

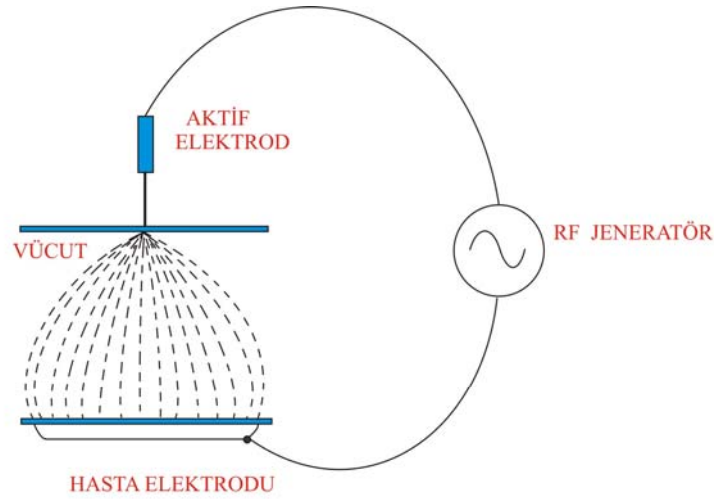
BÖLÜM 17

ELEKTROCERRAHİ CİHAZLARI

17.1 Elektrocerrahi Cihazları



Elektrocerrahi cihazı radyo frekanslarda çalışan bir ac jeneratördür. Bilinen elektrocerrahi cihazları 300-3000KHz frekans aralığında çalışır. Operatör, elektrocerrahi cihazını dokuyu kesmek ve kanayan damarları katerize etmek (kapatmak) için kullanır.



Şekil 17.1 Elektrocerrahi cihazının temel prensibi



Şekil 17.1’de elektrocerrahi cihazının temel çalışma prensibi gösterilmektedir.



RF güç jeneratörünün çıkışına iki elektrot bağlanmıştır.



Elektrotlardan birisi aktif kabul edilir ve diğer elektroda nazaran oldukça küçük bir kesit alana sahiptir (birkaç milimetre kare).



Aktif elektrot, genellikle, operatörün kolayca kullanarak işini görmesini sağlayacak şekilde bir alet veya bir prop şeklindedir.



Pasif elektrot aktif elektroddan çok daha geniş bir temas yüzeyine (100 santimetre kare veya daha fazla) sahiptir. Eskiden pasif elektrot hasta elektrodu adı verilen metal bir plaka idi. Bu plaka baldıra veya kalçaların altına yerleştirilmekteydi. Halbuki günümüzde çoğu hastane kalçalara yapışkanla tutturulan tek kullanımlık elektrot pedleri kullanmaktadır.

- ❖ Pasif elektrodun farklı olması dışında çalışma prensipleri tamamen aynıdır (Şekil 17.1).
- ❖ Hasta plakası ile aktif elektrot üzerinden akan akım aynı şiddettedir.
- ❖ Fakat aktif elektrot pasif elektroddan çok daha küçük bir kesit alana sahip olduğundan akım yoğunluğu (A/m^2) çok daha yüksektir.
- ❖ İki elektrot arasındaki akım yoğunluğu farkından dolayı pasif elektrot altındaki dokuda hafif bir ısınma meydana gelirken aktif elektrot altındaki dokular tahrip olma noktasına kadar varan şiddette ısınır.

- ❖ Dokudaki ısınma harcanan gücün miktarı ile ilgilidir ve aşağıdaki formülle izah edilir:

$$P = \rho V I_d^2$$

17.1

Burada;

P: Güç (Watt)

ρ : dokunun öz direnci ($\Omega.m$)

V: hacim (m^3)

I_d : Akım yoğunluğu (A/m^2)

Örnek 17.1: Hacmi $0,2 m^3$, öz direnci $1,6 \times 10^3 \Omega.m$ olan bir dokudan akım yoğunluğu $0,36 A/m^2$ olan bir elektrik akımı geçirildiğinde ortaya çıkan güç harcamasını bulunuz.

Çözüm:

$$P = \rho V I_d^2 = (1,6 \times 10^3 \Omega.m)(0,2 m^3)(0,36 A/m^2)^2 = 41,6 \Omega.A^2 = 41,6 W$$

- ❖ Bazı durumlarda, operatör bir pasif elektrot gerektirmeyen bir bipolar elektrot sistemini tercih eder.
- ❖ Aslında bu tanımlamada bir hata vardır çünkü RF jeneratörler de dahil olmak üzere bütün elektriksel kaynaklar 2 kutba sahiptir.
- ❖ Tek kutuplu elektrot sisteminde bu iki kutba karşılık gelen pasif ve aktif elektrotlar bulunmaktadır.

