مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الصحية المجلد (36) العدد (3) 2014
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Health Sciences Series Vol. (36) No. (3) 2014

النظرية البيوميكانيكية الوظيفية للاندمال العظمي

الدكتور عزة شفيق المحمد*
الدكتور خضر صالح خفيف**

(تاريخ الإيداع 6 / 3 / 2014. قُبِل للنشر في 5 / 6 /2014)

□ ملخّص □

إن الاندمال العظمي هو آلية بيولوجية معقدة تتأثر بالعديد من العوامل الهرمونية و الغذائية و الوعائية و إن مصطلح النظرية البيوميكانيكية الوظيفية للاندمال العظمي هو مفهوم مقترح للمرة الأولى من قبلنا بهدف كشف و دراسة تأثير القوانين الميكانيكية على النسيج العظمي مما يسمح بدراسة استجابتها الميكانيكية ومحاكاتها اعتماداً على قوانين التوازن والحركة ونبيّن أن الاندمال العظمي ليس إلا تأقلماً لآلية التصنيع العظمي الذاتي في الوسط الميكانيكي المحيط، وهي مصطلح أوسع وأشمل وأدق علمياً من مصطلح الضغط الحيوي المعتمد سابقاً والذي يشكل مع المفاهيم الأخرى معايير تقييم فعالية أدوات التثبيت العظمي المستخدمة في معالجة الإصابات الرضية والتقويمية.

الكلمات المفتاحية: الاندمال العظمي، الميكانيك الحيوي، تثبيت الكسور، المرونة العظمية،الضغط الحيوي، الخلايا الجذعية، الدشبذ.

* أستاذ مساعد – قسم الجراحة– كلية الطب البشري– جامعة تشرين– اللاذقية– سورية.
** مدرس – قسم هندسة التصميم و الإنتاج– كلية الهندسة الميكانيكية و الكهربائية– جامعة تشرين– اللاذقية– سورية.

مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الصحية المجلد (36) العدد (3) 2014
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Health Sciences Series Vol. (36) No. (3) 2014

Functional Biomechanical Theory of Bone Healing

Dr. Ezzat Almohammed*
Dr. Khedir Khafif**

(Received 6 / 3 / 2014. Accepted 5 / 6 / 2014)

□ ABSTRACT □

Bone healing is a complicated biological mechanism that is affected by many hormonal, nutritional, and hemal factors. The term Biomechanical theory of bone healing is a concept that is created by us and is used for the first time to identify and study the influence of mechanical rules on the bone tissue so we can study and imitate its mechanical response depending on the rules of balance and movement. We ensure that bone healing is just adaptation to auto bone forming mechanism in the surrounding mechanical site. The term is more comprehensive and accurate than the bio-compression term which was used before; and all of those are confirming the criteria to evaluate the efficacy of fixators used in orthopedic surgery.

Keywords: Bone Healing, Mechanical Factor, Fracture Fixation, Bone Elasticity, Bio Compression, Stem Cells, Callus.

***Associate Professor, Department of Surgery, Faculty of Medicine, Tishreen University, Lattakia, Syria.**
****Assistant Professor, Department of Design and Production, Faculty of Electro mechanical Engineering , Tishreen University, Lattakia, Syria.**

مقدمة:

إن المصطلحات المستخدمة في تسمية وسائط التثبيت العظمي بشكل عام (الخارجية والداخلية) المسماة وسائط تثبيت استاتيكية "معدلة" وديناميكية "قادرة على تحرير قوى ضغط أو شد" بهدف الإشارة إلى الحالة الميكانيكية الناشئة في مستوى البؤرة العظمية هي مصطلحات غير دقيقة ولا تتطابق مع التعريف العلمي لهذه المصطلحات ولا مع الحالة الميكانيكية الحقيقية الناشئة على مستوى البؤرة بخاصة بعد أن أضيف إلى هذه التسميات تعابير أخرى مثل المرونة العظمية(22،13) الليونة(11) والحركة الدقيقة(29) أو الضغط الحيوي(34) أو حتى الديناميكية المحورية(20) كما تصفها المراجع الحديثة.

ومن أجل الوقوف على حقيقة هذه المفاهيم لابد من العودة إلى علم الفيزياء وفرعه الميكانيكي كونه العلم الذي اختص بدراسة هذه المفاهيم وذلك بهدف تحديدها كمقدمة لتضعنا على الطريق الصحيح تقربنا من جوهر الحقيقة بهدف تحديد الحالة البيوميكانيكية المثالية على مستوى البؤرة من أجل تحقيق الاندمال العظمي للكسور هي المثال الأكثر شيوعاً لآلية التصنيع الحيوية الترميمية (osteogenesis).

أهمية البحث وأهدافه:

أهداف البحث:

1. دراسة الأوضاع الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة العظمية بفعل أداة الاستجدال العظمية المستخدمة.
2. الكشف عن تأثير الحالة الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة العظمية في استجابة العضوية.
3. تحديد مواصفات أداة التثبيت العظمي المثالية لتحقيق الاندمال العظمي بأسرع وقت ممكن.

أهمية البحث:

1. يقدم تصحيحاً و تحديثاً المفاهيم و المصطلحات العلمية المستخدمة في يومنا هذا من قبل جراحي العظام و المفاصل وفقاً للتعاريف الفيزيائية الصحيحة.

2. يقدم قاعدة علمية نظرية لطرائق استخدام أدوات التثبيت العظمي لتكون أكثر فعالية و تسمح باستثمار هذه المفاهيم العلمية لتصنيع و تصميم أجيال قادمة من أدوات الاستجدال العظمي.

طرائق البحث و مواده:

1. دراسة الأوضاع الميكانيكية بشكل عام بالاستناد إلى المفاهيم الفيزيائية الحديثة.
2. تحديد الحالة الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة العظمية بفعل أداة التثبيت العظمي المستخدمة.
3. دراسة رد فعل العضوية (استجابة العضوية) وفق الحالة الميكانيكية الناشئة لتحديد مواصفات أداة الاستجدال العظمية المثالية.

القوانين الميكانيكية:

اكتسبت هذه القوانين في زمن نيوتن درجة من التعقيد كون دراستها أصبحت تشمل القوى التي تنشئها وفي علم الميكانيك الحديث حددوا الديناميكية بدراسة تأثير أو فعل القوى. (40-60)

عندما تنشأ حالة من السكون بسبب توازن القوى المؤثرة تنطبق حالتها على **علم الإستاتيك (Static)** وعندما تتغلب إحدى القوى وتتسبب بالحركة تنطبق حالتها على **علم الكيناتيك (Cnetic)**، ومن هنا جاء تقسيم وسائط

الاستجدال (التثبيت) العظمي إلى ساكنة (دراسة جسم بحالة توازن القوى، الجسم بحالة سكون) و هي قانون نيوتن الأول، و الحركية (دراسة جسم بحالة عدم توازن القوى ونشوء الحركة) وهي القانون الثاني لنيوتن.

