

DİŞ HEKİMLİĞİNDE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ KEMİK İYİLEŞMESİNİN HIZLANDIRILMASINDA KULLANILABİLECEK ELEKTROMANYETİK ALAN DARBE ÜRETECİ TASARIMI

Dr. Arzu ATAY (*), Dr. Jülide ÖZEN (*), Dr. Selçuk ORUÇ (**),
Dr. Mehmet DALKIZ (*), Dr. Bedri BEYDEMİR (*),
Ertan HALAÇ (***) , Mustafa ISNIK (***)

Gülhane Tıp Dergisi 45 (4) : 350 - 354 (2003)

ÖZET

Bu makalede, diş hekimliğinde implant uygulamaları sonrası elektromanyetik alan uygulamalarının kemik iyileşmesinin hızlandırılması üzerine, etkinliğinin görülebilmesi amacı ile deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmalarda kullanılmak üzere, tasarımı yapılan elektromanyetik alan darbe üreteç sistemi açıklanmaktadır. Elektromanyetik alan darbe üreteç sistemi; darbe frekans ve genişliğinin kontrol edildiği zamanlama/kontrol devresi, bobin sürme ve aşırı akım önlemenin sağlandığı bobin sürücü devreleri ve bobinlerden oluşur. Tavşanlar üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda kullanılmak üzere tasarımı yapılan sistem, darbe frekansının ve darbe genişliğinin uygulamaya yönelik olarak değiştirilebilmesine imkân sağlamaktadır. Deneylerde ise, 100Hz darbe frekansı ve 25µsn darbe genişliği kullanıldı. Araştırmada 14 tavşan ile çalışıldı, implantasyonun ardından 7 tavşana elektromanyetik alan uygulandı, operasyon sonrası kemik iyileşmesindeki değişimler 0.2mT değerindeki manyetik alan yoğunluğunda gözlemlendi. Deney sonunda alınan kesitlerde yapılan histopatolojik sonuçlarda tasarımı yapılan sistemin kullanıldığı implant uygulanmış grupta kemik iyileşmesinin, doğal olarak iyileşmeye bırakılan gruba kıyasla daha hızlı olduğu gözlemlendi. Araştırma sonuçlarında bu cihazın implantolojide osseointegrasyon çalışmalarında kullanılabileceği, ancak pratik kullanıma uygun olabilmesi için geliştirilmeye ihtiyaç duyulacağı değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Elektromanyetik Alan, İmplant, Bobin.

SUMMARY

Design of Pulsed Electromagnetic Field Generator for Accelerating Bone Formation Around Dental Implant After Operating in Dentistry

In this study, a pulsed electromagnetic field generator system, to be developed for testing on rabbits, is presented. It is aimed to observe the success of therapy (to be used in electromagnetic fields) after dental implant operations. A pulsed electromagnetic field generator system includes timing/control circuit for controlling frequency and duration of pulse, coil interface circuits for triggering coil and coil component. In this system, it is possible to adjust the frequency and the duration of pulses for various applications. The frequency and the duration of pulses used in tests are 100Hz and 25µsn respectively with 14 rabbits. 7 rabbits (first group) are settled with implant materials, and then progressing of bone formation after dental implant operations is observed at a magnetic intensity of 0.2mT, the other group are settled with implant material and waited normal healing period. It may be useful for osseointegration. But there is need for practical use in dentistry

Key Words: Electromagnetic Field, Implant, Coil.

GİRİŞ

Günümüz tıp bilimi, hastalıkların tanı ve tedavisinde, başta elektronik ve bilgisayar teknolojileri olmak üzere tüm bilimsel gelişmelerden büyük oranda yararlanmaktadır.

Protetik çalışmalarla hastaların kaybedilmiş fonksiyon, fonasyon ve estetiğinin telâfi edilmesi, dişhekimliğinin önemli bir çalışma alanını oluşturur. Diş kayıplarının telâfisinde sabit ve hareketli protetik uygulamalar, ana başlığı altında çeşitli tedavi yöntemleri mevcuttur. Bu yöntemler içindeki çalışmaların çoğu, hareketli protezlerin sorunları yüzünden sabit protezlerin tercih edilmesine sebep olmaktadır. Sabit protez seçeneklerinden olan oral implantasyon ise sıklıkla başvurulan bir yöntem haline gelmiştir.

(*) GATA, Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi ABD.

