

DÜŞÜK MALİYETLİ ETKİN BİR ULTRASONİK FİZYOTERAPİ ÜNİTESİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Oğuz ÇELİK

Akdeniz Üniversitesi TBMYO, Antalya
ocelik@teknik.akdeniz.edu.tr

ABSTRACT

In recent years, there has been fast developments in semiconductors technology. Especially innovations in the field of power mosfets and digital integrated circuits made it possible to implement a low cost and effective ultrasound physio-therapy device. In order to make this device, an oscillator circuit which is capable of generating 1MHz and 3MHz signal was designed. The signal from the oscillator is switched with 25Hz, 50Hz, 100Hz, 200Hz puls repetition frequencies. By passing this signal through a duty cycle control circuit, it is made possible to obtain either pulsed or continuous wave operation.

Furthermore, temperature variations, obtained in the experiments carried out in different operation modes and depths in room temperature by dipping a digital thermometer probe connected to a KTY10 temperature sensor in a 600 ml glass bowl which was filled with previously boiled and cooled water, were experimentally observed and graphically illustrated.

Key Words : Ultrasound, Ultrasonic Physiotherapy, Physiotherapy

1. GİRİŞ

Ultrasonik dalganın biyolojik etkileri ilk kez Langevin tarafından keşfedildi. Küçük balıkların, ultrasonik dalgaların bulunduğu bir havuza bırakıldığında öldüklerini gözledi. Daha sonra Langevin and Wilhams, konuyla ilgili teorik ve pratik çalışmalarını sürdürerek ultrasonik dalganın biyolojik etkilerinin sonuçlarını buldular. Hornat'ın çalışmaları, ultrasonik dalganın insan derisi için çeşitli zararları olduğunu göstermiştir. Ultrasonik dalganın sürekli olarak verimliliği ve biyolojik etkileri hakkındaki araştırmalar sürdürülmüştür [1].

Ultrasonik enerji, mekanik titreşimdir ve çok yüksek frekanslı olduğu için elektriksel enerji mekanik enerjiye dönüştürülerek elde edilir. Ultrasonik enerji

sisteminin ilk kısmı, diatermi¹ üretici gibi yüksek frekansta alternatif akım üretmektedir. İnsan kulağının işitebildiği ses frekansı aralığı düşünülürse, üst sınırdan oldukça yüksek olan ultrasonik dalga, oldukça yüksek frekansta titreşimler olarak düşünülür.

Elektriksel enerji genellikle piezoelektrik kristallerle mekanik titreşimlere dönüştürülür. Kristal üzerine metal bir yüzey yerleştirilmiştir, toprak bağlantısı için kristalin arka yüzeyinde hava ile dolu bir bölüm daha bırakılmıştır. Hava, ultrasonik dalgalar için çok iyi bir yalıtıcıdır. Bu yüzden ultrasonik dalga sıvı ve katılarda daha iyi iletilir.

Elektro manyetik (EM) dalgalar ile ses dalgaları arasındaki farklılıklara da değinmek gereklidir. EM dalgalar saniyede $3 \cdot 10^8$ metre hızla hareket ederken ses dalgaları saniyede 330 metre hızla hareket ederler.

Bir çok ultrasonik fizyoterapi sisteminde toplam çıkış gücünü veya santimetre kareye düşen güç olarak, her iki değeri birden görebileceğimiz seçenekler sunulmuştur. Örneğin 10 Watt'lık bir güç ve 5 cm^2 lik bir prob söz konusu ise cm^2 'ye 2 Watt'lık bir güç düşer. Klinik uygulamalarda güç düzeyi bu değeri nadiren aşar.