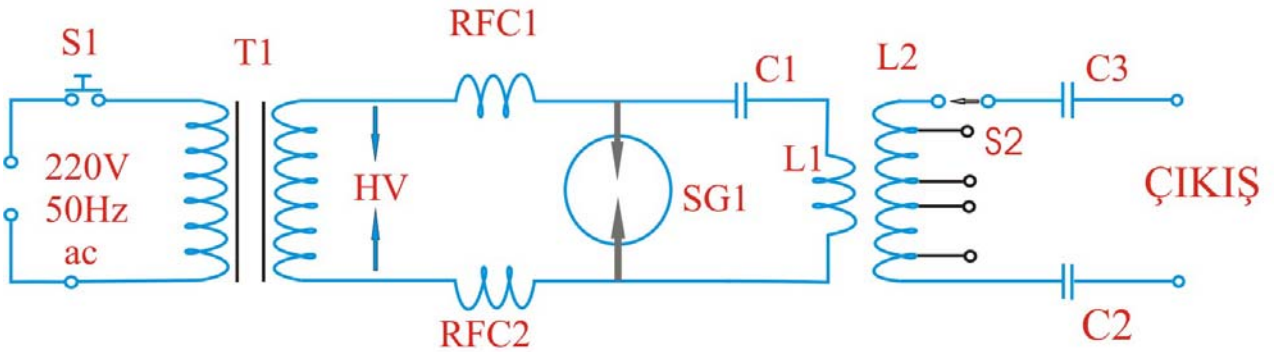
- ❖ Çift kutuplu elektrot sisteminde ise her iki kutup da operatörün elinde alete bağlanmıştır.
- ❖ RF akım el aleti üzerindeki iki kutup arasında akar.
- ❖ Bu nedenle her iki elektrodda görülen akım yoğunluğu oldukça yüksektir.

17.2 Elektrocerrahi Devreleri

İlk elektrocerrahi cihazı önemli ölçüde RF enerjisinin elektrik arkıyla elde edildiği bir dönemde icat edilmiştir. Gemiler, radyo-telgraf istasyonları radyo iletişimi için arklı vericiler kullanmışlardır. Bu nedenle ilk elektrocerrahi cihazında ark teknolojisi kullanılmıştır. Çoğu ark kaynaklı cihaz hala işletilmektedir ve daha uzun yıllar boyunca kullanılacak gibidir.

- Şekil 17.2’de klasik bir ark kaynaklı cihazın şeması görülmektedir.
- Bu devre 1980’li yıllara kadar popüler olmakla beraber artık bazı doktor muayenahaneleri ve eski tıbbi cihazları kullanan veteriner klinikleri haricinde kullanılmamaktadır.
- Devrede bir 50Hz’lik yüksek gerilim trafosu (T1), bir atlama aralığı (SG1), ve bir seri rezonans devresi (C1/L1) bulunmaktadır.
- T1 trafosu şebeke gerilimini (220V) tungsten elektrodlardan yapılmış atlama aralığındaki havayı (0.006 inç) iyonize edecek bir gerilim seviyesine kadar yükseltir.

- Çoğu jeneratör bu işi gerçekleştirmek için 2000-3000V arasında bir gerilim kullanır.
- Atlama aralığı ark yapmaya başladığında RF bileşenlerden yana zengin salınımlı bir şekilde akımı akıtır.
- Bu akımlar tank devresi (L1/C1) salınımlar oluşturur.
- Bu salınımlar endüksiyon yoluyla L1'den L2'ye aktarılır.
- Hastaya aktarılan güç miktarı, aktif elektrodu L2 üzerindeki farklı çıkış noktalarına bağlayan S2 anahtarı aracılığıyla seçilir.
- Tasarıma ve uygulanan gerilime bağlı olarak ark kaynağı jeneratörü 25 ile birkaç yüz watt kadar güç verebilir.