تطبّق قوانين علم السكون (التوازن) على الجسم الصلب (أي الجسم غير القابل للتشوه) و لكن في الواقع كل الأجسام قابلة للتشوه و يكون التشوه مرناً حسب نوع المادة و مقدار الحمل المؤثر، و يكون التشوه دائماً (لدناً) عند تجاوز حد المرونة حيث يبقى التشوه في المادة حتى بعد إزالة الحمولة.

هناك علاقة بين التشوه و الانفعال للمادة و بين الإجهاد الناتج عن تأثير الحمولة الخارجية و هو يظهر في المادة كقوى ردود أفعال للقوى الداخلية الموزعة علة مساحة المقطع العرضي للعنصر المادي، فإذا كانت هذه الحمولة الخارجية عبارة عن قوة ضغط فسيظهر إجهاد ضغط و إذا كانت حمولة شد فسيظهر إجهاد شد و إذا كانت قوة قص فسينتج عنها إجهاد قص أما إذا كانت هذه الحمولة الخارجية عبارة عن عزم انحناء أو عزم فتل فستظهر إجهادات انحناء أو إجهاد فتل كما في الشكل رقم (3).

إذا زادت هذه الحمولات عن الحمولات المسموحة و هذا الموضوع مرتبط بنوع المادة و بالأبعاد الهندسية للمقطع العرضي المدروس فإن التشوه و الاستطالة يزداد حتى الوصول إلى الانقطاع و عندها نصل إلى حالة الجسم خارج التوازن أي يصل للحركة.

لا يوجد حركة كبيرة "Macro" ضارة ولا حركة دقيقة "Micro" مفيدة لأنها يمكن أن تكون نفسها غير مناسبة ولأجل خلية حية واحدة بأبعادها المجهرية يكون الضغط المقيس ببضعة أجزاء من الميليمتر الزئبقي كافياً لتجاوز حد المرونة لهذه الخلايا وكافياً بنفس الوقت لقتلها مع ضرر نسيجي عظمي واسع (38).

يبدو أن الجراحة الرضية أغفلت لسنين طويلة أنه بين السكون- بتأثيره السلبي الموضعي و العام(41-55) -والحركة- المعروفة كسبب لحدوث المفصل الموهم(41-55) - المجال الأكبر للمرونة(36) والتشوهات ذات الأهمية الخاصة لحيوية العظم والتصنيع العظمي، ليست الحركة بين الشدف العظمية هي الأساس بل تشوهات الأنسجة بين وحول الشدف العظمية.

حالتا التثقيل (التحميل):

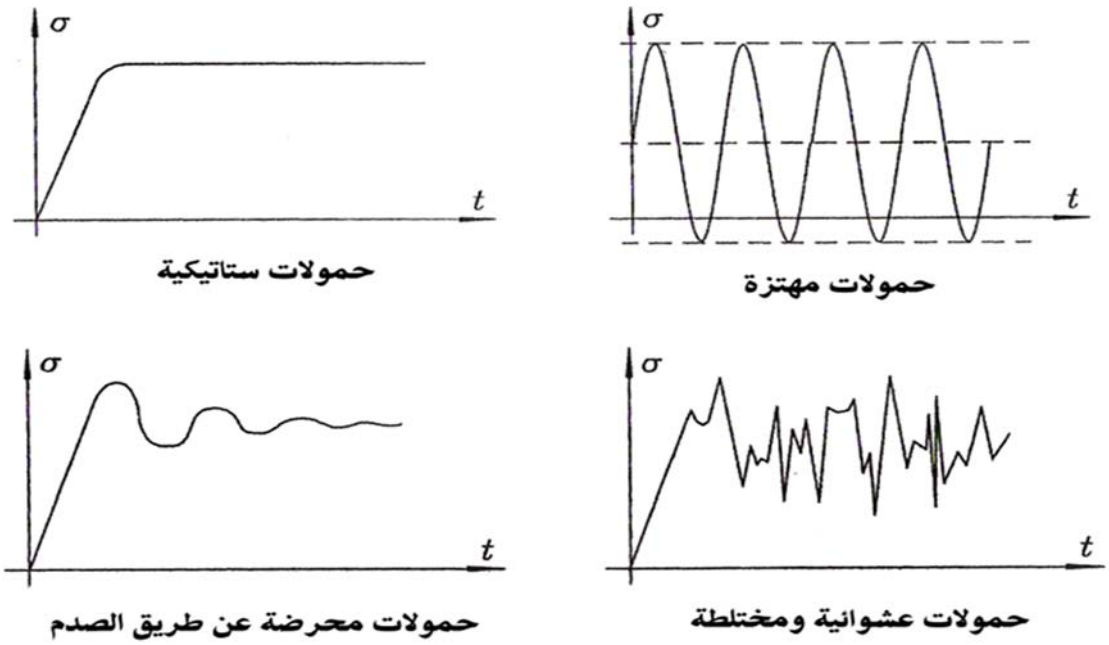
قبل الانتهاء من هذه العناصر الأساسية في الفيزياء يجب أن تبرز أهمية العلاقة الموجودة بين **عامل الزمن** و**مقدار هذه التشوهات** ، لأنه في هذه العلاقة يكمن الفرق الحقيقي ما بين وسائط التثبيت العظمي المسماة ساكنة والوسائط الحركية المعروفة حالياً.

إذا كان مقدار القوى ثابتاً خلال زمن التطبيق فإن التشوهات الناشئة تبقى غير متبدلة وثابتة ويمكن تمثيلها بيانياً بموجة أفقية على المحاور البيانية كما في الشكل رقم (1)، **ولكن يمكن أن تحدث موجات متنوعة** خلال زمن التطبيق كحالة الضغط التي يشهدها عظم الظنبوب بحالات التثقيل و عدم التثقيل كالتي تحدث عند بدء المريض بالمشي و التثقيل على الطرف المصاب، و بهذه الحالة تكون التشوهات متنوعة و يمكن تسميتها دورية (متكررة) (التي ليس من الضروري أن تكون متساوية أو حتى منتظمة) أو في حالة وضع ضاغط و مباعد متعدد مستويات التثبيت الفراغية و الذي يمكننا من جعل هذه التشوهات دورية و منتظمة و موحدة خلال الزمن ،وبشكل عام تمثل بخط منحني متموج أو بشكل خط أسنان المنشار على المحاور البيانية ومن الملفت للانتباه أن التمثيلات الأفقية تتوافق مع عالم الجماد(الأشياء غير الحية) و التمثيلات المتموجة تنسب إلى الكائنات الحية ، و هي من الأشياء الشائعة في التمثيل