Bu çalışmada ucuz maliyetli etkin bir ultrasonik fizyoterapi ünitesi geliştirilmiştir. Ultrasonik fizyoterapi ünitesinde temel bir osilatör devresi, darbe tekrarlama frekansı (DTF) devresi ve "duty cycle" devresi, sistemin birinci kısmını oluşturmaktadır. İkinci kısımda yükseltece, osilatör sinyali bir tampon katı ile kuple edilmiştir. Yükseltilmiş ultrasonik dalga proba (tedavi başlığı) aktarılmıştır.

Ayrıca geliştirdiğimiz ünite ile, oda sıcaklığında bir dizi deneyler yapılarak ultrasonik dalganın ısı etkisi gözlenmiştir.

Geliştirilen sistemin düşük maliyetli olması öngörüldüğünden; gelişen teknolojiyle birlikte, sayısal

¹ diatermi: Vücuda elektrikle hareket verme usulü.

entegreler ve güç mosfetlerinin maliyetlerinin düşük olması bizi bu amaca yaklaştırmıştır.

2. ULTRASONİK FİZYOTERAPİ SİSTEMLERİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

2.1. Tanımlar

Ses dalgaları: Elastik bir ortamdaki mekaniksel titreşimlerdir. Bunlar boyuna dalgaların meydana getirdiği ses titreşimleridir. Titreşim sonucunda oluşan 20 Hz'in altındaki frekanslar ses altı, 20 KHz'in üzerindeki frekanslar ise ses üstesidir ve insan kulağı tarafından duyulamazlar. Bu yüzden 20 KHz'in üzerindeki frekanslara ultrasonik frekanslar denir.

Ultrasonik fizyoterapi: 20 KHz'in üzerinde frekansa sahip mekanik titreşimler üreten bir cihaz yardımıyla yapılan medikal bir tedavidir. Pratikte, tedavi için kullanılan frekans aralığı 0,7 ile 3 MHz arasındadır. Ayrıca 5 ile 10 MHz arasındaki frekansları kullanan teşhis ve tedavi cihazları da vardır [2].

Ultrasonik teşhis: Patolojik değişimler için ultrasonik dalga yardımıyla vücudun bir kısmının taranmasıdır.

2.1.1 Ultrasonik dalganın üretilmesi

Her titreşen cisim bir ses kaynağıdır. Ses dalgaları farklı şekillerde üretilebilir; örneğin titreşen bir cisimde mekaniksel olarak ya da elektroakustik çeviriciler yardımıyla elde edilebilir.

2.1.1.1 Piezo-elektriksel etki

Eğer kuartz veya baryum titanat gibi bazı kristal malzemelere basınç uygulanırsa maddenin dış yüzeyi üzerinde elektrik yükleri oluşur. Buna piezo-elektriksel etki denir. Piezo-elektrik etkileri insan vücudunda; özellikle kemik dokusu ve vücut proteinlerinde de görülür. Bu piezo-elektrik etki, ultrasonik dalganın biyolojik etkilerine dahil edilebilir.

2.1.2.2. Ters piezo-elektriksel etki

Piezo-elektriksel etki tersine çevrilebilir. Bu nedenle yukarıda bahsedilen maddelere bir alternatif elektrik akımı uygulanırsa, alternatif elektrik akımının frekansında, şekil değişimine zorlanırlar. Böylece, madde bir ses kaynağı haline gelir. Bugün kuartz, baryum titanat gibi maddeler, ters piezo-elektriksel etki yoluyla ultrasonik dalga üretmek için kullanılmaktadır. Baryum titanat ile akustik enerji üretmek için sadece küçük bir gerilim yeterlidir. Kuartz ise yüksek gerilime ihtiyaç duyar. Bu gerilim

için gereken transformatör nedeni ile, prob nispeten daha büyüktür [2].

Baryum titanatın tercih sebebi daha yüksek sıcaklıklara kadar, belirgin piezo-elektriksel etkilerini korumasıdır. Üstelik mekanik darbelerle daha az duyarlıdır.