Şekil 17.2 Ark kaynaklı RF jeneratör

- ** Ark kaynağı tarafından oluşturulan frekans spektrumu, L1/C1 tank devresinin rezonans frekansı etrafında merkezlenmiştir fakat merkez frekansından çok uzakta bileşenler de bulunur.
- ** 500 KHz frekansındaki bir ark kaynağının sinyalleri VHF bölgesindeki frekanslara ayarlanmış radyolar tarafından dahi alınabilir.
- ** Radyo frekans şokları (RFC1 ve RFC2), RF enerjisinin güç kaynağına oradan da iletim hatları ile uzaya yayılmasını engeller.
- ** Bazı modellerde RF şokları yoktur fakat T1 trafosunun sekonder sarımlarına paralel bağlı bir kondansatör bulunur.
- ** Ark kaynağı jeneratörünün prensipteki kullanım amacı kanayan damarların tıkanması veya katerize edilmesidir.
- ** Çoğu cihaz, bir ayak pedalıyla seçilebilen iki farklı çalışma şekli sunar: kesme ve koagülasyon (pıhtılaştırma, tıkama, katerize etme).
- ** Kesmede kullanılan dalga şekli saf sürekli bir sinüs dalgası iken koagülasyon modunda kullanılan dalga şekli kullanılan teknolojiye bağlı olarak sönümlü salınım veya kesintili dalga şekillerinden biri olabilir.
- ** Darbeli dc besleme kullanılması sonucunda şekilde görülen genlik modüleli dalga şekli elde edilmiştir.

17.2.1 Yarıiletken Elektrocerrahi Jeneratör Devreleri

➤ Yarıiletken teknolojisindeki gelişmeler sayesinde elektrocerrahi cihazlarını bu yöntemle uygun fiyatlarla üretme imkanı doğmuştur.

➤ Günümüzde bütün yeni modeller yarıiletken türdedir.

➤ Bir yarıiletken RF güç yükseltecinin devresi Şekil 17.3'te görülmektedir.

➤ Bu devre şekli pek çok farklı modelde aynıdır.

➤ Devre paralel/puş-pul kat şeklindedir.

➤ Her birinden 3 adet transistör bulunan iki sıra vardır (Q1-Q3, Q4-Q6).

➤ Her bir sıradaki transistörler paralel bağlı iken iki sıra puş-pul mantığıyla bağlanmıştır.

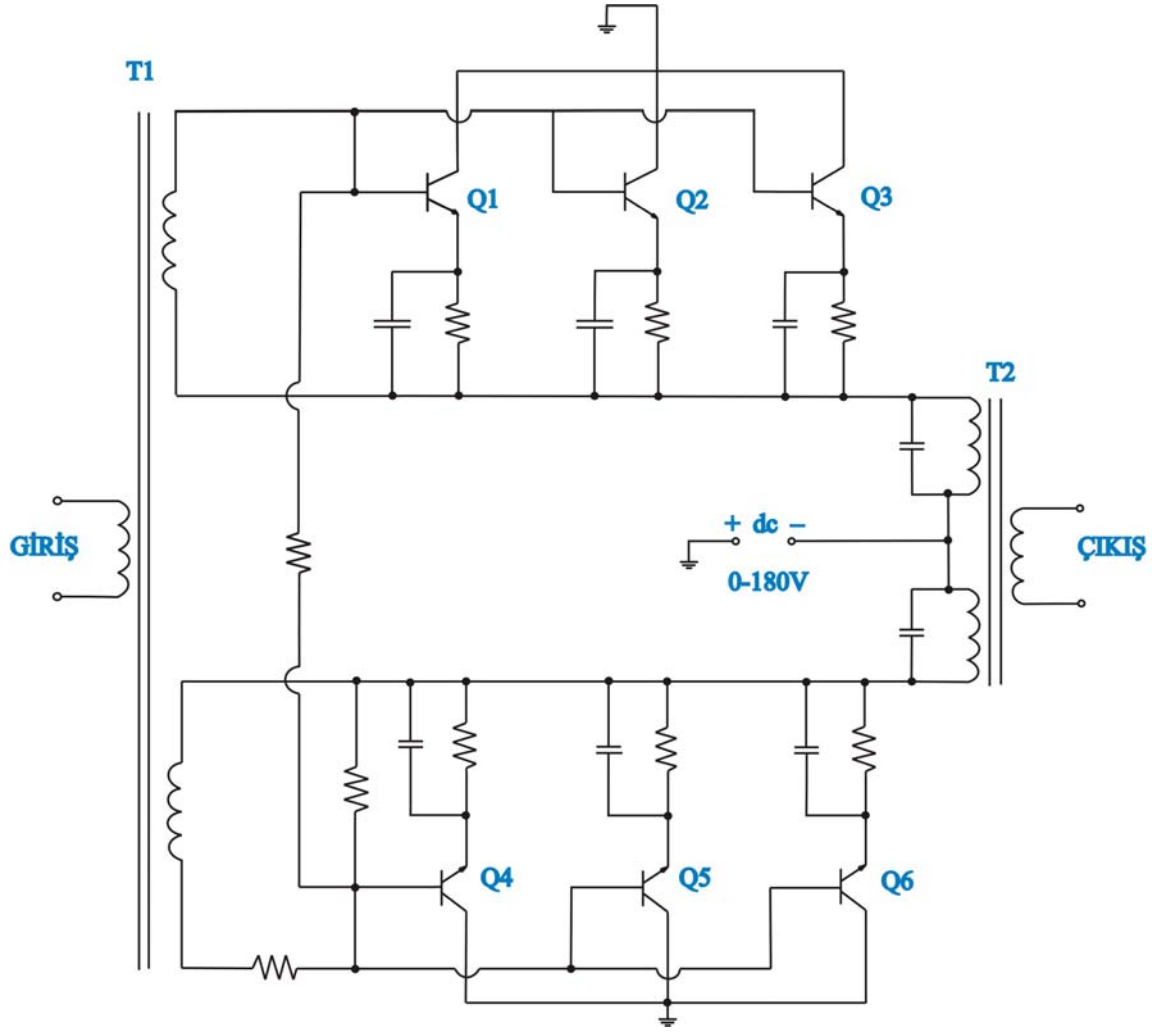
➤ Giriş ve çıkış bağlaşımında kullanılan transformatörler yüzük şekilli ferrit nüve üzerine sarılmışlardır.