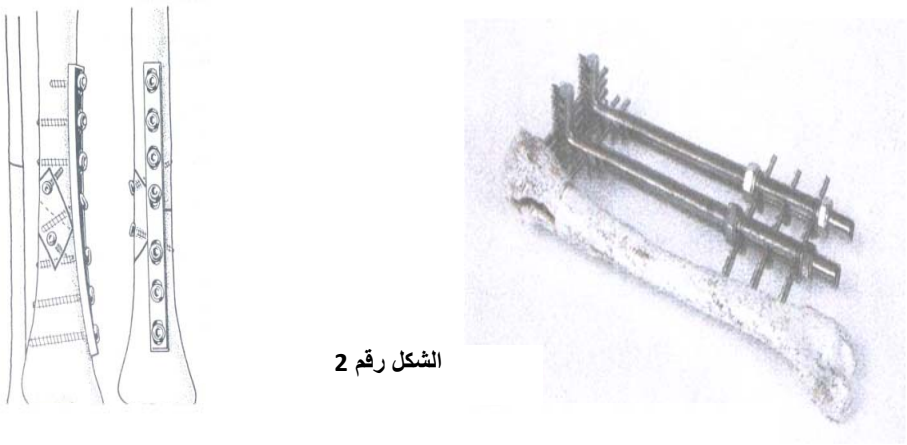
عن الوظائف الحيوية مثل تخطيط القلب الكهربائي ECG، و تخطيط العضل الكهربائي EMG،و مخطط التنفس وتخطيط الدماغ و غيرها. وهذان الوضعان على الرغم من اختلافهما كلاهما إستاتيكي و كلاهما ديناميكي.

بشكل عام، وليس دائما يمكن أن نؤكد أن تغيرات القوى بمقدار ثابت هي من منشأ ميكانيكي و المتنوعة تكون من منشأ حيوي (بيوميكانيكي)، وهذا ما يزيد من الالتباس في التفسير، وبنفس الوقت ليس لهما علاقة بما يعرف بالحركة (الكيناتيك) بل بالتشوهات الحاصلة، أما الحركة فتخص شدف القطع العظمية فقط والتي يأتي دورها كوسيلة في إحداث التشوه للأنسجة حول و بين الشدف العظمية ،لم نجد في الفيزياء و لا في الميكانيك تسميات تعبر عن حالة العظم المستجدل بأداة تثبيت عظمي ضاغطة باستثناء التعبير بـ توازن ديناميكي الذي يعرف فقط بوجود توازن بين القوى المتعاكسة التي هي بمقدار ثابت أو دورية بحالة تطبيق الأجهزة الضاغطة الخارجية و لأجل ذلك ابتكرت عبارة مكونة هي الضغط الحيوي و بالاستناد إلى ما ذكره العديد من الباحثين عن أهمية الضغط بالنسبة لتعجيل و تسريع الاندمال العظمي من شارلني الذي صمم جهازه الضاغط لتسهيل إيثاق الكاحل و من بعده ابراهيموفيتش اليزاروف و هوفمان و كامبرس الذي تكلم عن دور الضغط في تسريع تصلب الدشبذ العظمي و من بعدهم قام أطباء الجمعية الدولية للأورتوبيديا (AO) و من أهمهم ألغوايرو بيرن و موليز و شنايدر .... الذين أسسوا نظرية الضغط الحيوي كقاعدة نظرية لأعمالهم في البحث عن أداة استجدال عظمية تمكن من الإنتاج في العظم المكسور على نحو العظم السليم و بناءً عليه صمموا أدواتهم المستخدمة في تثبيت الكسور وفقاً لتقنية AO و التي تعتمد على إحداث الضغط على مستوى البؤرة العظمية و تعتمد هذه النظرية على أعمال باول و دوهاميل حيث ذكر باول أنه لإحداث الضغط يجب تحقيق التقابل الأعظمي بين سطوح مقاطع الشدف العظمية و إذا لم تكن هذه المقاطع متناظرة يمكن أن تتسبب بتشكل قوى معاكسة (قوى شد) في الجانب المقابل و لأجل إفناء هذه القوى و ضع باول أعمدته أو أحزمته (مشدات) في الجانب المقابل و عرفت هذه الأعمدة في أجهزة التثبيت الخارجي الأحادية أو ثنائية الجانب و لربط العضوية في الموضوع اعتمدوا على إفادة دوهاميل و باول من بعده حيث ذكر دوهاميل أنه إذا ما اندمل كسر في حالة تزوي فإنه يتشكل دشبذ بأغلبيته مؤلف بأغلبيته من خلايا ليفية في الجانب المحدب و من خلايا عظمية و غضروفية في الجانب المقعر و أوضح أيضاً باول كيف تكون استجابة الأنسجة أو العضوية بتشكيل حزم من خلايا عظمية في أماكن تطبيق الضغط و من حزم بأغلبية خلايا ليفية في أماكن الشد و بين أن رد فعل العضوية يكون بتشكيل خلايا ذات طبيعة معاكسة للحالة الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة (نجد في حال الشد خلايا ليفية و في حال الضغط خلايا عظمية) و ذلك بهدف عضوي ذاتي و الحفاظ على نوع من الثباتية الذاتية

واضح بأن هذا المصطلح (نظرية الضغط الحيوي) يراد من خلاله الإشارة إلى العلاقة بين البيولوجيا (التصنيع العظمي) و الميكانيك (الضغط) وهي بحقيقتها حالة استاتيكية. يمكن أن تكون بتغيرات ثابتة ميكانيكية أو بتشوهات أو متغيرات متنوعة وظيفية دورية و لأجل ذلك قمنا بدراسة رد فعل العضوية وفقاً لوضعي التحميل المذكورين سابقاً و دراسة الاندمال العظمي لتحديد الحالة الميكانيكية المناسبة وصولاً إلى أداة الاستجدال العظمي المثالية.