2.2. Donanım Temelleri

Ultrasonik fizyoterapi cihazları yüksek frekanslı üreteç içerir. Bu bir piezoelektrik kristalle proba bağlanmıştır. Kristalin rezonans frekansı, kısmen piezo-elektriksel maddenin kalınlığı tarafından belirlenir ve böylece ultrasonik dalganın frekansı da belirlenmiş olur.

Piezo-elektriksel madde, alternatif akım uygulanması sonucunda ses dalgaları üretir. Bu dalgalar birbirine komşu ortamda (örneğin dokular) yayılacaktır.

2.2.1. Sürekli ve darbeli ultrasonik dalga

Ultrasonik fizyoterapi ünitelerinin çoğu, hem sürekli hem de darbeli ultrasonik enerji üretebilirler. Sürekli ultrasonik dalga için ayarlanabilecek en fazla yoğunluk 3 W/cm^2 'dir. Darbeli ultrasonik dalganın avantajı, ısı hislerinin (sensations) bastırılmasıdır. Ek olarak, bu yöntem sürekli ultrasonik dalganın istenmeyen etkilere yol açabildiği, yüksek yoğunluk uygulamalarının yapılmasını sağlar. Ayrıca darbeli ultrasonik dalganın vurumları nedeni ile mekaniksel etkilerden daha fazla söz edilebilir.

3. GELİŞTİRİLEN ULTRASONİK FİZYOTERAPİ ÜNİTESİ

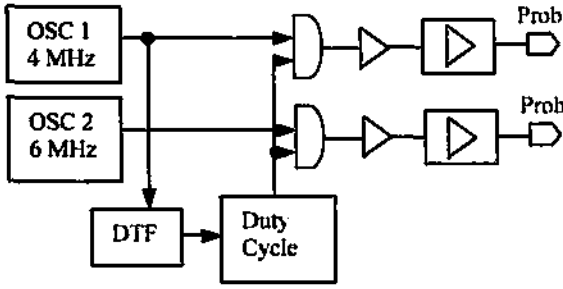
3.1. Ultrasonik Fizyoterapi Ünitesinde Parametrelerin Seçimi

Ultrasonik fizyoterapi sisteminin gerçekleştirilmesinde göz önünde tutulması zorunlu parametreler vardır. Sistemin kullanıldığı yerler itibarıyla tedavi derinliğini belirleyen osilatör çalışma frekansları, ultrasonik dalganın mekanik etkilerini belirleyen darbe tekrarlama frekansları ve ayrıca dozajı belirleyen hem darbeli dalga, hem sürekli dalga arasında çalışmayı sağlayan "Duty Cycle" ünitesinin karakteristiği, tasarımdan önce belirlenmelidir.

Fiziki olarak büyük prob yerine bağlanacak küçük bir prob ile omurgadan daha farklı yapıdaki kol, ayak hatta parmak kemikleri gibi farklı anatomik bölgelerin iyileştirilmesi de söz konusu olmaktadır. Bu sebeple sistemin çalışma frekansı ve sinyalin etkin biçimi önem kazanmaktadır. 1 MHz ve 3 MHz temel osilatör frekansları ile 25, 50, 100, 200 Hz'lik darbe

tekrarlama frekansları etkin ve geniş spektrumlu tedavi için uygun görülmüştür [13].

Elde ettiğimiz osilatör sinyali tampon devresinden geçirilerek, güç mosfetleriyle oluşturulmuş yükselteç devresine uygulanır. Dokuya gönderilen ultrasonik güç (2 W/cm^2), fizyoterapide ortalama olarak belirleyici faktördür. Yeterli bir güç transferi için tepeden tepeye 100 Volt'a kadar çıkış veren güç kuvvetlendiricileri kullanılabilir. Geliştirilen ultrasonik fizyoterapi ünitesinin blok diyagramı Şekil 3.1. de görülmektedir.