➤ Transformatörlerde bu yapının tercih edilmesinin nedeni diğer sarım şekillerine göre toroid (yüzük) nüve üzerine sarım yapıldığında manyetik ortamın dışına kaçan manyetik alan sızıntısının çok daha az olmasıdır.

➤ Böylece yakındaki diğer bobinlerle ortak bir endüksiyon meydana gelmesi ihtimali en aza indirgenmiş olur.

➡ RF işareti, Şekil 17.4'deki gibi bir osilatör devresinde üretilir.

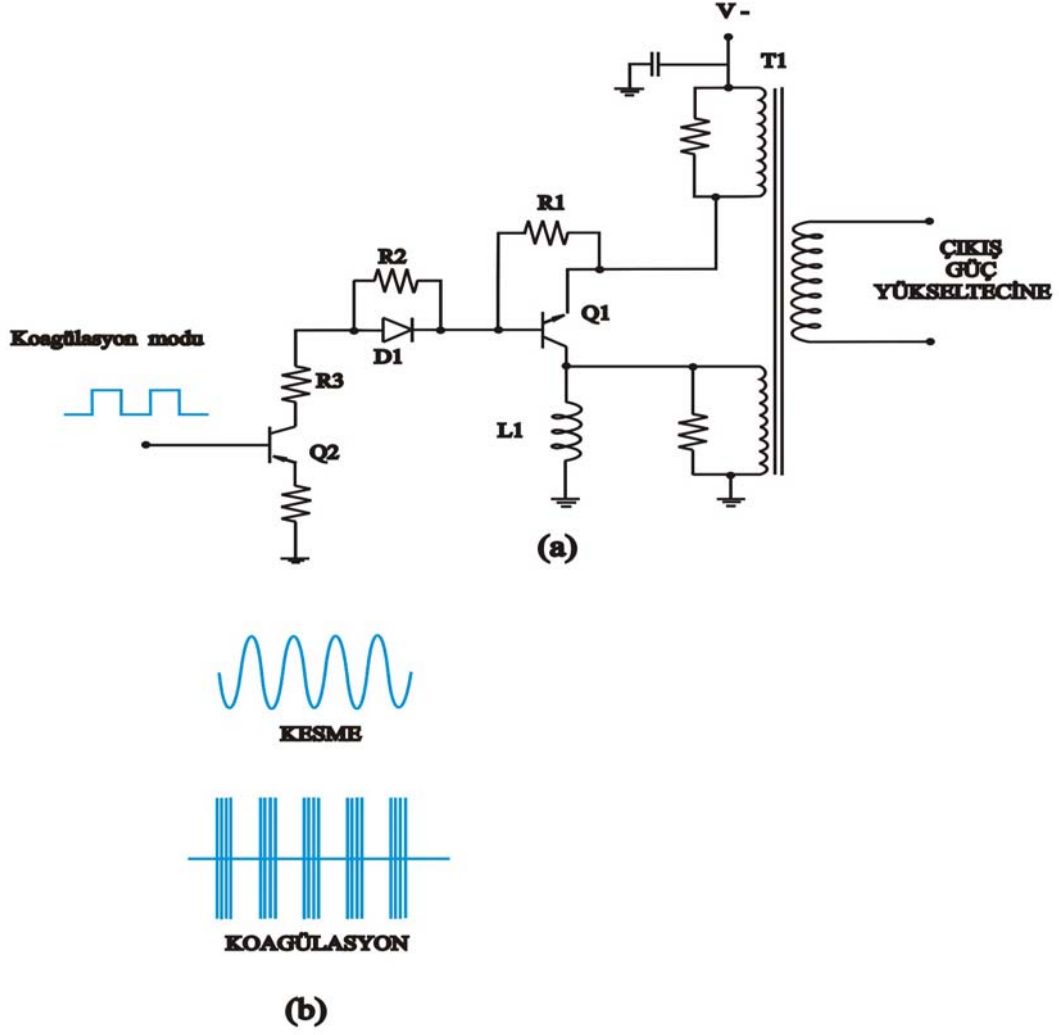
➡ Q1 transistörü ileri yönde kutuplandırıldığında devre, devredeki elemanların belirlediği bir frekansta salınımlar yapmaya başlar.