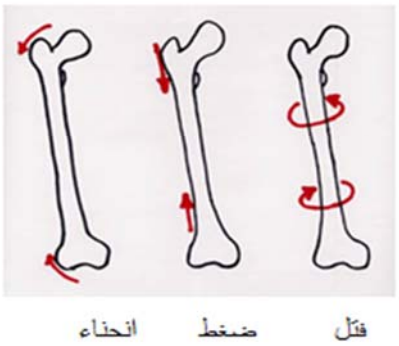
الشكل رقم 1



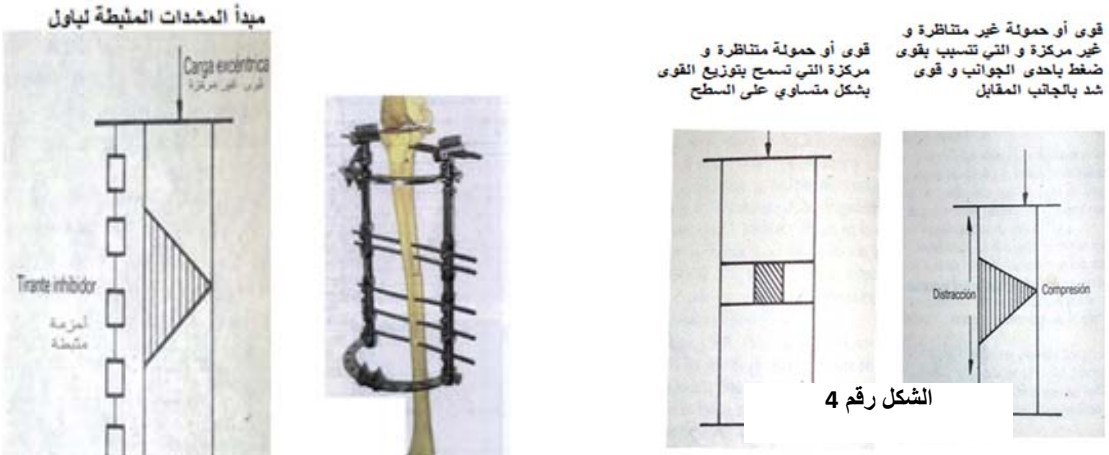
الشكل رقم 2

اسس الميكانيك الحيوي

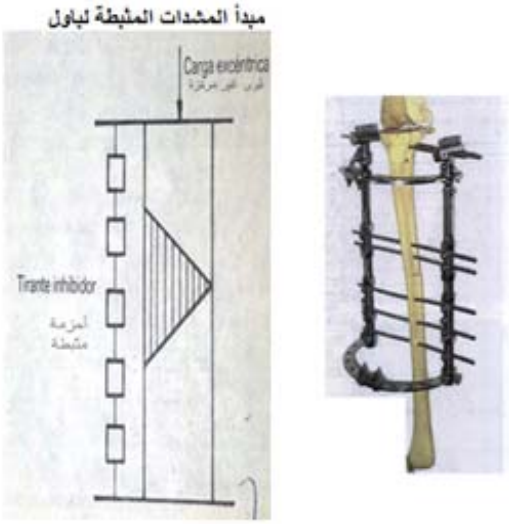
- الانحناء
- التحميل المحوري
  - الشد
  - الانضغاط
- الفتل



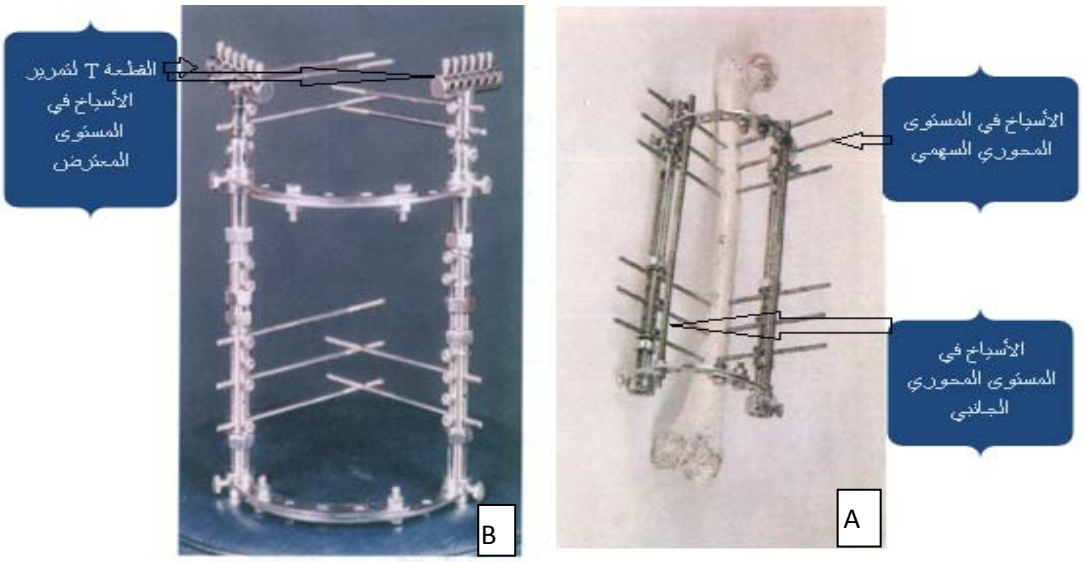
الشكل رقم 3



الشكل رقم 4



الشكل رقم 5



الشكل رقم 6

من شأن هذه الأسياخ في المستوى الجانبي تثبيط القوى الجانبية التي من شأنها إحداث التبدل الجانبي والأسياخ بالمستوى السهمي تمنع القوى الأمامية الخلفية أو بالعكس والتي من شأنها إحداث التبدل الأمامي الخلفي أما الحركة الانفتالية فهي محاصرة بفعل الأسياخ المارة من العظم والمثبتة على المحاور الخارجية بحيث إن استخدام التثبيت في عدة مستويات فراغية مثل المستوى المحوري الجانبي والمحوري المائل أو المستوى المحوري السهمي كما هو في الشكل (6–A) وإزالة أو إرخاء الأقفال الخارجية (الصامولة السداسية الخارجية المنزلقة على الأسنان الخارجية) مع –استخدام النوابض داخل القضبان الخارجية ذات المرونة 4% (عامل المرونة العظمي) يسمح بنقل القوى الوظيفية عبر جدل العظم و نستخدم هذه التقنية في علاج الإصابات المتوضعة في جدل العظام الأنبوبية الطويلة والإصابات المتوضعة في أطراف العظام الأنبوبية الطويلة نستخدم التثبيت في المستوى المعترض (الأسياخ المارة في الأطراف

الخارجية ذات الشكل T و التي تغرز في المنطقة المشاشية الكردوسية للعظم) والمستوى الآخر يكون محوري طولاني (سهمي أو جبهي أو مائل) كما هو في الشكل (6-B)

الاستجابة العضوية للكسور :

إن شفاء الكسور هو المثال الحقيقي المعروف والمثبت لترميم العظم.

ترميم العظم يتطلب تشكيل عظم جديد مثل العظم الأصلي لتعويض العظم المصاب و معروف أيضاً أن المادة الوحيدة التي تجمع بين الشدف العظمية بشكل دائم هي العظم نفسه (لا بديل عن العظم سوى العظم)، والمصدر الوحيد للمادة العظمية هي آلية التصنيع العظمية الذاتية وبدون التصنيع العظمي لايمكن الحصول على العظم وبالتالي الشفاء.

يتم تفعيل آلية التصنيع العظمي بفعل الحالة البيوميكانيكية الدورية والوظيفية الناشئة على مستوى البؤرة والتي لكونها إستاتيكية تكون حكماً ثابتة، إن مفهوم الثباتية في الفيزياء(59) يعرف بالقدرة على التفاعل أمام القوة المشوهة مع الحفاظ أو إعادة الشكل و الموضع...، أي إن الثباتية تشتمل على التشوهات باستثناء الحركة أو التبدل.

التصنيع العظمي كآلية بيولوجية معقدة يدخل فيها العديد من العوامل : الوراثية(6-7)، الكيميائية الحيوية(6-10)، الكهربائية(6-10)، الوعائية(14-57)، العصبية(12-24-25-44) .....الخ ، ولكن من بينها جميعاً يبدو أن المؤثرات الميكانيكية تحتل موقع الصدارة(التشوهات البيوميكانيكية)، و ربما هذا بسبب طبيعة العظم والتأقلم مع الوظائف الميكانيكية التي يؤديها العظم.