Şekil 3.1 Ultrasonik fizyoterapi ünitesinin blok diyagramı

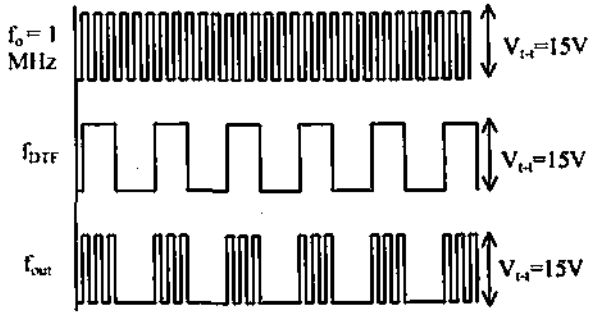
3.1.1. Osilatör frekansları

Ultrasonik fizyoterapi ünitesi'nin en önemli parametresi osilatör frekanslarıdır. Gerek kristal kontrollü, gerekse LC elemanlarıyla yapılması mümkün olan osilatör, biyolojik ortama gönderilecek akustik işaretin frekansının üretilmesini sağlar. Osilatörün kristal kontrollü seçilmesinin sebebi faz kararlılığı ve MHz seviyelerinde yüksek frekans kararlılığıdır. Devrede iki ayrı osilatör kullanılması frekansın, iyileştirilecek dokunun derinliğine uygun olarak seçilmesine izin vermektedir. Fizyoterapi uygulamalarında 1 MHz derin dokuların iyileştirilmesinde, 3 MHz ise nispeten daha az derinde etkin tedavi için sağlıklıdır. Osilatörde üretilen sinyal 15 V genlik, 50 mW güç değerlerine sahiptir.

3.1.2. Darbe tekrarlama frekansı

Kısa sürede tekrarlanan ultrasonik dalga paketçikleri göndermek suretiyle, ultrasonik fizyoterapinin mikro masaj niteliğindeki mekanik etkisine ulaşılır. DTF, ana osilatör frekansından elde edilir. Bunun için ana osilatör frekansı, sayısal frekans bölücü devreler kullanmak suretiyle bölünerek, gerekli olan DTF'ları elde edilir. Ultrasonik fizyoterapi ünitesinde, DTF'ndan kaynaklanan gürültülerden sakınmanın bir yolu, bu frekansın elde edildiği devrelerle anahtarlar devresi arasına tampon kapı devreleri yerleştirmektir. Ayrıca, DTF'nın dört ayrı değerde olması, tedavi yaklaşımlarına esneklik kazandırmıştır. Osilatördeki 1 MHz'lik sinyal ile komütatör anahtar yardımıyla

seçilen DTF, anahtarlanarak 1 MHz'lik darbe paketçikleri haline getirilir. Şekil 3.2. de osilatör çıkış işaretleri. DTF işareti ve elde edilen darbe paketçiklerine bir örnek verilmiştir



Şekil 3.2. Osilatör frekansı, DTF ve darbe paketçikleri

3.1.3. "Duty cycle" darbe boşluk zamanı

Elde edeceğimiz darbe paketçikleri katarının dalga formu ile Sürekli dalga (CW) arasında, istenilen yüzde oranında darbe ve boşluk sürelerinin ayarlanabildiği devredir. Gerçekleştirdiğimiz fizyoterapi sistemine "Duty Cycle" devresi de eklenerek, gerek darbeleri sinyal gerekse sürekli sinyal arasında istenilen yüzde oranında geçiş sağlanmış ve tedavi yaklaşımlarına önemli ölçüde seçenek üstünlüğü kazandırılmıştır.

