

دراسة الآثار البيولوجية وقياس درجات

الحرارة السطحية لأشعة ليزر CO₂ على الجلد في الجرذان المختبرية

أمجد هاشم فيصل * ضمياء قاسم سكر **حسن حمادي محمد مزاحم محمد عبد الله

قسم الفيزياء /كلية العلوم / جامعة البصرة

*قسم علوم الحياة / كلية العلوم /جامعة البصرة

dr.hassanh50@gmail.com

الخلاصة

درست الظواهر البيولوجية والفيزيائية كنتيجة للتفاعل المتبادل بين الحزمة الليزرية والجلد. استعملت في هذه الدراسة كثافات قدرة ليزرية امتدت من 20.64 W/cm² لغاية 50.13 W/cm² بطول موجي قدره 10.6μm وزمن تعريض ثابت 15 ثانية. شملت الدراسة 10 من ذكور الجرذان من نوع Sprague-dawly أوزانها تتراوح بين (250-300)gm واعمارها بين (10-12) اسبوع. تم انتزاع جلد السيطرة من الجرذ نفسه ولكن من المنطقة غير معرضة للأشعة الليزرية. علماً أن المنطقة الجلدية التي عرضت للحزمة الليزرية كانت منطقة الظهر بعد إزالة الشعر من هذه المنطقة، و المسافة بين الليزر ومنطقة التعرض للجرذان ثابتة ومقدارها 10 cm ونصف قطر حزمة الليزر بلغت 2 mm. أجريت الفحوصات النسجية باستعمال المجهر الضوئي لجلد الجرذ لملاحظة التغيرات الحاصلة في الجلد نتيجة تفاعل الليزر مع الجلد. استعملت طريقة فحص الأنسجة بعمل مقاطع قياسية للأنسجة على قواعد زجاجية مستعملة بالفحص المجهرية. لوحظ لكثافات القدرة الليزرية العالية فقدان في الخلايا الدهنية في منطقة الأدمة مع ملاحظة تحول هذه الطبقة إلى ألياف كولاجينية. إن تأثير كثافة القدرة العالية على بشرة الجرذ دون المساس ببقية الطبقات بشكل فعال أدى الى امكانية استعمال هذه المعلمة الخاصة بالليزر في الجراحة التجميلية وفي معالجة الأمراض الجلدية، من جهة ثانية لوحظ باستعمال كثافات القدرة الليزرية المتوسطة (34.40W/cm²) فقدان الشعر مع بقاء الغدد الدهنية وتلف في الأوعية الدموية. التأثير البارز الذي جرت ملاحظته باستعمال كثافات قدرة عالية لليزر هو ظهور اجربة الشعر في موقع عميق تحت منطقة الادمة. فضلاً عن الدراسة التشريحية لجلد الجرذان جرى قياس درجات الحرارة للجلد عند موضع تفاعل الليزر إذ ان درجات الحرارة تزداد بزيادة كثافة القدرة.

الكلمات المفتاحية: جلد الجرذ، ليزر ثنائي اوكسيد الكربون، الفحوصات النسجية، الاستعمالات الطبية

1- المقدمة

(term)، ففي الحالة الأولى يظهر التأثير في ثواني أو دقائق قليلة بعد التشعيع بينما تظهر التأثيرات غير المباشرة بعد ساعات وربما أيام بعد نهاية التشعيع وتتضمن هذه التأثيرات على الأغلب تكوين تراكيب بيولوجية [Chien 1987, Mills et al 2007].

إن للموجات الكهرومغناطيسية المتمثلة بالضوء المرئي والأشعة فوق البنفسجية وتحت الحمراء تأثيرات بيولوجية ضارة عند امتصاص الأنسجة البشرية فقط بشكل خاص وكافة الأنسجة الحية بشكل عام بقدر كبير من طاقتها، تأتي أنسجة الجلد والعين في المقام الأول بتأثرها بأشعة الليزر عندما تتجاوز الجرعات الممتصة في أي منهما حدوداً معينة، وفي حالة العين يحدث الضرر مهما كانت القدرة واطئة [Mills 2004, Noguchi 2005, Riadh 2008].

تتكون الأنسجة من خلايا وسوائل خلوية وتعد المواد البيولوجية في طبيعتها وسط موصل للكهربائية إذ تتألف المادة البيولوجية من الغشاء العازل الذي يمثل الجزء الخارجي ومن الساييتوبلازم والنواة المتمثل بالجزء الداخلي . يدعى السائل داخل الخلية السائل الخلوي Extra cellular والذي يمتلك توصيلية Conductivity عالية [Mahapatra 2013, Hoong 2003]. عند حدوث تغيرات ملحوظة في النظام الحيوي بعد تعريضه إلى الإشعاع يحدث التأثير البيولوجي . ان ملاحظة التأثير البيولوجي في حد ذاته لا يشير إلى وجود مخاطر بيولوجية او تأثيرات صحية بالضرورة [Stewart 2006] . وتكون الآثار سلبية عندما لا يستطيع الجسم التخلص من الحرارة العالية للأنسجة بالنشاط الطبيعي للجسم مثل تدفق الدم والتعرق [Challis 2005] . فعندما ترتفع درجات الحرارة عن معدلها الطبيعي تحدث الآثار البيولوجية [Luna 1968] .