(**) GATA Haydarpaşa Eğitim Hastanesi, Diş Servisi

(***) GATA, Biyomedikal ve Klinik Mühendislik Merkezi

Reprint Request: Dr. Arzu ATAY, GATA Dişhekimliği

Bilimleri Mer. Protetik Diş Ted. AD, 06108 Etlik-ANKARA

Kabul Tarihi: 29.12.2003

İmplantasyon; cansız dokular veya sentetik maddelerin canlı organizmaya transferi olarak tanımlanır. Dişhekimliği açısından ise; diş kayıpları sonrası bunların yerini tutabilecek veya dişsiz ağızlarda protezlere destek olabilecek doku dostu maddelerin genelere yerleştirilmesidir. Başarılı bir implantasyon, implant malzemesi ve çevre dokular arasındaki osseointegrasyonun sağlanması ile gerçekleşir (1).

Oral implantoloji birçok sorunu çözmüş olmasına rağmen, hâlâ geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle, implantın cerrahi fazı ile protez uygulaması arasındaki osseointegrasyon süresinin uzun olması, çözümlenmesi gereken bir sorun olarak görülmektedir.

Operasyon sonrası periyodik olarak elektromanyetik alan içerisinde tutulan zedelenmiş kemik dokusunda, yeni oluşan kemik hücrelerinin elektrik alan çizgileri doğrultusunda dizildiği değişik çalışmalarda gözlemlenmiştir (2,3,4). Birçok çalışmada, elektromanyetik dalgaların implant sahasında kısa sürede osseointegrasyon sağladığına dair ifadeler yer almaktadır. Ancak bu çalışmaların sonuçları kesinlik kazanmamıştır (5-10). Bu bilgilerin ışığında, elektromanyetik alan uygulamasının kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon süresine etkisinin değerlendirilmesi amacıyla çalışma planlandı.

Bu makalede; diş hekimliğinde implant uygulaması sonrası elektromanyetik alan ile tedavinin etkinliğinin görülebilmesi için deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmalar ve çalışmalarda kullanılması için tasarımı yapılan elektromanyetik alan darbe üretici açıklanmaktadır.

YÖNTEM

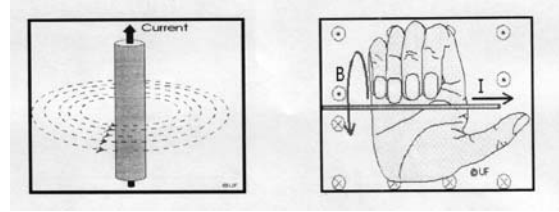
Elektromanyetizma

Endüktans, akım değişimine karşı koyma özelliğine denmektedir. Her iletkenin bir endüktansı olduğundan bütün devrelerde az veya çok endüktif etki görülür. Fakat genel anlamda endüktivite kavramı bobinler için düşünülmektedir. Bobinin endüktansı diğer bazı faktörlerle birlikte sarım sayısının karesiyle doğru orantılı olarak artar. Nüve olarak manyetik ve manyetik olmayan malzemeler kullanılmaktadır. Nüvenin büyüklüğü ve sarım sayısı bobinin endüktansını etkilemektedir. Manyetik nüve kullanılmış bobinin endüktansı, hava nüveli bobine göre çok büyüktür. Nüvenin çapının büyük olmasıyla endüktans değeri artar. Bobin boyu ile de endüktans ters orantılıdır.

Uygulanan gerilim, genlik ve yönünün değişimi ile oluşan manyetik alan, bobin üzerinde bir gerilim endükler. Bu gerilim, zıt Elektro Motor Kuvvet (E.M.K.) adını alır ve uygulanan gerilime ters yöndedir. Endüktif etki; manyetik alanın, uygulanan gerilimin

yön ve genliğinin değişken olması sebebiyle görülür. Bu etkinin görülmesi için bobine AC gerilim uygulanması gerekir. DC gerilimin yön ve genliği değişmeyeceğinden bobinde endüktif etki görülmez.

Yapılan çalışmalar, elektrik akımı sayesinde oluşturulan manyetik alan akımının akma yönüne dik olduğunu göstermiştir. Bu ilişkiyi gösteren metot sağ el kuralı olarak adlandırılır (11). Sağ el kuralına göre, manyetik alan çizgileri dört parmağın yönünde olmakta, baş parmak ise elektrik akımının yönünü göstermektedir (Şekil 1a).



(a)

(b)

Şekil - 1: İletken çevresindeki manyetik alan çizgileri ve sağ el kuralı.

