristics on tensile properties of fabrics" *Fibers and Textiles in Eastern Europe* 16, 2 (67), (2008), 45-51.
- [8] Chattopadhyay, R.; "Design of apparel fabrics: role of fiber, yarn and fabric parameters on its functional attributes" *Journal of Textile Engineering* 54, (2008), 179-190.
- [9] Htike, H., Kang, J., Yokura, H., Sukigara, S., *Effect of Crêpe Texture on Tensile Properties of Cotton Fabric under Varied Relative Humidity*, Journal of Textile Science & Engineering, (2015), 5:6.
- [10] Kumar, P.T.S.; Laskmanan, V.-K.; Anilkumar, T.V.; Ramya, C.; Reshmi, P.; Unnikrishnan, A.G.; Nair, S.V.; Jayakumar, R. *Flexible and microporous chitosan hydrogel/nano ZnO composite bandages for wound dressing: In vitro and in vivo evaluation*. ACS Appl. Mater. Interfaces (2012), 4, 2618–2629.
- [11] Vicentini, D.S.; Smania, A., Jr.; *Laranjeira, M.C.M. Chitosan/poly(vinyl alcohol) films containing ZnO nanoparticles and plasticizers*. Mater. Sci. Eng. C (2010), 30, 503–508.
- [12] Somayeh Miri & Alireza Samzadeh-Kermani., *Synthesis, characterization and bactericidal property of chitosan-graft-polyaniline/montmorillonite/ZnO nanocomposite* . Korean J. Chem. Eng. (2014), 32, 1137–1141.
- [13] Petkova, P.; Francesko, A.; *Fernandes, M.M.; Mendoza, E.; Perels, I.; Gedanken, A.; Tzanov, T.* Sonochemical coating of textiles with hybrids ZnO/chitosan antimicrobial nanoparticles. ACS Appl. Mater. Interfaces (2014), volume 6, 1164–1172.

[14] Karahaliloglu, Z.; Kilicay, E.; Denkbas, E.B. *Antibacterial chitosan/ silk sericin 3D porous scaffolds as a wound dressing material. Artif.Cells Nanomed. Biotechnol.*(2016), 1–14.

[15] JunYang., Chun-Rui Han., Jiu-Fang Duan., Ming-Guo Ma., *Studies on the properties and formation mechanism of flexible nanocomposite hydrogels from cellulose nanocrystals and poly(acrylic acid)* Cite this: *J. Mater. Chem.*,(2012).

[16] Abdel-Mohdy, A., Abou-Okeil, S., El-Sabagh, S., M. El-Sawy., *Preparation and Characterization of Chitosan/Polyacrylic Acid/Ag-Nanoparticles Composite Membranes.*, *International Journal of Chemical, Molecular, Nuclear, Materials and Metallurgical Engineering* (2015),Vol:9, No:9,.

[17] Hisham A. Essawya., Mohamed B.M., Ghazy., Farag Abd El-Haib., Magdy F. Mohamed., *Superabsorbent hydrogels via graft polymerization of acrylic acid from chitosan-cellulose hybrid and their potential in controlled release of soil nutrients* *International.*, *Journal of Biological Macromolecules* (2016) 144–151.

[18] Zhihui, L., Qingsheng, W., " *Synergistic Antibacterial Effects of Chitosan Combined with Rocephin Against Escherichia Coli*" *Proceedings of Shanghai International Nanotechnology Cooperation Symposium*, (2011),214-216.

[19] Guanghua, H., Wanwan, K., Liu, LiHua Z. , *Preparation, swelling and antibacterial behaviors of N-succinyl chitosan-g-poly(acrylic acid-co-acrylamide) super absorbent hydrogels* *Mater. Sci. Ed.* August 2017, Volume 32, Issue 4, pp 963–970.