

**Spor Bilimleri için Yüzey
Elektromyografi: Olası Hata Kaynakları
ve Bazı Teknik Detaylar**

Doç. Dr. Abdullah Ruhi Soylu
Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi
Biyofizik Anabilim Dalı
ANKARA
2010

ISBN: 978-605-88292-0-6

Önsöz

Bu kitapçığın yazılma amacı spor bilimiyle uğraşan araştırmacılara yüzey elektromyografi hakkında her konuda ayrıntılı bilgi vermek değil, olası hata kaynaklarını ve bazı önemli teknik bilgileri açıklayarak yardımcı olmaktır. Yüzey EMG'yi öğrenmek isteyen okuyucu sırasıyla ilk 3 referansı [1, 2, 3] okuyabilir. Merletti ve Parker'ın kitabı [9] ise, kendimin de araştırmalarımda kullandığım bir referans kitabı olup ayrıntılı teknik bilgi arayan okuyucu için çok önemli bir kaynaktır. Bu kitapçığındaki konuların bir kısmı (filtreler, MVC'nin hassas hesaplanması, cihaz seçimi vs.) referanslardaki kitaplarda uygun şekilde bulunmamakta olup, bu durumun olası hata nedenlerinin önemli bir kısmını oluşturduğunu düşünüyorum. Anlatılan konuların çoğu eskiden beri bilinen ve artık sıradanlaşmış bilgileri içerdiğinden, her cümle ya da paragraf sonuna referans vermedim. Okur her türlü eleştiri ve dileğini aşağıdaki e-posta adresime bildirebilir.

Dr. A. Ruhi Soylu, MD, PhD, EE-Müh.

Hacettepe Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı

ANKARA

2010

arsoylu@hacettepe.edu.tr

Giriş

Yüzey Elektromyografi (sEMG) hakkında yeterli bilgisi olmayan ya da özet bilgiye ulaşmak isteyen okuyucu www.noraxon.com web sitesinden, ücretsiz olan, Peter Konrad'ın **The ABC of EMG** kitabını okuyabilir. Ek olarak, yine ücretsiz olan, www.delsys.com 'dan indirilebilen Carlo J. De Luca'nın **Practicum on sEMG** kitabı da önemli bilgiler içermektedir. Bu iki kaynak okunduktan sonra bu kitapçığa bakmak okuyucuya daha faydalı olacaktır.

Yüzey Elektromyografi

Elektromyografi (EMG), kas fiberlerine ait membranların fizyolojik durumlarındaki değişikliklere ait sinyalleri voltaj olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir [1,7]. Yüzey elektromyografi (sEMG, *surface* EMG) de ise bu sinyaller noninvaziv olarak deri yüzeyinden kaydedilir. Donanım ve yazılım olarak yeterli bir bilgisayarla ve uyumlu bir EMG cihazı, sEMG kullanarak araştırma yapmak için zorunludur.

Uygun sEMG Cihazının Seçilmesi

Eğer araştırmalarınızda kullanabileceğiniz bir sEMG cihazınız yoksa ya da sEMG cihazınızı değiştirmeyi düşünüyorsanız alacağınız cihazda şu özellikler bulunmalıdır:

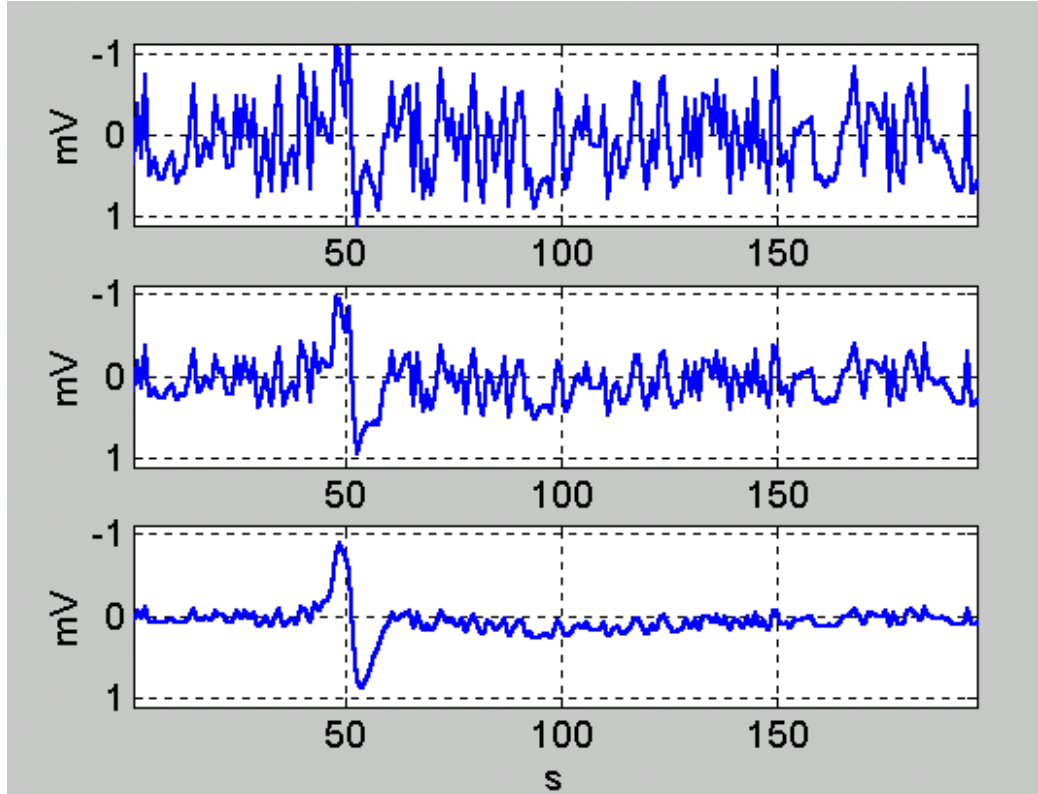
- Cihazın sEMG amplifikatörlerinin gürültüsü düşük olmalıdır.
- Birden fazla kasın aktivasyon, kuvvet vs. gibi özeliğinin