ان احد اهم الليزررات التي استعملت على نطاق واسع اليوم هو ليزر ثنائي أوكسيد الكربون CO₂ laser ويرجع ذلك إلى ارتفاع إنتاج الطاقة المستحصلة منه مما يجعلها مناسبة لمختلف القطاعات الصناعية و في التطبيقات الطبية مثل إزالة الاورام الخبيثة والحميدة [Desai and Obgai 2011] ، حيث لعب هذا الليزر دوراً متزايداً في المجال الطبي وفي الجوانب التشخيصية والعلاجية وكذلك في العمليات الجراحية .

هناك ظواهر عديدة تحصل عندما يتفاعل الضوء مع النسيج البيولوجي ومن تحليل هذه الظواهر يمكن معرفة التركيب والشكلية والفسلجة و الكيمياء البيولوجية لهذه المادة ومن هذه الظواهر [Ansari 2011] : الانعكاس Reflection والنفوذ Transmission والاستطارة Scattering والامتصاص Absorption و الفلورة Fluorescence .

إن النسيج الحي وسط ماص غير متجانس بصريا وعند سقوط الضوء على السطح الفاصل بين الهواء والنسيج فإن جزءاً من شدة الأشعاع ينعكس عند السطح وينفذ الجزء الآخر إلى عمق النسيج . إن حوالي 5-7% من الأشعة الساقطة على الجلد عند كافة الأطوال الموجية تتعرض للانعكاس عند السطح الفاصل بين الهواء حيث معامل الانكسار (n=1) والطبقة المتقرنة حيث معامل الانكسار (n=1.55) بسبب التغير الكبير في معامل الانكسار بينهما وتتبع ظاهرة الانعكاس ظاهرة الانكسار [Danker 2009] .

تقسم التأثيرات البيولوجية الضوئية عادةً الى : تأثيرات مباشرة او أنية الحدوث (Short-term) واخرى غير مباشرة او متأخرة الحدوث (Long-term)

2- المواد وطرق العمل:

تم استعمال ليزر CO₂ مصنع للاغراض الطبية (Shanghai jue hua $\lambda=10.6\mu\text{m}$ من قبل شركة)

بقدر (0-10W). استعملت في التجارب 10 من الجرذان المختبرية نوع Sprague-dawley جميعها من الذكور اختيرت بصورة عشوائية بعمر (10-12 اسبوع) تم وزنها باستعمال ميزان حساس وبأوزان تتراوح بين (250 - 300) gm حيث وضعت هذه الحيوانات بأقفاص بلاستيكية وبدورة حياة منتظمة 12 ساعة إنارة و 12 ساعة ظلام وزودت الحيوانات بالماء والغذاء . عرضت الحيوانات الى كثافة قدرات ليزرية 20.64 W/cm^2 (29.5 , 34.40 , 40.30 , 50.13) مختلفة بطول موجي $10.6 \mu\text{m}$ وزمن تعريض ثابت 15 sec (15) وقد تم تحديد خمسة مساحات بالوان مختلفة مأخوذة على الظهر ثابته الموقع، بحيث كل منطقة ظهرية عرضت إلى كثافة قدرة ليزرية محددة مسبقاً، ازيل الجلد مباشرة بعد التعريض للأشعة الليزرية وحفظت العينات بالفورمالين بنسبه (10%) اعتمدت الدراسة على ما ذكره [Luna 1968] في تقنية التحضير للفحص النسجي وصبغت الشرائح النسجية. لمجاميع السيطرة Control groups فقد اخذت من الحيوان نفسه من المناطق غير المعرضة للأشعة الليزرية للمنطقة الظهرية . كانت المسافة بين فتحة الليزر والمنطقة المعرضة ثابتة 10 cm .

اما لقياس درجات الحرارة فقد استعمل جهاز Thermocouple بوضعه مباشرة على المنطقة القريبة من منطقة التعريض للأشعة الليزرية.

3- النتائج والمناقشة:

تتضمن نتائج الفحوصات لمجاميع الحيوانات المعرضة لليزر CO₂ كل من الفحص السريري Clinical examination والفحص النسجي Histological examination والتغير في درجات الحرارة Change in temperature.