DTF'larının çıkışına bağlanan darbe boşluk zamanı devresi, anahtarlanmak üzere, osilatör sinyali ile birleştirilmiştir. Bu duruma bir örnek Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. 100Hz'lik DTF'ı olan darbeleri ultrasonik dalga için parametre örnekleri

Oran-Duty cycle	Darbe zamanı	Boşluk zamanı	Darbe tekrarlama periyodu
1:2 (50%)	5ms	5ms	10ms
3:4 (75%)	7.5ms	2.5ms	10ms

3.1.4. Güç yükseltici

Proba uygulanan elektriksel güç ile prob performansı, vücut dokularına gönderilecek olan ultrasonik gücü (optimal 2 W/cm^2) belirleyen faktörlerdir. Güç yükselticisi bu faktörler dikkate alınarak, gerekli olan çıkışı üretecek şekilde tasarlanır. Verimli bir çalışma ve yeterli bir güç seviyesi için tepeden tepeye 100 Volt'a kadar çıkış veren güç yükselteçleri kullanılabilir [13].

3.2. Seçilen Parametrelere Göre Geliştirilen Ultrasonik Fizyoterapi Devreleri

Ultrasonik fizyoterapi ünitesinin geliştirilmesinde düşük maliyet öngörüldüğünden, etkin bir çalışma

sağlamak için, sisteme ait elektronik devrelerin seçimi ve uygulaması önem gerektirir. Genelde, bir fizyoterapi sisteminde seçilen parametrelere doğrudan etki eden devreler, birer blok yada alt sistem olarak ele alınabilir. Buna göre bir ultrasonik fizyoterapi ünitesi şu bloklara sahip olmalıdır; ana osilatör, güç yükselticisi, sayısal kontrol devreleri, filtre devreleri, prob, vs. Bu şekildeki blokların bir araya getirilmesi ile elde edilen ultrasonik enerji, şimdiye kadar kullanılan fizyoterapi sistemlerine ilave donanım özelliklerinin eklenmesiyle, tedavi yaklaşımlarına esneklik kazandırmıştır.

3.2.1. Sistem osilatörü

Ultrasonik fizyoterapi sisteminde osilatör, sistemin en önemli elemanıdır. İki kristal osilatör ile CMOS devre elemanları Şekil 3.4'deki gibi bağlanmıştır. Kristal osilatör kullanılması önemli sebeplerinin birisi de yüksek frekans kararlılığına sahip olmasıdır. 6 MHz ve 4 MHz'lik kristal osilatör çıkışları frekans bölücü devrelerle 3 MHz ve 1 MHz'e düşürülmüştür. Geliştirilen fizyoterapi sistemi, tıp literatüründe optimal olarak kullanılan frekans değerlerindedir. Ayrıca sistem osilatörünün 4 MHz'lik çıkışı DTF'larını elde etmek için bir başka sayısal frekans bölücü devrenin girişine irtibatlanmıştır.

3.2.2. Sayısal kontrol devresi

Osilatör çıkışı, çeşitli kontrol işaretlerini üretmek üzere sayısal kontrol devresine bağlanır. Böylece bütün işaretler sistemin ana osilatör frekansından elde edilir.

Ultrasonik fizyoterapi sisteminde temel kontrol sinyalleri, DTF'ı ile "duty cycle" darbe boşluk zamanı sinyalleridir. 4MHz'lik osilatör sinyalinden, bir başka frekans bölücü devre yardımıyla 25, 50, 100 ve 200 Hz'lik DTF'ları elde edilmiştir. Bu, farklı vücut dokuları arasında ultrasonik fizyoterapinin mekanik etkilerini daha da seçenekli kılmıştır. Bu anlamda tedavi yaklaşımlarına esneklik kazandırılmıştır.

Sayısal kontrol devresi tamamen CMOS devre elemanlarından tasarlanmıştır. Bunun sebebi bu devre elemanlarının yeterli hızda çalışması ve sistem maliyet fiyatını düşürmesidir.

Tedavi edilecek vücut dokuları farklı derinliklerdedir. Seçilen optimum sinyal frekansları (1 MHz ve 3 MHz) bu derinlikler için uygundur. Fizyoterapi uygulamalarında derin dokular için 1 MHz, daha az derin dokularda ise 3MHz kullanılmaktadır.