Manyetik alan çizgileri içinden akım geçen teli çevrelemektedir (Şekil 1b). Bobinin üzerinde oluşan manyetik alan değerinin büyüklüğü bobininin sarım sayısına, sarımlar arasındaki aralığa ve sarım çapına bağlıdır.



Şekil - 2: Elektromanyetik alan içinde deneklerin konumlandırılması.

TIBBİ UYGULAMA

Tavşan mandibulasında kesici ve azılar arasında kalan dişsiz kret bölgesi implant yerleştirilmesi için uygun bölge olarak kararlaştırıldı. Genel anestezi altında implantasyon gerçekleştirildi. Uygulama sonrası; 100Hz frekansında 25µsn'lik darbeler halinde 0.2mT'lik elektromanyetik alan yoğunluğu, 2 hafta

süre ile her gün 4 saatlik periyotlar şeklinde uygulandı (Şekil-2).

ELEKTROMANYETİK ALAN DARBE ÜRETECİNDE KULLANILACAK BOBİN TASARIMI

Operasyon sonrası; tavşanların, uygulanacak elektromanyetik alan içerisinde sabit durmaları için hareketlerinin engellenmesi düşünülmüştür. Bu sayede, kullanılması düşünülen bobinlerin fiziksel özellikleri çalışma öncesi öngörülebilmiştir. Buna göre;

Bobin çapı (R) = 23 cm

Bobin uzunluğu (L) = 10.5 cm ve

Tel kalınlığı = 1mm² olarak seçilmiştir.

Bobinin fiziksel özelliklerinin belirlenebilmesinde kobay olarak kullanılacak tavşanların fiziksel büyüklükleri etkili olmuştur. Tel kalınlığının 1mm² olması nedeniyle 90 turluk sarım (N) istenilen bobin uzunluğunu sağlamaktadır. Tasarımlanan bobinin iç direnci (R_{iç}) 0.15 Ω' dur. Çalışmada oluşturulması düşünülen elektromanyetik alan (B_{ort}) 0.2 mT' dir.

$$B = \mu_0 \frac{N}{L} \cdot I_s$$

Bobinin oluşturduğu elektromanyetik alan değeri yukarıdaki denklem ile ifade edilmektedir.

$$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ T.m/A}$$

μ_0 sabiti kullanılarak, 0.2 mT değerindeki elektromanyetik alanı yukarıda fiziksel özellikleri verilen bobin ile oluşturmak için gerekli olan akım değeri;

$$I_s = 185 \text{ mA'dır.}$$

SÜRÜCÜ DEVRE TETİKLEME DARBESİ

I_s akımı, sürücü devre üzerinde bobine seri bağlanmış olan 0.15Ω 5W' lık yük direnci üzerinden geçmektedir. Bu nedenle; B manyetik alan değeri, yük direnci üzerindeki gerilim düşümü ile doğru orantılı olmaktadır.

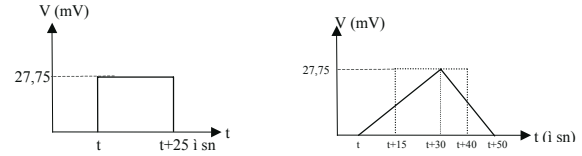
25µsn' lik bir süre içerisinde 0.2 mT' lık manyetik alanı yaratabilmek ve bobinin ters elektromotor kuvvetini (EMK) yenibilmek için büyük bir gerilime ihtiyaç duyulmaktadır. Bobin sürücü devresinde bulunan yük direnci üzerinde oluşacak gerilim düşüm değeri;

$$I = 185 \text{ mA ve } R_L = 0.15\Omega \text{ için;}$$

$$U = I \cdot R = 185 \text{ mA} \cdot 0.15\Omega = 27.75 \text{ mV' dur.}$$

Bobinleri sürmede kullanılacak gerilimi, daha düşük değerlerde tutmak amacıyla (15.9V) Şekil 3a'daki ideal darbe yerine Şekil 3b'de verilen aynı etkiyi yapacak tetikleme darbesi kullanılmıştır.

Şekil 3a' da görülen ideal darbe şeklinin integrali alınır; 27.75 mV . 25 µsn = 693.75 mV.µsn olduğu görülür. Şekil 3b' de görülen 15.9V sürme gerilim değerindeki darbe şeklinin integrali alındığında ise; [(27.75 mV . 30 µsn) / 2] + [(27.75 mV . 20 µsn) / 2] = 693.75 mV.µsn olduğu görülmektedir.