(a) الفحص السريري Clinical examination

لوحظ بالعين المجردة آثار للحرق على الجلد للمجاميع المعرضة لكثافات قدرة مختلفة بحيث يزداد وضوح هذه الآثار بزيادة كثافة القدرة المسلطة على الحيوان وبقطر حرق مقارب الى قطر الحزمة الليزرية الساقطة كما في الشكل a-3 (1). نتيجة لتفاعل الليزر مع النسيج وانتقال الحرارة الى المناطق المجاورة لذا فأن آثار الحرق تزداد بزيادة كثافة القدرة المسلطة بوحدات الواط لكل سنتيمتر مربع نتيجة لامتصاص حزمة الليزر ، وتظهر هذه الحروق بشكل ندب سوداء واضحة على الجلد وتنتشر هذه البقعة الى المنطقة الاكبر بعد دقائق عدة وهذا يتفق مع ما ذكره Omar وآخرون [Omar et al 2009] . ان نتيجة تفاعل الليزر ذي كثافة القدرة العالية مع الأنسجة يسبب ظهور ابخرة ملتهبة في موقع التشيع وهذا بدوره يسبب حفرة ذات فوهة واضحة في هذا الموقع [Abuarra 2012].

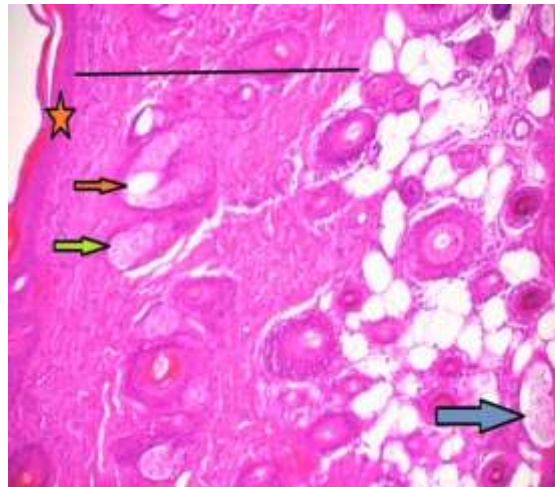


شكل (1) صورة آثار الحرق على الجلد

جميع طبقات الجلد الطبيعي ومرتبطة في ثلاث طبقات من الأعلى إلى الأسفل هي: طبقة البشرة Epidermis و طبقة الأدمة Dermis والطبقة تحت الأدمة Hypodermis حيث تحتوي الأدمة على أغلب مكونات الجلد حيث ظهرت فيها حويصلات الشعر والغدد الدهنية والغدد العرقية بالإضافة إلى وجود الألياف العصبية والأوعية الدموية كما في الشكل (2) .

(b) الفحص النسيجي
Histological examination
1. مجموعة السيطرة 10 جرذان (Control group)

أظهر الفحص النسيجي (الذي تم إجراؤه في كلية الصيدلة) في عينات الجلد ، بواسطة صبغتي (الهيماتوكسيلين-ايوسين) تحت المجهر الضوئي



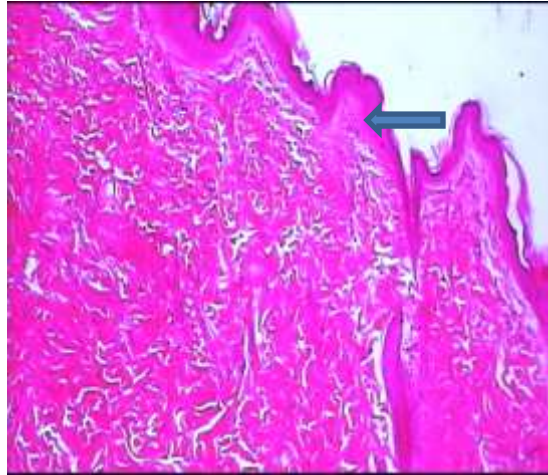
شكل (2): مقطع نسيجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة السيطرة وعاء دموي → ، غدد دهنية → ، حويصلة شعر → طبقة البشرة ★ ، طبقة الأدمة — ، صبغة الهيماتوكسيلين-ايوسين . x100

2. المجموعة المعرضة لكثافات قدرة مختلفة وزمن ثابت 15 sec (10 جردان)

[2008]. لوحظ أقصى تلف لطبقات النسيج كان عند أعلى جرعة بكثافة قدرة $(50.13)W/cm^2$.

أوضحت النتائج التي جرى الحصول عليها على أهمية اختيار المعلومات الخاصة بالليزر بصورة صحيحة من خلال استعمال الليزر في العلاجات الطبية لغرض الحفاظ على النسيج من التلف ومن الآثار الجانبية غير مرغوب بها. أظهر الفحص النسيجي للعينات المعرضة للحزمة الليزرية إلى زيادة تلف الأنسجة تدريجياً بزيادة جرعة الإشعاع وهذا يتفق على ما ذكره Abuarra وآخرون [Abuarra 2012]، وكذلك زيادة في قطر وعمق الاستئصال وهذا يتفق مع ما ذكره Al-Wattar وآخرون [Al-Wattar