3.2.3. Güç yükseltici

Güç yükseltici, geçiş kapısı çıkışını kuvvetlendirerek probun etkin bir şekilde sürülmesini sağlar. Güç

yükseltici çıkışı, tepeden tepeye 100 volt'luk gerilim seviyesine kadar yükseltilebilir.

Geliştirdiğimiz sistemin, güç yükseltici katında BUK 455 anahtarlama transistörleri kullanılmıştır. Bu transistörler anahtarlama regülatörleri (switching regulators) olarak anılırlar. Yüksek hız, yüksek güç ve düşük sürme gücü uygulamaları için üretilen, N kanallı, yalıtılmış kapılı ve yüksek alan etkili bir transistördür. Bu mosfet'ler direk olarak entegre devreler tarafından sürülebilir.

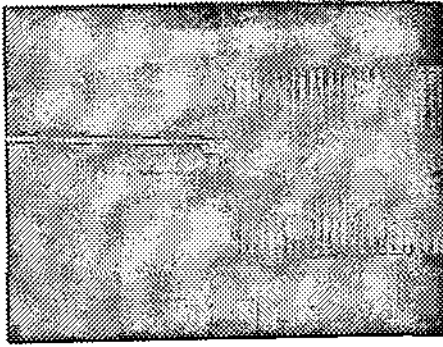
Mosfet anahtarlama devrelerinin en önemli sorunlarından birisi, sürülme şekilleridir. Mosfet'lerin anahtarlama esnasında kayıplarının az olması, çok sert darbelerle sürülerek sağlanır. Mosfet'lerde anahtarlama enerjisi "Eş. 3.1" ile orantılı olduğu için anahtarlama kayıplarını azaltmak, çok hızlı anahtarlama ile mümkündür.

$$P_{on} = \int I_D \cdot V_D dt \quad (3.1.)$$

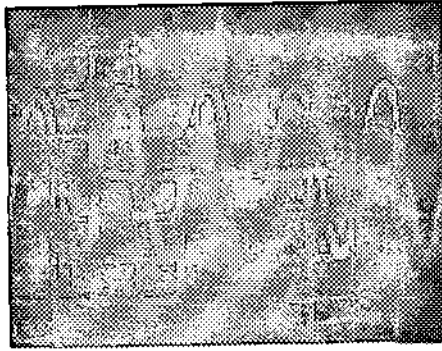
Burada, (P_{on}) W cinsinden ortalama güç, (I_D) Dreyin akımı, (V_D) Dreyin gerilimidir. Mosfet'lerde eklem kapasitelerinin büyük olması sorun çıkartmaktadır. Asıl çözüm ise mosfet'lerin, mümkün olduğu kadar küçük çıkış dirençli sürücüler ile sürülmesiyle elde edilmiştir. Açma ve kapama anında çıkış direnci büyük olan sürücüler ile sürülürse çok fazla ısınmalar ve üzerlerinde harcanacak toplam güç sabit olduğu için daha az anahtarlama güçleri elde edilir. Hızlı anahtarlama istenen devrelerde mosfet'in sürülmesi için TTL ve transistörlü kuvvetlendiriciler uygun değildir. Çünkü bunların kesime gitme süreleri uzun olduğundan kesime gitme anındaki iç dirençleri büyük olur. Bu ise istenmeyen bir durumdur.

Mosfet'i sürmek için CMOS kapılar ve eşlenik çıkışlı transistörler kullanmak en uygunudur. Bunlardan birkaç CMOS kapısı paralel bağlanarak kullanılabilir. Bu durumda çıkış dirençleri çok düşüktür. Çünkü CMOS kapılarının çıkışları da eşlenik transistörlüdür. Geliştirdiğimiz sistemde en uygun sürücü olarak eşlenik transistör sürücü kullanılmıştır.