(a) İdeal tetikleme darbesi

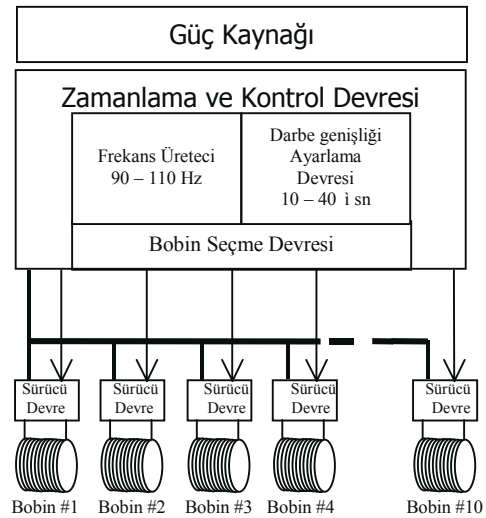
(b) Sürücü tarafından uygulanan tetikleme darbesi

Şekil - 3: Darbe üretici sürücü devre bobin tetikleme darbesi.

Bundan dolayı; sürme gerilimi 15.9V olarak kullanıldığında, ideal durum koşullarına yaklaşık sonuç elde etmek mümkün olmaktadır. Şekil 3b' de görülen tetikleme darbesi, ideal tetikleme darbesi yerine kullanılmıştır.

SİSTEMİN GERÇEKLENMESİ

Elektromanyetik alan darbe üretici; darbe frekans ve genişliğinin kontrol edildiği Zamanlama/Kontrol devresi ile bobin sürme ve aşırı akım önlemenin sağlandığı Bobin Sürücü devrelerden oluşur. Darbe üreticinin blok diyagramı Şekil 4'te sunulmuştur.



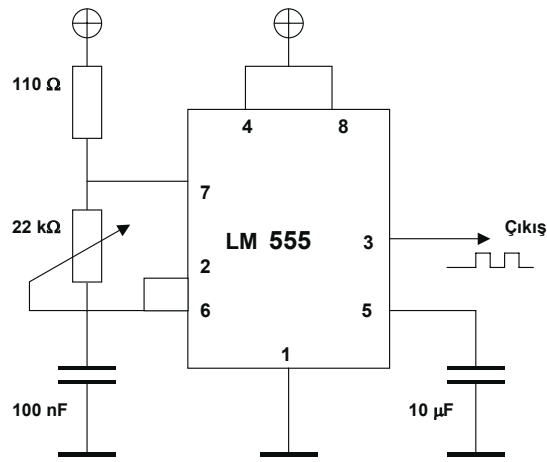
Şekil - 4: Elektromanyetik alan darbe üretici blok diyagramı.

Elektromanyetik Alan Darbe Üreteci

Frekans aralığı, 90-110Hz olacak şekilde tasarlanmıştır. Her frekans periyodunda darbe genişliği ise 10-40µsn. arasındaki bir değere ayarlanabilmektedir. Üreteç bobin yapılarında oluşturulacak manyetik alan 0.1-0.3 mT arasında ayarlanabilmektedir.

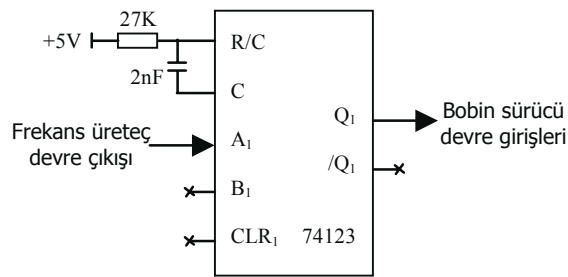
Zamanlama ve Kontrol Devresi

Elektromanyetik alan darbe üreteç frekansı 90 Hz - 110 Hz arasında ayarlanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Frekans çıkışı (LM555-3.pin), 22 K Ω değerindeki potansiyometre ile 90 Hz ile 110 Hz arasında ayarlanmaktadır (Şekil 5).