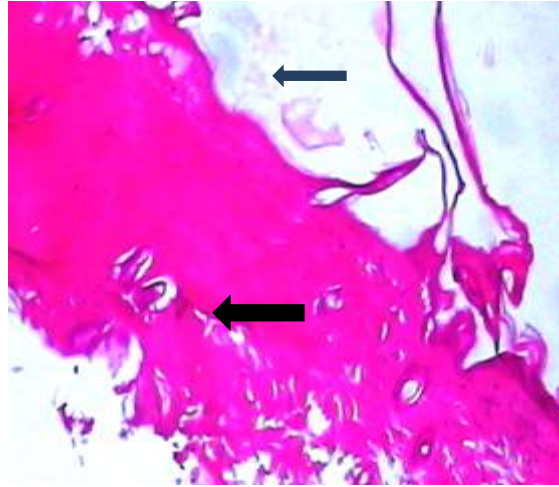
للمجاميع المعرضة إلى كثافات قدرة $(20.64)W/cm^2$ لوحظ موت خلايا طبقة البشرة مع عدم انتظام في حويصلات الشعر وتلف نسبي في الاوعية الدموية كما في الشكل (3) ويرجع هذا نتيجة للتأثير الحراري الضوئي لليزر بحيث كلما زادت الجرعة زاد التأثير وهذا يتفق مع ما ذكره Mahmood وآخرون [Mahmood 2012]



الشكل (3): مقطع نسيجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة معرضة $(20.64) W/cm^2$ بعد إزالة الجلد مباشرة بعد التعريض. لوحظ عدم وجود حويصلات شعر وتكتل المادة البروتينية للبشرة ← ، صبغة الهيماتوكسيلين-ايوسين x100.

الإشعاع خلال الجلد يتفاوت بسمك الطبقات المختلفة للبشرة فأن الطبقة المتقرنة تمتص بقوة للأشعة تحت الحمراء (IR) وهذا متفق مع ما ذكره Omar وآخرون [Omar 2009].

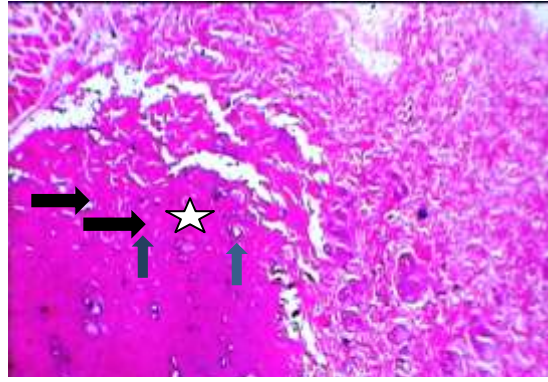
للمجاميع المعرضة إلى كثافات قدرة $(29.5)W/cm^2$ لوحظ خسارة الطبقة المتقرنة للبشرة، وانهلال الانوية للطبقة الشوكية والقاعدية للبشرة و تنخن طبقة الادمة نتيجة لتحلل الألياف الكولاجينية كما في الشكل (4) كون ان انتقال



الشكل (4): مقطع نسجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة معرضة $(29.5) W/cm^2$ بعد إزالة الجلد مباشرة بعد التعريض. لوحظ انهلال الانوية للطبقة الشوكية والقاعدية للبشرة ← ، تنخن في طبقة الادمة ← ، صبغة الهيماتوكسلين-ايوسين $\times 100$.

عن ارتباط فقدان الشعر وانهيار تراكيب الشعر بانكماش النسيج عند منطقه الحرق وهذا يتفق مع ما ذكره Ross وآخرون [Ross 1999] ومع ما ذكره Abuarra وآخرون [Abuarra 2012] كما في الشكل (5)، اما تلف الأوعية الدموية فكان بسبب التأثير الحراري الضوئي لليزر عند هذه القدرة.

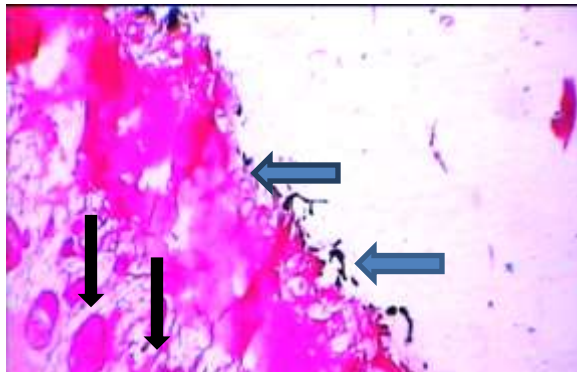
المجاميع المعرضة إلى كثافة قدرة $(34.40)W/cm^2$ لوحظ موت لخلايا البشرة وتوسع للمنطقة الفارغة بين حويصله الشعرة ونسيجها المحيط وهذا ناتج من انكماش النسيج نتيجة لامتصاص طاقة الليزر وتحولها الى حرارة واستحداث موجات الصدمة Shock wave مما يؤدي الى تسخين جزيئات الماء وتبخرها فضلاً



الشكل (5): مقطع نسجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة معرضة W/cm^2 (34.40) بعد إزالة الجلد مباشرة بعد التعريض. لوحظ ترقق البشرة مع انحلال الانوية للبشرة ↑ انهيار جريبات الشعر → تحول الادمة الى مادة كولاجينية ☆ ، صبغة الهيماتوكسليين-ايوسين

للمجاميع المعرضة إلى كثافة قدرة W/cm^2 (40.30) فإن الحرارة الممتصة احرقت طبقات البشرة وتسببت في خسارتها ومرت هذه الحرارة الى حويصلات الشعر وتسببت كذلك في فقدانها مع تخثر في الكولاجين الذي يؤدي إلى انكماش النسيج ومن ثم إلى فقدان الشعر بالكامل كما في الشكل (6)، لذلك يجب الابتعاد عن هذه المعلمة عند استعمال الليزر في المجال الطبي.