Şekil 17.3 Yarıiletken RF güç yükseltici

- ➔ Q2 transistörü Q1 transistörünü kontrol eden bir anahtar gibi davranır.
- ➔ Q2 transistörü iletken hale geldiğinde Q1 transistörünün polarmasını sağlayan devre (R3) topraklanır ve böylece Q1 transistörü salınımlar üretecek şekilde ileri polarmalandırılır.
- ➔ Kesme modunda Q2 transistörü sürekli iletken olur ve böylece çıkış dalga şekli sürekli sinüs dalga olur. Fakat koagülasyon modunda Q2'nin bazına bir kare dalga işareti uygulanarak periyodik olarak iletken ve yalıtkan olması sağlanır.
- ➔ Bu osilatör çıkışında Şekil 17.4b'de görülen kesikli (kıyılmış) sinüs dalga şeklinin elde edilmesini sağlar.

- ➡ Diğer üreticiler daha farklı yöntemler kullanırlar fakat elde edilen dalga şekli Şekil 17.4’de görülen kıyılmış sinüs dalgasının değişik türleridir.



Şekil 17.4 a)Yarıiletken osilatör devresi b) Kesme ve koagülasyon modu dalga şekilleri

17.3 Elektrocerrahi Emniyeti

- ➡ Elektrocerrahi cihazı yüksek güçlü bir RF jeneratörüdür ve eğer yanlış bir şekilde kullanılırsa kullanıcıya ve hastaya ciddi zararlar verebilir.

- Üreticinin belirlediği şekillerde kullanıldığı takdirde bir tehlikesi olmamakla beraber hatalı kullanımı potansiyel tehlike oluşturabilir.
- En sık rastlanan yaralanmalardan birisi hastanın vücudunun çeşitli bölgelerinde meydana gelen yanıklardır. Bu soruna neden olan sebeplerden en yaygını yanlış şekilde uygulanmış bir hasta elektrodudur.
- Hatırlayacağınız üzere hasta elektrodunun altında yanık meydana gelmesi akım yoğunluğunun düşük tutulması ile sağlanmaktaydı.
- Dar yüksek akım yoğunluğuna sahip noktalar hasta elektrodunun but veya baldırda kemikli bir bölge üzerine yerleştirilmesi nedeniyle ortaya çıkabilir.
- Sert kemikli bölgelerde elektrot plakasına olan baskı daha fazla olacağından empedans düşmekte dolayısıyla akım yoğunluğu da artmaktadır.

- Hastalarda yanıkların meydana gelmesinin sebeplerinden birisi de elektrot plakasındaki çukur, tümsek ve çatlaklardır.
- Plaka yüzeyi mükemmel bir şekilde düzgün olmalıdır.
- Yüzeydeki bozukluklar yanıklara neden olacak şekilde yerel yüksek akım yoğunluklu bölgeler oluşmasına neden olabilir.
- Dolayısıyla bozulmuş-kırılmış plakaları tamir etmek yerine bunları atmak ve yerlerine yenilerini kullanmak gerekir.