إن آلية التصنيع العظمي في الكسور هي آلية تمايز خلوي بدءاً من الخلايا الميزانشيمية الجنينية متعددة القدرة (الرد الأولي وغير النوعي للرض)(29-56)حتى تشكيل العظم الصلب و الناضج ولكن دون أن تنتهي عند ذلك بل تستمر بإعادة بناء مستمرة طيلة الحياة عبر آلية التجديد الذاتي(52-53) على نحو العظم السليم الذي يتجدد بنسبة 5 – 10 % بالسنة (آلية حيوية ذاتية معقدة تمثل رد فعل العضوية تجاه الرض)(4).

لقد عرف شكلان من الالتحام العظمي : بواسطة الدشبذ، أو بواسطة الالتحام الأولي، ونحن نعتقد أن آلية التصنيع العظمي هي آلية واحدة (النظرية الوحيدة)للتصنيع العظمي(33).

تشكل العظم و ترميم الكسور بواسطة الدشبذ هي آلية تتبع نفس مراحل التمايز الخلوي، ومن جهة أخرى، الالتحام الأولي هو عبارة عن التأقلم الوظيفي و إعادة البناء النسيجي و هما بشكل أساسي متماثلان. أما تحديد تطور أحد هذين الشكلين أو شكل وسيط بين الاثنين من الاندمال العظمي يعتمد على تأقلم آلية التصنيع العظمي وفق الحالة الميكانيكية و درجة التمايز النسيجي الموجودة موضعياً أو القول بمعنىً آخر ،شكل الالتحام العظمي يمثل تأقلم آلية التصنيع العظمي في البيئة المحيطة .

يمر ترميم الكسور بدءاً من المراحل الأولية الجنينية (blastoma)(48) حتى تشكل العظم الصلب عبر تشكل نسيج وسيط بشكل خاص ليفي و غضروفي، وهذه الأنسجة الانتقالية توجد على مستوى بؤرة الكسر بين و حول نهايات الشدف العظمية (17-19-23-26-27-28-30-32-35-45-49-53-56) ومنها ستبدأ آلية التمايز ومنها سينشأ التطور والتمايز الخلوي(9-15)المميز للآلية الترميمية العظمية، و بالعكس، أطراف الشدف العظمية تكون مكونة من نسيج نهائي متمايز جداً باستطاعة تجديدية قليلة و الأمر أسوأ إذا ما كانت هذه الشدف مثبتة ببراغي و صفائح معدنية عندئذ يحدث احتباس و منع عبور القوى و التغيرات عبر العظم و لهذا نعتقد بأنه خطأ تاريخي ما نقوم به أثناء المعالجة من وضع للشدف العظمية بحالة تماس مع بعضها البعض ونلجأ إلى الانتظار حتى التحامها ، لأن

الالتحام العظمي لن يأتي من الشدف المكسورة بل من تلك الأنسجة بين الشدف التي حالتها البيوميكانيكية لم تكن على الأغلب مدروسة ومقيَّمة بشكل كامل .

ليس المهم التماس العظمي بين الشدف العظمية (مثبت في تقنيات تطويل العظم الجراحية)، وليس المهم الثباتية بالمطلق أو حتى الحركة بين الشدف العظمية بل تغيرات الشدة الدورية والوظيفية للتجمعات الخلوية بين وحول نهايات الشدف العظمية.

إن تأثير قوى الجاذبية المستمرة و القوى الوظيفية في العظم تشكل تشوهات الشدة في ذلك العظم والكثير من الباحثين حددوا ذلك كعوامل تحث وتحرض على التمايز الخلوي في آلية التصنيع العظمي.

قيَّم العديد من الباحثين التلازم بين المتطلبات الوظيفية و الشكل و البنية العظمية(31–47) و من أهمهم **ولف wolf**(58) الذي حدد منذ أكثر من قرن العلاقات بين الشكل وتركيب العظم من جهة ومتطلباته الوظيفية من جهة أخرى ، و بعكس ذلك التغيرات الإستاتيكية لعزم ثابت لم تحدد أبداً كعامل محرض ونقل هذه التغيرات خارجيا لا تتسبب بتبدلات موحدة في كل جدل العظم(18).

إن استجابة العضوية في تشكيل أنسجة جديدة تكون نوعية لأجل معاكسة التشوهات الحاصلة، وبهدف نهائي المحاولة الذاتية لتحقيق نوع من الثباتية.

التأثير التصنيعي العظمي لهذه التشوهات موضعي ومجهري ومن الممكن أن تنشط أيضاً كل من الخلايا المولدة الليفية والعظمية و بعض العناصر الخلوية الأخرى مثل المستقبلات الميكانيكية(50).

النتائج و المناقشة:

إن تشوهات الأنسجة المولدة للعظم بين و حول الشدف العظمية تقاس بنسبة ما بين الطول الأولي و النهائي (حتى لو تزامن ذلك مع الانقطاع) والتي تعرف بمرونتها بحيث يملك كل نسيج عامل مرونة خاص به (2) و تمثل نسبة100% للنسيج الحبيبي و20% للنسيج الليفي و10% للنسيج الغضروفي و 4% للنسيج العظمي، وإن التشوهات بسبب شدات متساوية تكون أكبر كلما ازدادت مرونة النسيج .

وتمايز هذه الأنسجة إلى أنسجة أقل مرونة يزيد من قدرتها على تحمل القوى المتزايدة تدريجياً، بحيث يؤسس لآلية تلقيم راجع ذاتي (قوى أكبر، صلابة أكثر) حتى تحقيق الاندمال، وهذا الذي يحدث عندما نطبق الضواغط و المبعدات العظمية متعددة مستويات التثبيت الفراغية حيث نلجأ إلى إحداث الضغط تدريجياً بعد تطبيق الجهاز في الأيام الأولى إذا كانت الإصابة ثابتة و إذا لم تكن كذلك و في الكسور غير الثابتة نلجأ إلى إحداث الضغط في الفترة بين الأسبوع الرابع والسادس (عند تشكل الدشبذ بمقدار 80% أو أكثر) مع الأخذ بعين الاعتبار عامل المرونة العظمية وهذا مغاير تماماً نقوم به عندما نلجأ إلى استجدال العظم المكسور بأدوات عظمية ضاغطة و اعتماد تطبيق ضغط أعظمي منذ الساعات الأولى لحدوث الكسر في الوقت الذي فيه ارتفاع الضغط بمقدار بضع ملمترات زئبقية كافٍ لقتل وسحق المجموعات الخلوية المتوضعة بين الشدف العظمية مع إحداث ضرر نسيجي واسع.

وهكذا يتبين أن مصطلح الضغط الحيوي غير دقيق أو لم يكن لدى من أطلقه لأول مرة في العقد السابع و الثامن من القرن الماضي المعرفة الكافية حول الأوضاع الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة العظمية و لم تكن العوامل البيوميكانيكية للاندمال العظمي مدروسة بشكل كاف لأن الأساس ليس الضغط بل التشوهات البيوميكانيكية الوظيفية الناجمة عن عبور هذه القوى(قوى ثقل الجسم و قوى الشد الداخلي) عبر الشدف العظمية المكسورة.