إن نتائج العلاج بالليزر تعتمد على التفاعل الفوري للضوء الساقط مع الأنسجة، إذ وجد الباحثون أن ردود فعل الجلد للأشعة الليزرية يعتمد على عوامل كثيرة منها [Ross 1999]: 1- صبغة الجلد إذ الصبغة الموجودة في الجلد مهمة جداً في تحديد مقدار الضرر الناتج من قبل الليزر و2- مادة الكيراتين الموجودة في الجلد. لذا فإن ردود فعل الجلد للأشعة الليزرية تختلف على نطاق واسع وهذا يتوقف على نوع الجلد.



الشكل (6): مقطع نسجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة معرضة W/cm^2 (40.30) بعد إزالة الجلد مباشرة بعد التعريض. لوحظ فقدان كامل لطبقة البشرة ← وجزء من طبقة الادمة القريبة من البشرة اندفاع بعض من حويصلات الشعر اسفل طبقة الادمة ↓ ، صبغة الهيماتوكسليين-ايوسين x400 .

قصر الألياف ومن ثم حدوث ظاهرة انكماش النسيج، في كثير من الأحيان يحصل انكماش الكولاجين عند درجة حرارة 60°C . يمكن وصف تشوه الكولاجين وفق العلاقة التالية: [Sadick 2008]

كون ان مادة الكولاجين غير مستهدفة بشكل رئيس من قبل حزمة ليزر CO2 لذلك فإن الحرارة المتولدة من الليزر تؤدي الى تلف الكولاجين، فعندما يتم تشوه الياف الكولاجين بفعل الحرارة فإن هذا التأثير يؤدي إلى تمزق الروابط مما يقود إلى

$$K = A e^{-\frac{E_a}{RT}} t \quad (1)$$

K: ثابت معدل تشوه الكولاجين

A: عامل التردد s⁻¹

R: ثابت الغازات K . 8.3145 = J/mol

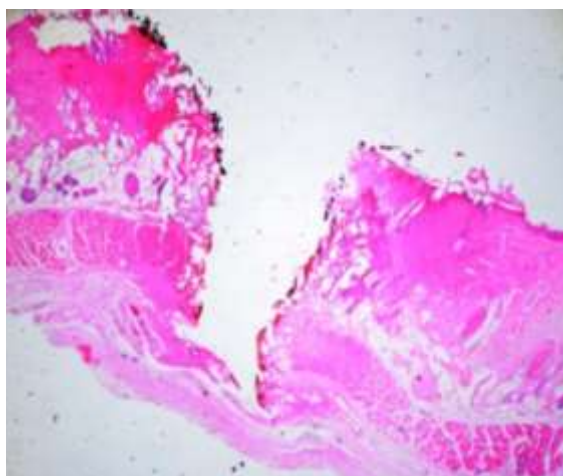
Ea: طاقة التنشيط J/mol

T : درجة الحرارة K

t: زمن التعريض s

وترسيب الكولاجين الجديد تعطي نتائج ايجابية لاستعمال ليزر CO2 في تقشير الجلد [Ross 1999]. اما المجاميع المعرضة الى كثافات قدرة (50.13)W/cm² فان اشعة الليزر اثرت بشكل كبير على طبقات الجلد مما ادى الى تحلل كامل لجميع الطبقات إذ بزيادة كثافة القدرة (Fluence) يزداد عمق الضرر كما في الشكل (7) .

وفقاً لهذه المعادلة فإن انكماش الكولاجين يعتمد على زمن معين ودرجات الحرارة المختلفة. إن التعرض لزمن بحدود الملي ثانية واحدة يؤدي إلى انكماش الكولاجين فقط في درجات حرارة تتجاوز 85°C، في حين أن التعرض لعدة ثواني سيحدث انكماش النسيج عند المدى الحراري من 60°C الى 65°C [Hayashi et al 1997]. وقد اقترح ان اجتثاث الأنسجة وانكماش الكولاجين



الشكل (7): مقطع نسجي عرضي في جلد الجرذ لمجموعة

معرضة 50.13 W/cm^2 بعد إزالة الجلد مباشرة بعد التعريض.

لوحظ استئصال للنسيج صبغة الهيماتوكسلين-ايوزين $\times 100$.

قيست باستعمال جهاز Thermocouple لكثافات القدرة الليزرية المختلفة وقد تم الحصول على النتائج المبينة في الجدول (1).

(c) التغير في درجة الحرارة Change in temperature
الحرارة هي واحدة من الآثار الناجمة من امتصاص النسيج للضوء، إذ تتوزع بصورة غير منتظمة داخل الجلد.