- ➡ Hastada yanıklar meydana gelmesini önlemek amacıyla iletken bir pasta veya jel kullanılır. Bu jel EKG ve defibrilatör elektrotlarında kullanılabenzer olup elektrot hastaya temas ettirilmeden önce bir miktar yüzeyine sürülür.

- ➡ Hastalarda yanıklar meydana gelmesine neden olan üçüncü bir mekanizma ise istenmeyen topraklama noktalarının oluşmasıdır.
- ➡ Bu problem yeni cihazlarda eskilerine oranla daha az görülmektedir.
- ➡ Eski modellerde çıkış uçlarından birisi, genellikle hasta elektrodu, cihazın gövdesine oradan da prizdeki toprak hattına doğrudan bağlanmaktadır.
- ➡ Hastanın vücudunda herhangi bir noktanın toprakla temas etmesi sonucu önemli ölçüde düşük dirençli bir akım yolu oluşursa, akımın büyük kısmı bu yeni parazitik toprak noktasına doğru yönelecektir.
- ➡ Toprakla temas edilen noktadaki akım miktarı yeterince yüksekse yanıklar meydana gelir.

- ❖ Cihazı kullanan operatörün bir tehlikeyle karşılaşma ihtimali azdır.
- ❖ Fakat operatörün eldiveninde en ufak bir delik olması durumunda dahi çarpılma tehlikesi ortaya çıkar.
- ❖ Operatörler cihazı kullandıkları takdirde bir titreme hissediyorlarsa cihazın kontrol edilmesi için uyarıda bulunmalıdırlar.
- ❖ Cihazın içerisine sıvı dökülmesi durumunda önemli ölçüde hasar meydana gelebilir ve çarpılma tehlikesi ortaya çıkar.
- ❖ Ameliyathaneler genellikle çok kalabalık ve sıkışık ortamlardır.
- ❖ Bu nedenle yerden tasarruf etmek maksadıyla elektrocerrahi cihazının düzgün üst kapağı personel tarafından bir sehpa gibi kullanılabilir.

- ❖ Bu durum sıklıkla cihazın içerisine sıvı kaçmasına ve ciddi problemler ortaya çıkmasına neden olur.
 - ❖ Bu yüzden bu işlem şiddetle yasaklanmalıdır.
 - ❖ Ameliyathanelerde kullanılan sıvıların (kan, tuz çözeltileri, betadin, v.s.) çoğu gayet iyi iletkenlerdir.
- ❖ Elektrocerrahi cihazını atelye veya laboratuvar ortamında test ederken yaralanmayı önleyecek prosedürlere dikkat etmek gerekir. Bölüm 18’de elektrik çarpılmalarından ve yanıklardan korunmak için bazı test işlemlerinden ve kriterlerden bahsedilecektir. Genelde yerden iyice yalıtılmış ve sağlam bağlantılarla cihazın sabitlenmesi iyi bir tedbirdir.