الحالة الإستاتيكية البيوميكانية أو الوظيفية (التشوهات الدورية المتغيرة) هي التي تسمح بنقل القوى عبر العظم و بالتالي إحداث التشوهات البيوميكانيكية والوظيفية التي تمثل نشاط العظم وقدرته التمايزية ذات الأهمية الفائقة لآلية التصنيع الذاتي العظمية.

ولذلك من الأشمل والأدق علمياً استبدال أو تعديل مصطلح نظرية الضغط الحيوي بالنظرية البيوميكانيكية الوظيفية للاندمال العظمي فهي متعلقة بالبيولوجيا (التصنيع العظمي) وبالفيزياء (الثباتية) وبالميكانيك (القوى والمرونة).

وبالنسبة لأعمال باول و دوهاميل: لا نفهمها على النحو الذي حدده باول حين ذكر عن ضرورة التناظر والتقابل والتماس الأعظمي بين مقاطع الشدف العظمية كمطلب أساسي لإحداث الضغط بين هذه الشدف و إذا كانت سطوح هذه المقاطع غير متناظرة يتسبب ذلك بإحداث قوى شد عكسية ضارة حيث اقترح باول وضع الأعمدة (أو الأحزمة أو المشدات) في الجانب المقابل و ذلك بهدف إفناء هذه القوى هذا المبدأ الذي استعمله كل من فيدال وهوفمان وأدري في تصميم أجهزتهم الضاغطة على شكل إطاري أو تربيعي.

ونحن نفهم الأمر ببساطة عند ظهور هذه القوى العكسية المغايرة وفقاً لمفهومها الميكيانيكي كقوى غير مركزة وهي ذات أثر سلبي أو هدام بالنسبة لتشكل و تطور الدشبذ و نعتقد بأن ظهور هذه القوى من شأنه إبطاء تطور الدشبذ أي تشكل دشبذ رخو أو ما يعرف بالدشبذ المعيب أو بإعادة الكسر بعد الالتئام أو الانجبار و بنفس الوقت نؤكد ضرورة إفناء هذه القوى و لكن ليس بالضرورة بنفس طريقة باول بل ببساطة باستخدام تقنية التثبيت في عدة مستويات فراغية تعمل على تثبيط القوى غير المحورية أو الشاقولية في العظم مثل القوى الجانبية القطعية و الانفتالية.

وفي سياق البحث عن أداة استجدال عظمية مثالية لآلية الاندمال العظمي توصل العديد من الباحثين (2-18-31-47-58) لتحديد ميزات هذه الأداة و هي أداة الاستجدال التي تسمح بنقل كل القوى الوظيفية (قوى ثقل الجسم + قوى الشد الداخلي) عبر العظم المكسور على نحو العظم السليم.

و ذكروا أن هذا المفهوم نظري إذ لا يمكن نقل كل هذه القوى عبر الشدف العظمية المكسورة دون الأثر المجازي لأداة التثبيت و دون أن يكون هناك تضحية بالثباتية أو إضعاف التثبيت و حدوث التبدل و لكن هذا ممكن نسبياً باستخدام الأسياخ المستبطنة للنقي بدون قفل (لكنها عرضة لحدوث دوران للشدف العظمية) و صفائح من نوع أيجرس و لكن هذا يتطلب كشف البؤرة،و جلّ ما يمكن فعله هو إيجاد ظروف مماثلة باستخدام الأدوات الضاغطة الداخلية و الخارجية مثل إليزاروف و هوفمان و فيدال، و بيّنو بأن نقل قوى الضغط عبر الشدف العظمية يكون أعظمي باتباع الضغط عبر المنزلقات على الأقطاب المعدنية الخارجية أو محاور الجمع بين الأقواس، وهكذا تكون الحالة الميكانيكية الناشئة على مستوى البؤرة العظمية هي حالة إستاتيكية بتغيرات أو تشوهات ميكانيكية و هذا مشابه لحالة نقل قوى ثقل الجسم (استاتيكية بتشوهات بيوميكانيكية) و لكن غير مطابق تماماً ولا يمكن أن يكون بديلاً عنه.

نحن نعتقد أن التثبيت الفعال في معالجة الإصابات العظمية هو التثبيت الذي يطاوع العظم في نقل قوى ثقل الجسم و القوى الوظيفية الأخرى (قوى الشد الداخلي) عبر هذا العظم على نحو العظم السليم، و هذا يتم **باستخدام تقنية التثبيت الخارجي في عدة مستويات فراغية أشرنا إليها في البحث العلمي المقدم من قبل Almohammad, E. (37)**و تتضمن هذه التقنية أمران:

الأول: تحديد عدد مستويات التثبيت المستخدمة في المعالجة و ذلك بحسب العظم المصاب (فخذ:1 ، ساق:0، عضد:0) وبحسب توضع الإصابة بالنسبة للعظم (ثلث علوي:1 أو متوسط:0 أو سفلي:1)

و بحسب نوع الإصابة (مفتوحة:1 أو مغلقة:0) و بحسب عدد الشدف العظمية(شدفتان:0، أكثر من شدفتان:1)، و إن عدد المستويات المطلوبة للمعالجة يحدده الناتج الجبري لمجموع هذه المستويات.

الثاني:مكان توضع الإصابة العظمية، في أثناء التطبيق وعند كون الإصابة متوضعة في طرفي العظم نقوم بالدمج بين المستويات المعترض والمحورية الطولانية الأخرى ونلجأ إلى إزالة الأقفال المتوضعة على الأقطاب الخارجية للأسياخ المارة في المستويات المحورية والطولانية، وعند توضع الإصابة في جدل العظم نقوم باستخدام المستويات المحورية الطولانية حسب العدد المطلوب ونعتمد على إزالة الأقفال بشكل تدريجي.

يمنع الأداء التآزري لأسياخ التثبيت المتوضعة في عدة مستويات فراغية حدوث التبدل ويثبط القوى غير الشاقولية(القوى الجانبية القطعية) ويمكّن من إرخاء أقفال المنزلقات الخارجية و ذلك بهدف التقليل من صلابة الجهاز و تغييب الأثر المجازي لأداة التثبيت و جعلها بحدود مرونة العظم ليتمكن من أداء وظيفته على نحو العظم السليم.

نحن نستخدم التثبيت بتقنية توضع الأسياخ الرفيعة بسماكة 2–3 ملم بعدة مستويات فراغية مثل المستويات المعترض والمحوري الجانبي والمحوري المائل والمحوري السهمي وهي تسمح إلى حد كبير بعبور القوى عبر الشدف العظمية دون حدوث تبدل أو التضحية بالثباتية وتعمل على تحرير قوى (تشوهات بيوميكانيكية) مركزة ومتناظرة على مستوى البؤرة و بالتالي تشوهات متناظرة ومركزة دون ضرورة وجود تقابل و تماس بين مقاطع الشدف العظمية ودون الاعتماد على مبدأ باول بإفناء القوى الضارة المعاكسة لأنه عند التثبيت بعدة مستويات فراغية متعامدة نمنع ظهور هذه القوى و بنفس الوقت نحرر قوى بعدة محاور يكون تحريضها (التشوهات البيوميكانيكية) تآزرياً و شاملاً لكل أبعاد البؤرة العظمية.