(1): درجات الحرارة المقاسة لكثافات القدرة المسلطة على الجلد والانتشارية الحرارية

Laser Fluence (W/cm^2)	(T °C) Measured values	(ΔT K) Measured values	Thermal diffusion ($\text{m}^2 \text{s}^{-1}$)	Thermal diffusion ($\text{m}^2 \text{s}^{-1}$) Normal tissue [85,55]
20.64	59.0	300.0 ± 9.0	1.319×10^{-8}	1.4×10^{-7}
29.50	72.0	313.0 ± 9.39	2.855×10^{-8}	
34.40	84.0	325.0 ± 9.75	3.992×10^{-8}	
40.30	95.5	336.5 ± 10.09	4.448×10^{-8}	
50.13	119.5	360.5 ± 10.81	5.838×10^{-8}	

حسبت الانتشارية الحرارية للنسيج بموجب العلاقة $D = k / \rho C_p$ حيث k ثابت التوصيل الحراري ρ كثافة النسيج $W.m^{-1}.K^{-1}$ ، C_p السعة الحرارية النوعية $J.Kg^{-1}.m^{-2}$.

عندما يتم توجيه ليزر CO2 نحو الجلد فإن الضوء يخترق سطح الجلد إلى مسافة محددة تقريباً $(15-20)\mu m$ [Ossoff 1986] إذ تحصل عملية الامتصاص لجزء من الأشعة الليزرية بينما ينعكس جزء آخر كما تحصل عملية الاستطارة للأشعة الليزرية أيضاً . وكثافة القدرة الممتصة من قبل النسيج تتحول كلها إلى حرارة تنتقل خلال طبقات الجلد بواسطة التوصيل الحراري فيها تبدأ بروتينات الخلايا بالانصهار وكذلك RNA و DNA وجدار الخلايا ومحتوياتها عند درجة حرارة $40^{\circ}C$ [Yassein 2007]، وبالنتيجة النهائية تؤدي إلى تغير الصفات الطبيعية للتراكيب المذكورة لذا فإن تفاعلات الليزر والنسيج تسبب نخر النسيج Tissue necrosis وتخر الدم

Blood coagulation وتغير في التراكيب [Fodor L 2011]. يعتمد مقدار التأثير على شدة قدرة الليزر ومساحة المنطقة التي تتعرض لضوء الليزر والطول الموجي المناسب وحجم البقعة والفترة الزمنية للتعرض ونوع النسيج ولونه وانتشاره داخل النسيج. زيادة كثافة القدرة يؤدي إلى زيادة درجة حرارة النسيج كما أن تدفق الدم والنظام الحراري التنظيمي يمكن أن يؤثر درجة حرارة الجلد وتنظيمها [Davidovits 2008].

جرعه الليزر العالية تؤدي إلى ارتفاع درجات الحرارة السطحية للأنسجة وهذا يؤدي إلى أضرار في الجلد فعند زيادة كثافة القدرة المسلطة نلاحظ ارتفاع درجات الحرارة السطحية للجلد وكذلك عند الازمان المختلفة فإن درجات الحرارة تزداد بزيادة زمن التعريض وهذا يتفق مع ما ذكره [Bergh

[2004]. ان اضرار النسيج لا تتوقف عند درجات الحرارة فقط ولكن على زمن التعريض ايضاً، على سبيل المثال ضرر التخر يكون اكثر حدة وتأثيراً عندما تكون درجات الحرارة عالية وفترة تعريض اقل مقارنة بدرجات حراره قليلة وفترة تعريض اطول.

4- الاستنتاجات :

ركزت هذه الدراسة على درجات الحرارة المتعلقة بتفاعل الحزمة الليزرية لليزر CO2 مع جلد الجردان المختبرية ومعرفة الآثار البيولوجية على مناطق الجلد المتعارف عليها لهذا الحيوان. يمكن اختصار اهم الاستنتاجات التي تم التوصل اليها:

1- في حالة استعمال كثافة قدرة عالية لليزر CO2 ($50.13 W/cm^2$) حصل تلف كامل لطبقة الأدمة على العكس مما هو عليه في حالة استعمال كثافة قدرة واطئة بحدود ($20.64 W/cm^2$) فقد كان لها التأثير الاكبر على طبقة البشرة مما يؤدي الى الاستنتاج بإمكانية استعمال هذه القيمة ($20.64 W/cm^2$) لكثافة القدرة في الجراحة التجميلية وفي علاج بعض الأمراض الجلدية كإزالة الاكزيما وغيرها .

2- الابتعاد عن كثافات القدرة العالية لليزر CO2 غير الضرورية في حالة استعمال الليزر في المجال الطبي كونها تسبب تلفاً كبيراً للنسيج وزياده في درجة حرارة النسيج.

3- زيادة درجات الحرارة بزيادة كثافة القدرة لليزر.