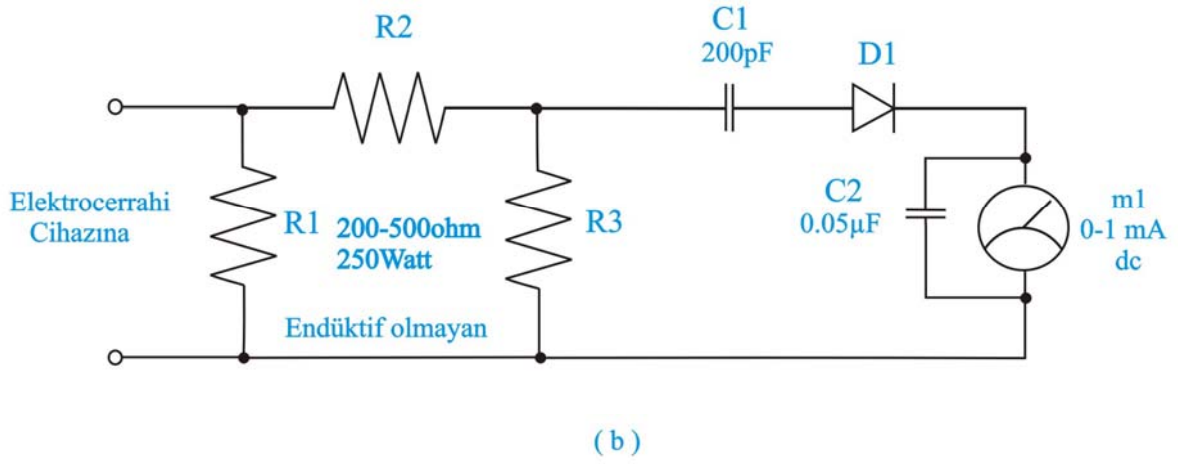
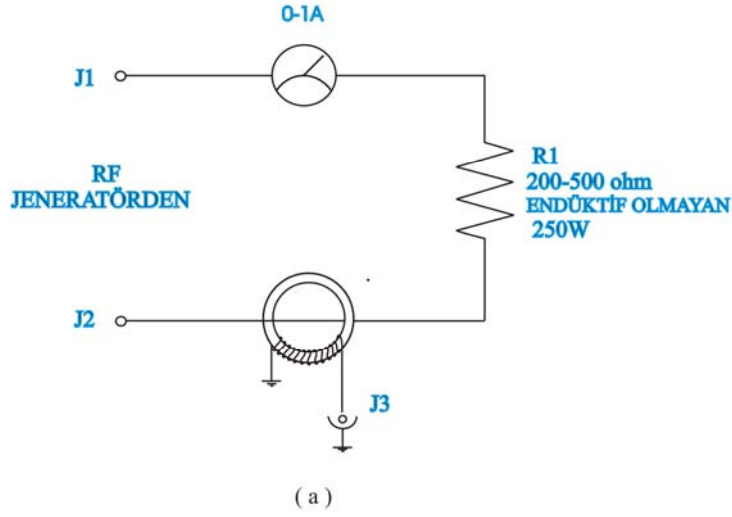
17.4 Elektrocerrahi Cihazlarının Testi

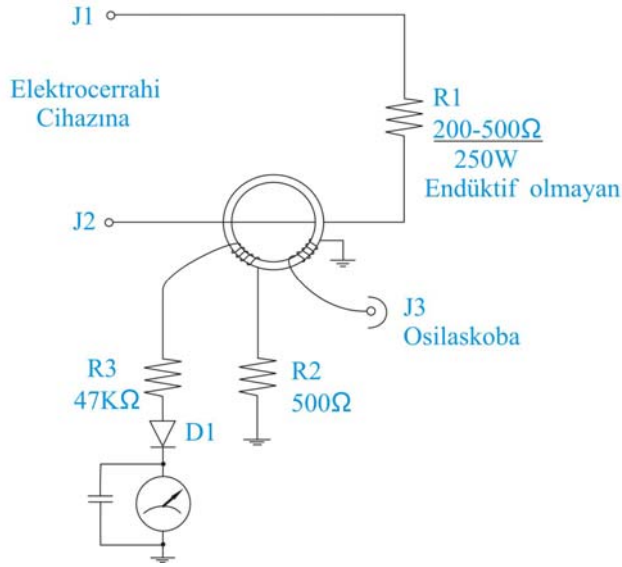
- * Elektrocerrahi cihazlarının testinde kullanılan geleneksel (fakat artık ciddi manada kabul görmeyen) bir yöntem bir parça bifttek alıp makineyle onu parçalara bölmektir.
- ** Bu teknik günümüzde satıcılar tarafından cihazlarının ne kadar etkili olduğunu göstermek için kullanılmaktadır.
- * Fakat mühendis ve teknisyenler daha objektif ve niceliksel test işlemlerini tercih ederler.

- ➔ Birçok orta ve yüksek güçlü elektrocerrahi cihazı üreticisi, RF çıkışın test edilmesi için Şekil 17.5a'daki devreyi önermektedir.
- ➔ Bu devre hastayı taklit etmek üzere bir kör yük (R1) ve cihazın uyguladığı akımı ölçen bir RF ampermetreden oluşmaktadır.
- ➔ Direncin değeri 200 ila 500 Ω arasında değişir.
- ➔ Bir evrensel test kutusunda kullanılan direncin değeri 500 Ω olmalıdır.
- ➔ Bu durumda her zaman üreticinin belirttiği akım değerleri elde edilemeyebilir.
- ➔ Böyle bir durumda, iyi çalışan bir cihazdan alınan değerleri daha sonra aynı cihazları test ederken karşılaştırmak üzere alın ve saklayın.
- ➔ Ölçü aleti, yüksek güçlü cihazlarda 0'dan 1,5 veya 2A'e kadar, düşük güçlü cihazlarda 0-500mA'e kadar tam sapma alanına sahip olmalıdır.
- ➔ Yine de her durumda kullanılan ampermetre termokupllu bir RF ampermetre olmalıdır.