الاستنتاجات والتوصيات:

نرى بناءً على ما تقدم أنه من المقبول استخدام مصطلح **وسائط الاستجدال العظمية الإستاتيكية** مصطلحاً عاماً لوسائط التثبيت المستخدمة في الجراحة العظمية بما فيها الميكانيكية التي تشير إلى حالة التوازن بين قوى متساوية العزوم و موحدة مثل الصفيحة المعدنية الصلبة و أجهزة التثبيت الخارجي المعتدلة و بنفس الوقت إن وسائط الاستجدال العظمي المسماة في يومنا هذا بوسائط الاستجدال العظمي الديناميكية (كل الوسائط غير الصلبة) تقتضي منا تعريفاً أفضل و لأجل ذلك من الأدق علمياً تسميتها **بالوسائط الوظيفية أو الحيوية** في استخدامها السريري والبيوميكانيكية بمفهومها الفيزيائي الحيوي، وإن الحالة الميكانيكية المناسبة لآلية التصنيع العظمي الذاتي هي الحالة البيوميكانيكية التي تحفز القدرة التمايزية للخلايا الجذعية نحو الخلايا العظمية الناضجة وتحقيق الاندمال العظمي، **ولا نهدف إلى الترويج لمصطلح الضغط الحيوي على الرغم من مصداقيته ولكن لاستخدام مصطلح النظرية البيوميكانيكية الوظيفية للاندمال العظمي الأدق و الأشمل علمياً.**

المراجع:

1. ALVAREZ CAMBRA , R. Y Col : " Tratado de Cirug. Ciudad Habana , Editorial PaebloiaOrtopedicaYTraumatologia" ; V. I Y Educacion , 1985 P: 560 – 601.
2. LAZO ZBIKOWSKI , J . LAZO ZBIKOWSKI TARACENA. J .M. Osteosintesisestatics y dinamecas.Revista de Ortopedia y Traumatologia .S.I.C.O.T. Martes. 1juno 1998, volumen, 43 numero 3. p :167-174
3. ADREY, J: HOFFMANNS External Anchorage Coupled in Frame Arrangement. Biomechanical Survey of the Leg Fractures.(Biomechanics of External Fixation).Tesis.Universite de Lyon, France, 1970.
4. ALBRIGHT, JA, Y BRAND, RA: The Scientific Basis of Orthopaedics, 2nd ed. Norwalj, Connecticut/Los Altos, California (USA). Appleton & Lange, 1987.
5. ALLGOWER, M: FOREWORD. EN: MEARS DC (Ed): External Skeletal Fixation. Baltimore. Williams & Wilkins, 1983.
6. BASSETT, CAL: Pulsing electromagnetic fields. A new method to modify cell behavior in calcified and noncalcifiedtissues.Calcif Tissue, 34: 1, 1982.
7. BASSETT, CAL, Y MCKENNA, B: Influence of oxigen concentration and mechanical factors on differentiation of connective tissue in vitro. Nature, 190: 460, 1961.
8. BASTOS, M: Osteosintesis, 1.ª ed. Madrid. Espasa Calpe, 1932.
9. BLENMANN, PR; CARTER, DR, Y BEAUPRE, GS: Roll of mechanical loading in the progressive ossification of a fracture callus. J Orthop Res, 7: 398-407, 1989.
10. BRIGHTON, CT; BLACK, J, Y POLLACK, SR: Electrical Properties of Bone and Cartilage. New York. Grune& Stratton, 1979.
11. BROWN, SA; GUILLET, NA, Y BROADDESS, TW: Flexible vs. non-flexible fracture fixation. En: Lane JM (Ed): Fracture Healing. Churchill-Livinstone, 1987,192.
12. BUNCH, MM; DECK, JD, Y ROWER, J: The effect of denervation on bony overgrowth after below the knee amputations in rats. ClinOrthop, 122: 333, 1972.
13. BURNY, F: Elastic Fixation of Fractures. Biomechanics of Fracture Healing. Congress SICOT 78, 1978.
14. CARTER, DR; BLENMANN, PR, Y BEAUPRE, GS: Influences on mechanical loading and vascularity on tissue differentiation in fracture healing. J Orthop Res, 736-748, 1988.
15. CARTER, DR, Y SPENGLER, DM: Biomechanics of fracture. En: Summer-Smith G (Ed): Bone in Clinical Orthopaedics. Philadelphia. WB Saunders, 1982, 30.
16. CONNES, H: Le FixateurExterned''Hoffmann en Double Cadre. Paris. Gead, 1973.
17. COUTTS, RD: A comparisson of metallic plates with fibrous composite for internal fixation of fractures of the long bones. J Bone Joint Surg, 57A: 580, 1975.
18. COUTTS, RD; HARRIS, WH, Y WEINBERG, EH: Compression plating: Experimental study on the fffect on bone formation rates. ActaOrthopScand, 44: 256,1973.
19. CURREY, J: The Mechanical Adaptations of Bones, 1st ed. New Jersey. Princeton University Press, 1984.