4- عند زيادة درجة الحرارة فإن قيم الانتشارية الحرارية لكثافات قدرة ليزرية مختلفة وزمن تعرض متغير (Abdullah et al 2014) تقل بالمقارنة مع الانتشارية الحرارية للنسيج الطبيعي وهذا غير متوقع إذ من المعروف ان

principles and applications " ,
Otolaryngol., Clin., North Am., Vo.
23, No. 1, PP. 123-164.

Bergh, A. , Nyman, G. , Lundeberg, T. and Drevemo, S. ,(2004) " Effect of defocused CO2 laser on equine skin, sub cutis and fetlock joint temperature ", Equine and Comparative Exercise Physiology, Vol. 2, No. 1, PP. 61–69.

Chien, S. (1987)" Red cell deformability and its relevance to blood flow " , Annu. Rev. Physiol. Vol. 49, PP. 177–192.

Challis , L. J. , (2005)" Mechanisms for interaction between RF fields and Bio-logical tissue " , Bioelectromagnetics supplement , Vol. 25, pp.98 – 106.

Danker, G., P. M. Vlahovska, and C. Misbah.(2009) " Vesicles in Poiseuille flow " , Phys. Rev. Lett., Vol. 102.

Desai , N. and Obagi , S.(2011) , " Treatment of Epidermal Hamartomas : Review and Description of Treatment With Electrodesiccation and Combination Laser Therapy " , Cosmetic Dermatology , Vol. 24, No. 1, January.

Davidovits , P. ,(2008)" Physics in Biology and Medicine ", Third Edition , Academic Press is an imprint of Elsevier , Elsevier .

الانتشارية الحرارية تزداد بزيادة درجة الحرارة
يمكن تفسير ذلك بسبب تحرير الاوكسجين من
الهيموكلوبين [Mohammed et al 2014].

References

المصادر

Abuarra, A. , Abuarra, B. , Abur, B. S. , Singh, G. K. C. , AlSadi, Z. , Mahmood, T. R. , Omar, K. and MatJafri, M. Z. , (2012) " The effects of different laser doses on skin " , International Journal of the Physical Sciences, Vol. 7, No. 3, PP. 400-407, January.

Ansari, M. A. and Mohajerani, E. ,(2011) " Mechanisms of laser-tissue interaction: I. optical properties of tissue " , J Lasers Med Sci. , Vol. 2, No. 3, PP. 119-125.

AL-Senawi, T. A. , (1985)" Effects of Laser Radiation on The Wound Healing " , M.Sc. Thesis, Submitted to Council of the College Science, Salahadeen Univ. , Iraq.

Al-Wattar, A. J. H. , Moualla, M. K. J. and Hajim, K. I. (2008), " Effect of Nd-YAG, XeCl, and Nitrogen Laser Radiation on Human Aorta , and Some Arterial Tissues " , Iraqi Journal of Physics, Vol. 5, No. 1, PP. 104-113.

Bailin, P. L. , Tarz, J. L. and Wheeland, R. G.(1990) " Laser therapy of the skin: A review of

مزاحم محمد عبد الله، حسن حمادي محمد، قاسم فوزي عبد الكريم، أحمد هاشم فيصل (2014)، تفاعل اشعة ليزر CO₂ مع جلد الجرذان المختبرية: دراسة عمق التلف الحراري والانتشارية الحرارية، مجلة علوم جامعة ميسان، مقبول للنشر.

Mohammed H.H, Abdullah M.M, and Al-Asadi A,(2014)" CO₂ laser photothermal effects on rats skin tissues" , J. Nat. Sci. Res. Vol.4, No. 21.

Mills, J. P., Diez-Silva, M. , Quinn, D. J. , Dao, M. , Lang, M. , Tan, K. S. , Lim, C. T. , Milon, G. , David, P. H. , Mercereau- Puijalon, O. , Bonnefoy, S. and Suresh, S. ,(2007) " Effect of plasmodial resa protein on deformability of human red blood cells harboring plasmodium falciparum ". Proc. Natl. Acad. Sci. USA , Vol. 104, No. 2, PP. 9213–9217, May.

Mills, J. P., Qie, L. , Dao, M. , Lim, C. T. and Suresh, S. (2004), " Nonlinear elastic and viscoelastic deformation of the human red blood cell with optical tweezers ". MCB, Vol. 1, No. 3, PP. 169–180.

Mahapatra , S. and Kumar , T. (2013), " Effect of electromagnetic radiation on BIO – Objects ", In press.

Mahmood , T. L. I. and Matjafri , M. Z.(2012) , " Effects of Different Laser Times Exposure Skin Structural " , International Conference on

Fodor, L.(2011) , " Light Tissue Interactions " , Springer-Verlag London Limited, .

Hoong Ng, K., Kuala, L. M.,(2003) " Non-Ionizing Radiation – Sources, Biolo-gical Effects, Emissions and Exposures " , proceedings of the International con-ference on Non-Ionizing Radiation at UNITEN (ICNIR2003), Electromagnetic Fields and our Health, 20th – 22nd October .