- Şekil 17.5a'daki devreyi veya bir başkasını kurarken dikkat edilmesi gereken bir husus metal ekranlı kutuya herhangi bir şekilde RF bağlaşımının olmamasıdır.
- Elemanları bir kutuya veya fabrika imali bir kılıf içine monte etmek genelde yapılan bir uygulamadır.
- Eğer kutu metalden yapılmışsa ölçü aleti ön panele bir parça plastiğin üstünde monte edilmelidir.
- Aletin takıldığı yuva aletin genişliğinden 1.5 cm kadar geniş olmalıdır, aksi takdirde yalıtım yetersiz olacaktır.

↪ Benzer şekilde dirençler, giriş jakları ve aradaki bağlantı kabloları yeterince yalıtılmadığı takdirde şaseye atlama yaparak korona oluşturacaklardır.





Şekil 17.5 Basit elektrocerrahi cihazı test edicileri a) Toroid transformatör çıkışının osiloskop bağlantısı b) gerilim bölücü c) Toroid akım transformatörü

- Termokupllu RF ampermetre doğal olarak rms okuma veren (efektif değeri ölçebilen) bir alettir ve böylece gerçekteki çıkış düzeyi hakkında bir bilgi sahibi olunabilir.
- Tepe değer okuması veren aletler de zaman zaman kullanılmaktadır fakat bu tip aletler sadece önceden rms değer ölçen bir aletle kalibre edildiklerinde veya sürekli sinüs dalgasının kullanıldığı kesme modunda doğru sonuç verirler.
- Yine de termokupllu RF ampermetrelerle ilgili bazı sorunlar bulunmaktadır.
- Bunlar;

- 1) diğer ölçü aleti tiplerinden daha pahalıdırlar ve
- 2) termokupllu RF ampermetreler doğrusal bir skalaya sahip değildirler: alt bölümde üst bölümde olduğundan daha sıkışık bir görünüm arz ederler.

- Sonuç olarak 1,5 veya 2A'lık aletle düşük güçlerin okunması mümkün değildir ve ikinci bir alete ihtiyaç duyulur.
- Şekil 17.5a'daki transformatör T1, RF dalgaşeklinin osiloskop üzerinde izlenmesi için kullanılır.
- Osiloskop çıkışının özel problar kullanılmadan yüke doğrudan bağlanması tehlikeli bir durum oluşturur, dolayısıyla burada bir akım transformatörü üzerinden bağlanmıştır.
- Eski cihazlarda çıkış dalga şeklinin gözlenmesinin bir gereği yoktur, fakat yarıiletken modellerde genellikle çıkış dalga şeklinin bir osiloskop ekranında gözlenerek ayarlanması gereklidir.
- ➡ Biraz daha değişik bir test kutusu Şekil 17.5b'de görülmektedir.
- ➡ Bu devrede gerilim bölücü R2/R3 dirençleri ve bir diyotlu doğrultucu (D1) ile sürülen 0-1mA'lık bir dc ölçü aleti vardır.
- ➡ Bu devre temelde bir tepe değer okuyucusudur ve ancak termokuplu bir RF ampermetre kullanılarak kalibre edilirse doğru bir değer verebilir.
- * Bir değer tepe-değer okumalı devre Şekil 17.5c'de görülmektedir.
- ** Bu devrede çift çıkış sarımına sahip bir akım transformatörü vardır.
- ** Sarımlardan birisi bir osiloskopu beslerken ötekisi bir diyot aracılığıyla bir dc ölçü aletini beslemektedir.

* Şekil 17.5c'deki devre düşük güçlü elektrocerrahi cihazlarının (mikro-koagülatörler, oftalmik ve laparoskopik cihazlar) test edilmesinde oldukça faydalıdır.

Çeşitli ticari tip elektrocerrahi cihazı test edicileri vardır. Belirli markalar elektrocerrahi cihazının klavuzunda öneri olarak yer alabilir.