Güç yükseltisinde sürücü ile çıkış, DC olarak izole edilmiştir, yani sürücü ile mosfet'i DC seviye açısından yalıtırmak için kondansatör kullanılmıştır. Güç yükseltisinde, geniş bir aralıkta darbe boşluk olanağının sağlanabilmesi için bu ön gerilim değerine ihtiyaç vardır. Örneğin; çok dar bir darbe ve çok geniş bir boşlukta, mosfet'i ön gerilimsiz tetikleme, yüksek frekansta çok zor ve verimsiz olurdu.



Şekil 3.3. 200Hz DTF'nda %90 Duty cycle'da güç yükseltici çıkışı



Şekil 3.4. Güç yükseltici çıkış sinyali

Güç yükseltici katında kullanılan tüm transformatörlerde toroid nüveler kullanılmıştır. Bunların temini için "Siemens" firmasının ürettiği 0,5 MHz ile 5 MHz frekans aralığında çalışabilen nüveler tercih edilmiştir.

Güç yükseltisinde, darbe paketleri arasında olabilecek sızıntı gerilimlerini (1MHz ve 3 MHz) önlemek üzere, mosfet çıkışlarına iki yüksek frekans diyodu bağlanmıştır. Bu diyotların kapasiteleri ve anahtarlama zamanları çok küçük olduğundan devreye olumsuz katkıları ihmal edilecek düzeydedir.

4. GELİŞTİRİLEN ULTRASONİK FİZYOTERAPİ SİSTEMİNİN, FARKLI ÇALIŞMA MODLARINDA, ZAMAN-SICAKLIK DENEYLERİ VE ANALİZİ

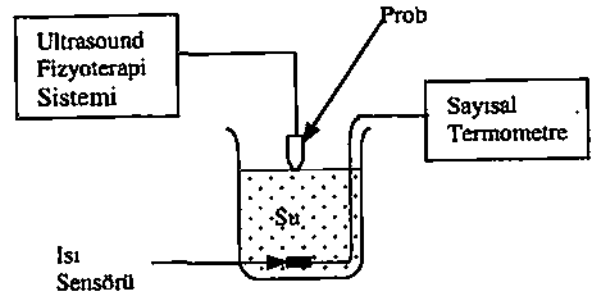
4.1. Sürekli Ultrasonik Dalga

Gerçekleştirdiğimiz ultrasonik fizyoterapi sisteminde, etkin çalışma koşullarının analizi için bir dizi deneyler yapılmıştır. Tüm çalışmaları oda sıcaklığında ve temas ortamı olarak da, su kullanarak gerçekleştirdik. Su önceden de bilindiği gibi, ultrasonik enerji için oldukça iyi bir iletim ortamıdır. Ancak degas edilmesi

için önceden kaynatılıp soğutulmuş ve 600 ml'lik cam kap içerisinde bekletilmiştir.

Deneyler sırasında ölçüm için sayısal termometre kullanılmış ve ısı algılayıcı olarak da KTY 10 bağlanmıştır. Bu sensör aynı zamanda su ortamı içerisinde farklı bir dokuyu da temsil etmektedir.

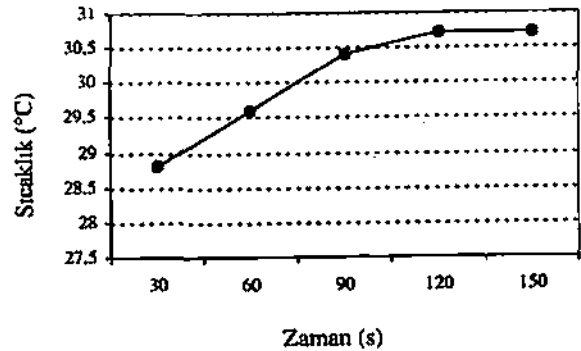
Deneyler yapılırken etkin çalışma modları ve etkin derinliğin (su ortamındaki) tespiti yapılmıştır. Prensipte deney Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Sistemin ısı etkisi deneyinin şekli