Hoong Ng, K., Kuala, L. M.(2003), " Non-Ionizing Radiation – Sources, Biolo-gical Effects, Emissions and Exposures " , proceedings of the International con-ference on Non-Ionizing Radiation at UNITEN (ICNIR2003), Electromagnetic Fields and our Health, 20th – 22nd October.

Hayashi, K. , Thabit, G. , Massa, K. L. , Bogdanske, J. J. , Cooley, A. G. , Orwin, G. F. and Markel, M. D. (1997)" The Effect of Thermal Heating on the Length and Histologic Properties of the Glenohumeral Joint Capsule " , The American Journal of Sports Medicines, Vo. 25, No. 1, PP. 107-113.

Luna, H. A. ,(1968) " Manual of histologic staining methods of the Armed Forces Institute of Pathology " , 3rd . ed. McGraw-Hill Book Co. , New York.

" , Dermatol Surg., Vol. 25, No. 11, PP. 851-856.

Riadh, W. Y., (2008) " Bioeffects and therapeutic applications of electromagnetic energy ", CRC Press.
شريف الأشقر، (2006) " دراسة مبدئية لاستخدام الليزر CO2 في معالجة التصبغ اللثوي " ، مجلة جامعة دمشق للعلوم الصحية ، الطبعة مجلد (22) عدد (2) .

Stewart , D. A. , Gowrishankar , T. R. and Weaver , J. C. (2006), " Skin Heating and Injury by Prolonged Millimeter-Wave Exposure : Theory Based on a Skin Model Coupled to Whole Body Model and Local Biochemical Release From Cells at Supraphysiologic Temperatures ", IEEE Transactions on Plasma Science , Vol. 34, No. 4.

Sadick, N. , (2008) " Tissue Tightening Technologies:Fact or Fiction " , The American Society for Aesthetic Plastic Surgery, Inc., Vo. 28, No. 2, PP. 180-188.

ياسين نجم عبيد، زينب حمزة باقي محي الدين و سمية نجم ياسين (2007)، " دراسة استعمال الليزر في طب الامراض الجلدية " ، مجلة كلية التربية، عدد (1) .

Chemical, Biological and Medical Sciences , Kuala Lumpur , August 25-26 .

Noguchi, H. , and Gompper, G. (2005), " Shape transitions of fluid vesicles and red blood cells in capillary flows " , Proc. Natl. Acad. Sci., Vol. 102, PP. 14159–14164.

Omar, K. M. , Al-Khaza'leh, K. A. , Jaafar, M. S. , Jidin, Y. and Bidi, N. N. , (2009) " Laser Effects on Skin Melanin " , Modern Appl. Sci., Vol. 3, No. 1, 57-62

. Omar, K. M. , Al-Khaza'leh, K. A. , Jaafar, M. S. , Jidin, Y. and Bidi, N. N. (2009) , " Laser Effects on Skin Melanin " , Modern Appl. Sci., Vol. 3, No. 1, 57-62.

Ossoff, R. H. and Reinisch, L. (1986), " Laser Surgery: Basic Principles and Safety Considerations " , Chapter 12, C.V. Mosby Company, St. Louis.

Ross, E. V. , Yashar, S. S. , Naseef, G. S. , Barnette, D. J. , Skrobal, M. , Grevelink, J. and Anderson, R. R. (1999) " A pilot study of in vivo immediate tissue contraction with CO2 skin laser resurfacing in a live farm pig

A study of biological effects and surface rat tissues temperature using CO₂ laser

Amjad H. Faisal, Dhamia K. Sukar*, Hassan H. Mohammed*, Muzahim M. Abdullah

Department of Physics, College of Science, University of Basrah, Basrah, Iraq

** Department of Biology, College of Science, University of Basrah, Basrah, Iraq*

**Corresponding Author: E-Mail: dr.hassanh50@gmail.com*

Abstract:

Biological and physical phenomena have been studied as a result of exchange interaction between the CO₂ laser beam and rat skin tissue. Laser optical densities (20.64 W/cm² to 50.13 W/cm²) and fixed exposure time (15 sec) have been used. Experimental sprague-dawly male rats of (10 to 12) week's age and their weights of (250-300) gm were used. The unexposed back region of the rat was taken as a control skin. The animals were exposed to laser beam after hair removing. Histological examination was carried out using optical microscope. Histological method was employed to make the standard slides for examination. High laser optical densities resulted in a disappearance of sebaceous glands in dermis layer. In addition this layer was converted into collagen fibers. The effect of high optical density laser beam on the rat skin without affecting the construction of the other layers make it possible to use this special knowledge in medical applications of laser such as in surgery, specifically in dermatology and skin diseases treatment. For the case of medium optical densities the following effects were investigated: hair losing, unchanged sebaceous glands, and damage in blood vessels. Strong effect of hair follicles was observed in a deep layer of dermis as a result of using high laser optical densities. Other skin physical parameters have been measured such as changes in temperature as a function of laser power densities. It has been shown that the temperature increases as the laser power density increases.

Keywords: rats tissues, carbon dioxide laser, histology, medical applications