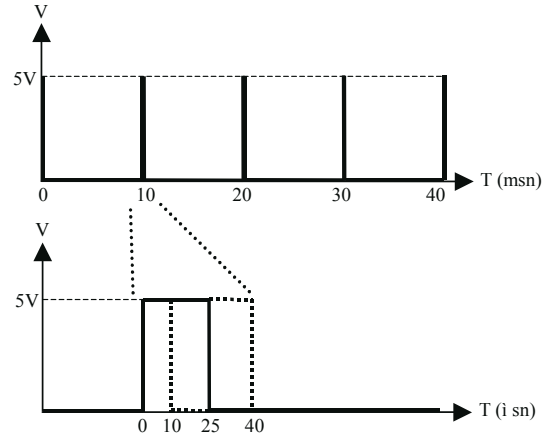
Şekil - 5: Frekans üreteç devresi.

Şekil 6 'da darbe genişliği ayarlama devresi görülmektedir.



Şekil 6: Frekans üreteç devresi 100Hz merkez frekans çıkışı.

Frekans üreteç devre çıkışı, darbe genişliği ayarlama devresinin girişi olarak kullanılmaktadır. Bu devre sayesinde; 100 Hz frekansında, 10µsn. ile 40µsn. arasında değişken darbeler üretilebilmektedir (Şekil 6). Bobin ayarlama devre çıkışı ise Şekil 7'de gösterilmiştir.

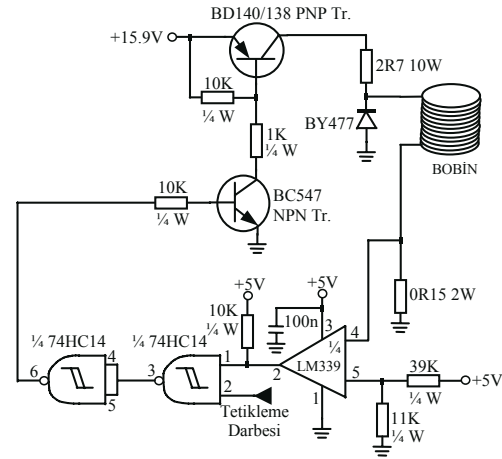


Şekil - 7: Darbe genişliği ayarlama devre çıkışı bobin tetikleme işareti.

Çalışmada, 25µsn. uzunluğundaki bobin tetikleme işareti kullanılmıştır. Bunun yanında darbe genişliği 10 ile 40µsn. arasında ayarlanabilmektedir (Şekil 7).

Bobin Sürücü Devresi

Bobinlerin seçilebilmesi ve kontrolünün sağlanabilmesi için bobin sürücü devresi yapılmıştır.



Şekil - 8: Bobin sürücü devre şeması.

Elektromanyetik alan darbe üretici sisteminde kullanılan bobin ve bobin sürme devrelerini seçen devre üretilmiştir. Bu devre sayesinde istenilen bobin seçilerek manyetik alan oluşturulabilmektedir.

Elektromanyetik alan, darbe üretici sisteminde kullanılan bobinleri süren güç elektronigi devresi üretilmiştir. Seçici devre çıkışındaki kontrol tetikleme darbesi, sürücü devresinde giriş işareti olarak kullanılır. Bu giriş işaretine göre bobin üzerinde manyetik alan sürücü devre tarafından oluşturulur. Ayrıca

sürücü devre üzerinde aşırı akım önleyici devreler kullanılarak sistemin aşırı yüklenmesi önlenmiştir.

TARTIŞMA

Elektrik enerjisinin oluşturduğu manyetik alanların tedavi amaçlı kullanıldığı bilinmektedir. Ancak elektromanyetik alan oluşturmada kullanılan cihazlar ve araştırma sonuçları çeşitlidir.

Günümüze kadar yapılan PEMF (Pulsed Electromagnetic Field) prosedürlerinde manyetik alan şiddeti 0.1-1.2 mT düzeylerinde tutulmuştur. Ancak 0.2-0.3 mT'lik düşük manyetik alan şiddetinin kemik formasyonu konusunda yeterli olabileceği görülmektedir. Basset ve ark. (6) 0.2mT ve 0.8mT gibi farklı iki değerde PEMF uygulamışlar ve 0.2mT'lik manyetik alan şiddetinin uygulandığı 8 haftalık süre sonunda osseointegrasyon artışını anlamlı bulmuşlardır. Bu fikri destekleyen bir başka araştırmayı da, Matsunaga ve ark. (7) tavşanlar üzerinde yapmışlar ve çalışmalarında düşük elektromanyetik alan uygulamasında elektriksel değişimlerin hücre aktivasyonunu arttırdığını gözlemlemişler, aynı zamanda kemik formasyonu açısından düşük elektromanyetik alan uygulamalarını yeterli bulmuşlardır.