En etkin sıcaklık değişimi, 10 cm derinlikte ve sürekli ultrasonik enerji tatbik edildiğinde gözlenmiştir. Bu durum Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

Zaman (s)	30	60	90	120	150
Sıcaklık (°C)	28,8	29,6	30,4	30,7	30,7



Şekil 4.2. 10 cm derinlikte, sürekli ultrasonik enerjide zamana göre sıcaklık değişimi

4.2. Darbeli Ultrasonik Dalga

Darbeli ultrasonik enerjiye geçildiğinde ve derinlik azaldıkça ultrasonik dalganın ısı etkisinin de azaldığı görülmüştür. Bunda DTF'lerinin seçimi ve "duty cycle" darbe boşluk zamanı yüzdesi etkin bir belirleyici olmuştur. Bu amaca yönelik yaptığımız

çalışmada 25,50,100 ve 200 Hz'lik DTF'lerinde ve %50 ile %75 darbe boşluk zamanı oranlarında, hem 5cm derinlikte hem de 10 cm'de deneyler sürdürülmüştür

18. SESA Elektronik, 1997, Fizyoterapi Cihazları kataloğu.

KAYNAKLAR

1. Shriber, W. J., 1975, A manual of electrotherapy, 339-342, Philadelphia.
2. Enraf Nonius, 1996, Ultrasound Therapy, June, The Netherlands.
3. ÇELEBİ, G., 1995, Biyomedikal fizik, 130-140, İzmir.
4. Daniel, S., Prince, D.J., 1992, Sonoluminescence in water agar gels during irradiation with 0.75 MHz continuous-wave ultrasound, IEEE International Conference, 297-308.
5. Pohlmann, R., 1951, Die Ultraschalltherapie, Verlag Hans Huber, Bern.
6. De Lisa, J. A., Gans, M., 1993, Rehabilitation Medicine Principles and Practice, Second Edition, 408-410.
7. Lehmann, J. F., 1982, Therapeutic Heat and cold, 3e druk. Williams and Wilkins Baltimore, London.
8. Payton, O. D., Lamp, R. L., Kasey, M. E., 1975, 'Effects on therapeutic ultrasound on bone marrow in dogs'. Physical therapy, 20-27, USA.
9. Daniel, S., Kodoma, T., Prince, D.J., 1995, Ultrasound in medicine and Biology, IEEE Biomedical Engineering, V.21, 105-111.
10. Edel, H. en A. Lange, 1979, 'Schmerzmodulation durch elektrische Reize und Ultraschall'. Zeitschrift für Physiotherapie, 31, 4.
11. Conradi, E., 1982, 'Zum gegenwärtigen Stand der Therapie mit Impulsultraschall'. Zeitschrift für Physiotherapie, 28 6, 371-376.
12. Conradi, E., U. Fritze, B. Hoffmann, 1983, 'Untersuchungen zur Verteilung der Wärmeenergie in verschiedenen Gewebsschichten beim Schwein nach Ultraschalltherapie im Gleich- und Impulsbetrieb'. Zeitschrift für Physiotherapie, 35 271-280.
13. Güler, İ., 1990, Geliştirilmiş Bir Ultrasonik Darbeli Dopler Kan Akış Ölçme Düzeninde Hata Kaynaklarının Analizi, Doktora Tezi, İTÜ, 34,41, İstanbul.
14. Performance of Ultrasonic Therapy Instruments, Physiotherapy, 174-179, UK.
15. Hekkenberg, R.T., Reinbold, R., 1993, Development methods for essential properties of ultrasound therapy equipment, Ultrasound therapy, 83-98.
16. Milford, D., 1992, Performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian region, Physiotherapy, 347-359, Scotland.
17. Petaş., 1992, Ultrason Cihazı Kullanım Kılavuzu, I. bs. Pyc, S.D. and