20. DE BASTIANI, G; ALDEGHERI, R, Y RENZI-BIVRIO, L: The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. J Bone Joint Surg, 66A: 538-545, 1984.
21. DUHAMEL, HL: Observations sur la réunion des fractures des os. Premiere memoire. Med Acad Roy Sc, 97-112, 1741.
22. FIRICA, A; POPESCU, R; SCARLET, M; DIMITRI, M; IONESCO, I, E ILIESCU, N: L''osteosynthese stable elastique; nouveau concept biomechanique. Rev ChirurgOrthop, 67 (suppl 2): 82, 1981.
23. FROST, HM; VILLANUEVA, AR, Y ROTH, H: Bone Remodelling Dynamics. Springfield. Charles C. Thomas, 1963.
24. FRYMOYER, JW, Y POPE, MH: Fracture healing in the sciaticallydenervated rat. J Trauma, 17: 355, 1977.
25. GASCÓ, J: Huesoatróficopordenervación. Rev Esp Cir Osteoart, 17: 205, 1975.
26. GOODSHIP, AE; LANYON, LE, Y MCFIE, H: Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study. J Bone Joint Surg, 61A: 539, 1979.
27. HENTE, R; CHEAL EJ, Y HAGERTY, T: Differentiation of repair tissue under controlled strain gradients. Proceedings of the 37th Annual Meeting. Anaheim. California. USA: Orthopaedic Research Society, 1991, 479.
28. HENTE, R; ST, G; CLAUDI, B, Y COLS.: Dynamization of external fixation and its effect on the mechanical parameters of healing. En: Goodship AE, Lanyon LE (Eds): European Biomechanics ESB London. Butterworth, 1988.
29. HEPPENSTALL, HB: Fracture Treatment and Healing. Philadelphia. WB Saunders, 1980.
30. KENWRIGHT, J, Y GOODSHIP, AE: Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. ClinOrthop, 241: 36-47, 1989.
31. KOCH, C: The laws of bone architecture. Am J Anat, 21: 177, 1917.
32. LANYON, LE: Mechanical function and bone remodelling. En: Summer-Smith, G (Ed): Bone in Clinical Orthopaedics. Philadelphia. WB Saunders, 1982.
33. LAZO ZBIKOWSKI, J: The biocompression concept. En: Klinik, BU (Ed): XIII InternationalerKongressüberFixateurExternenach Hoffmann. Garmish-Partenkirchen.Bavaria/West Germany. Abstracts, p. 55; lines 25-27, 1986.
34. LAZO-ZBIKOWSKI, J: Biocompression. En: Vidal, J (Ed): VII International Conference on Hoffmann External Fixation. Montpellier, 1979.
35. LAZO-ZBIKOWSKI, J; AGUILAR, F; MOZO, F; GONZÁLEZ-BUENDÍA, R; BAQUERIZO, A, Y LAZO-ZBIKOWSKI, JJM: Biocompresión. Un principio diferente en el tratamiento de lasfracturas. Rev OrtopTraumatol, 24: 1-12, 1980.
36. LAZO-ZBIKOWSKI, J; LAZO TARACENA, JM, JR; AGUILAR, F; MUELA, R, Y MOZO, F: Sliding external fixation and biocompression. En: Pipino, F (Ed): Il Puntosu la FissazioneEsterna in Ortopedia e Traumatoligia. Firenze. OIC Medical Press, 1989, 91-94.
37. EL-MOHAMMED, EZZAT : Multi-levels External Fratures Fixator*;* Tishreen UniversityJournal, Medical Series Issue 25 –Volume 3, .
38. LAZO-ZBIKOWSKI, J, Y LAZO-ZBIKOWSKI, JM, JR: BIOCOMPRESSION. EN: COOMBS, R; GREEN, S, Y SARMIENTO, A (Eds): External Fixation and Functional Bracing. London. Orthotex, 1990, 13-21.
39. TERRY CANALE ,S. Cirugia ortopedica,..*CAMPBELL* .V .3 . - Novena edicion enespanol 1998 .P:2017-2018

40. LITTLE, W; FOWLERM HW, Y COULSON, J: The Oxford Universal Dictionary, 3rd ed. En: Onions, CT (Ed). London, New York, Melbourne, Toronto.Oxford at the Clorendon Press, 1965.
41. MACK, PB; LA CHANCE, PA; VOSE GP, Y VOGT, FB: Bone demineralization on foot and hand on Gemini-Titan IV, V and VII astronauts during orbital flight. AJR, 100: 503, 1979.
42. MERLE D"AUBIGNE, R: A propos d"unlivreitalienet d"une reunion suisse. Preface. Rev ChirOrthop, 58: 269, 1972.
43. MOYEN, GJL; LAKEY, PJ; WEIMBERG, EH, Y HARRIS, WH: Effects on intact femora of dogs of the application and removal of metal plates. J Bone Joint Surg, 60A: 940, 1978.
44. NAVARRO QUILIS, A: Reparación de lasfracturas en huesodenervado. Rev Esp Cir Osteoart, 5: 78, 1970.
45. PANJABI, MM, Y WHITE, AA: A biomechanical comparison of flexible and rigid fracture fixation. En: Uhthoff, HK (Ed): Current Concepts of Internal Fixation of Fractures. New York. Springer-Verlag, 1980, 324-333.
46. PAUWELS, F: Biomechanique de l"AppareillMoteur. En: Maquet, PG (Ed). Berlin. Springer-Verlag, 1979.
47. PERREN, SM, Y CORDEY, J: Mechanics of interfragmentary compression by plates and screws. En: Uhthoff, HK (Ed): Current Concepts of Internal Fixation of Fractures, 1st ed. Berling. Springer-Verlag, 1980, 184-191.
48. PRITCHARD, JJ: Histology of fracture repair. En: Clark, JMP (Ed): Modern Trends in Orthopaedics. London. Butterworths, 1964.
49. SARMIENTO, A; SHAEFFER, L; BECKERMAN, L; LATTA, LL, Y ENIS, JE: Fracture healing in rat femora as affected by functional weight bearing. J Bone Joint Surg, 59A: 805-810, 1977.
50. SEVITT, S: Bone repair and fracture healing in man, 1st ed. En: Cruess, R; Mankin, H; McKibbin, B; Freeman, M, y Nachemson, A (Eds): Current Problems in Orthopaedics. Edinburg, London, Melbourne, New York.Churchill-Livingstone, 1981.
51. SLATIS, P; KARAHARJU, E; HOLMSTROM, T; AHONEN, J, Y PAAVOLAINEN, P: Structural changes in intact tubular bones after application of rigid plates with and withouth compression. J Bone Joint Surg, 60A: 516, 1978.
52. STROMBERG, L; DALEN, N; LAFTMAN, Y SIGURDSON, F: Atrophy of cortical bone caused by rigid plates and its recovery. En: Uhthoff, HK (Ed): Current Concepts in Internal Fixation of Fractures, 1t ed. Berlin. Springer-Verlag, 1980, 289-290.
53. TONINO, JA, Y KLOPPER, PJ: The use of plastic plates in the treatment of fractures. En: Uhthoff, HK (Ed): Current Concepts of Internal Fixation of Fractures, 1st ed. Berlin. Springer-Verlag, 1980, 2.
54. UHTHOFF, HK, Y DUBUC, FL: Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation. ClinOrthop, 81: 165, 1971.
55. UHTHOFF, HK, Y JAWORKY, ZFK: Bone loss in response to long term immobilization. J Bone Joint Surg, 60B: 420, 1978.
56. URIST, MR; HAY, PH; DUBUC, F, Y BURING, K: Osteogenetic competence. ClinOrthop, 64: 194, 1969.

57. WALLACE, AL; DRAPER, ERC; STRACHAN, RK; MCCARTHY, ID, Y HUGHES, SPH: The effect of devascularisation upon early bone healing in dynamic external fixation. J Bone Joint Surg, 73B: 819-825, 1991.
58. WOLF, J: BeitragezurLehre von der heilung der frakturem. Langebeck"s Archives, 14, 1872.
59. YAMADA, H: Strength of Biological Materials. Baltimore. Williams and Wilkins, 1970.
60. YERKES, D: Webster"s Encyclopedic Unabridged Dictionary. New York/Avenel, New Jersey.Glamercy Books, 1989.
61. M.E.MULLER, M.ALLGOWER, R.SCHNEIDER, H.WILLENEGGER: Manual De OsteosintesisTechnica AO, second edition, Habana, 1980.
62. J.N.WILSON, Fracture Y HeridasArticulares Watson /Jones, tomo 1, 5th edition, Habana, 1980.
63. J.N.WILSON, Fracture Y HeridasArticulares Watson /Jones, tomo 2, 5th edition, Habana, 1980.