Osseointegrasyonun hızlandırılmasında temel sorun, ideal doz ve sürenin ne olacağını tespit etmektir. Ijiri ve ark.(5) çalışmalarında PEMF'i on saat süre ile uygulamışlardır. Matsumoto ve ark.(2) ise, 4 ve 8 saatlik iki ayrı süre ile uygulamalar yapmışlar ve iki grup arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır, 4 saatlik PEMF uygulamasının yeterli olduğunu göstermişlerdir. Bu bilgilerden yola çıkılarak çalışmada, 25µsn ve 100 Hz değerindeki PEMF günde 4 saat olacak şekilde 0.2 mT düzeyinde uygulandı. Çalışma sonuçları uyum içerisindedir.

SONUÇ

Tavşanlar üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda kullanılmak üzere, 10 adet bobin tasarlanmış ve her bobini sürece bobin sürücü devreleri gerçekleştirilmiştir. Zamanlama ve kontrol devreleri de tasarlanarak elektromanyetik alan darbe üreteç sistemi oluşturulmuştur. Sistem; darbe frekansının, darbe genişliğinin ve kullanılacak bobin sayısının uygulamaya yönelik olarak değiştirilebilmesine imkân vermektedir. Bu deneysel çalışmalarda; darbe frekansı, 100Hz, darbe genişliği, 25 µsn olarak seçilmiştir.

Deneysel çalışmaların amacı; diş hekimliğinde, implant uygulamaları sonrası zarar gören kemik yapısının iyileşmesinin hızlandırılmasıdır. Bu maksatla; 14 adet tavşanın kullanıldığı çalışmada, tavşanlara implant yerleştirilmiş ve operasyon sonrası tasarımılanan sistem kullanılmak suretiyle kemik iyileşmesindeki değişimler gözlemlenmiştir.

Tasarımılanan sistemin kullanıldığı implant uygulanmış deneklerde kemik iyileşmesinin doğal olarak iyileşmeye bırakılan diğer deneklerden daha hızlı olduğu gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Albrektsson, T., Zarb, G.A.: *The Branemark Osseointegrated Implant, Quisntessence Pub. Co. Ltd., Chicago, 1989, 25-32.*
2. Matsumoto, H., Ochi, M., Hinase, Y., Sakagudur, K. : *Pulsed Electromagnetic Fields Promote Bone Formation Around Dental Implants Inserted Into The Femur Of Rabbits, Clin. Oral Imp.Res., 11: 354-360, 2000.*
3. Ulus, H.: *Kaynama Gecikmesi ve Pseudo Artrozlarda PEMF Stimülatörü Uygulanması ve Alınan Sonuçlar, Doktora tezi, Ankara, 1984.*
4. Marx, R.E., Garg, A.K.: *Bone Structure, Metabolism and Physiology: Its Impact on Dental Implantology, Impl. Dent., 7: 267-275, 1998.*
5. Ijiri, K., Matsunaga, S., Fukuyamo, K., Moedo, S., Sakou, T., Kitano, M., Senba, I.: *The Effect of PEMF on Bone Ingrowth into a Porous Coated Implant, Anticancer Res., 16: 2853-2859, 1996.*
6. Basset, C.: *Pulsating Electromagnetic Fields, A New Method to Modify Cell Behavior in Calcified and Non-calcified Tissues, Calcif Tissue Int., 34: 1-8, 1982.*
7. Matsunaga, S., Sakou, T., Ijiri, K.: *Osteogenesis by Pulsing Electromagnetic Fields: Optimum Stimulation Setting, In Vivo, 10: 351-357, 1996.*
8. Ynemori, K., Matsunaga, S., Ishidou, Y., Yoshida, H.: *Early Effect of Electrical Stimulation on Osseogenesis, Bone, 19: 173-179, 1996.*
9. Cane, V., Botti, P., Farnet, D., Soana, S.: *Electromagnetic Stimulation of Bone Repair: A Histomorphometric Study, J. Orthop. Res., 9: 908-925, 1991.*
10. Adey, W.R.: *Biological Effects of Electromagnetic Fields, J.Cell Biochem., 51: 410-416, 1993.*
11. Jefimenko, O.D.: *Electricty Magnetism; An Introductioin to The Theory of Electric and Magnetic Fields, 2.nd ed., 128-133, 1989.*