kıyaslamalı olarak incelemesi gerektiğinde, kullanılacak cihazda en az 4 kanal sEMG kanalı bulunmalıdır.

- *Clicker*'ın düşmesi, ayağın topa çarpması ya da yere değmesi gibi olayların sEMG sinyalleri ile eş zamanlı olarak kaydedilebilmesi için (sEMG kayıtlarında tetik olarak kullanılabilmesi için) dijital sinyal kayıt kanalı veya kanalları içermelidir.

- sEMG-kuvvet ilişkisini incelemek için kuvvet ölçebilecek en az 2 adet kanal içermelidir.

- Kol-gövde, ayak-bacak açısı gibi uzuvlar arası açı ile sEMG arasındaki ilişkileri incelemek için en az 2 adet açıölçer kanalına sahip olmalıdır.

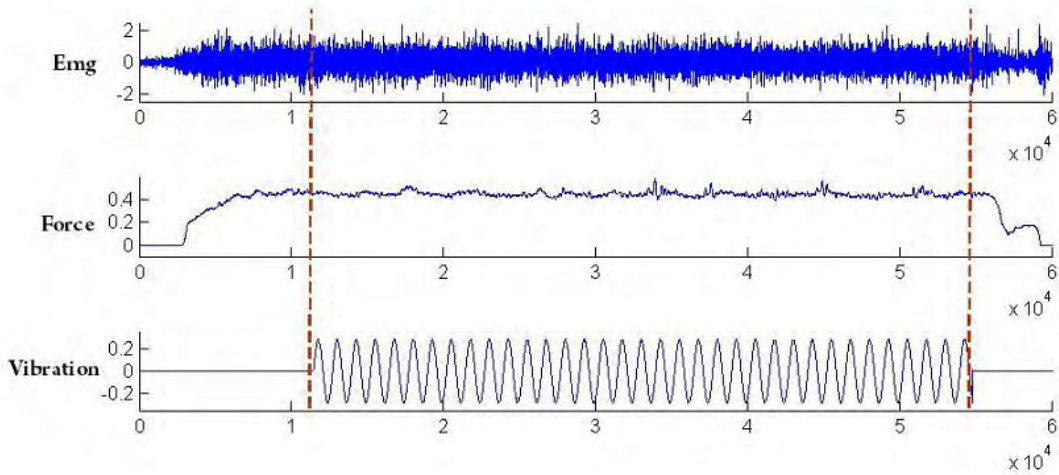


Şekil 1: Amplifikatör gürültüsü farklı 3 amplifikatörle kaydedilen bir biyopotansiyel. Amplifikatör gürültü sinyali rasgele (*random*) bir sinyaldir. Yukarıdan aşağı doğru sinyaller karşılaştırıldığında, amplifikatör gürültüsünün azaldığı görülmektedir. Cihaz alırken, amplifikatör girişleri toprak hattına bağlanarak gürültü seviyesinin RMS

(*root-mean-sqaure*) değeri ölçülmeli ve bu değerin düşük olmasına dikkat edilmelidir.

- Göğüs ve sırt gibi kalbe yakın bölgelerden kaydedilen sEMG sinyallerinde gürültü olarak gözlenen EKG'nin varlığından emin olmak ya da başka amaçlarla kullanmak için EKG kaydı alabilecek en az bir adet kanal gerekebilir.

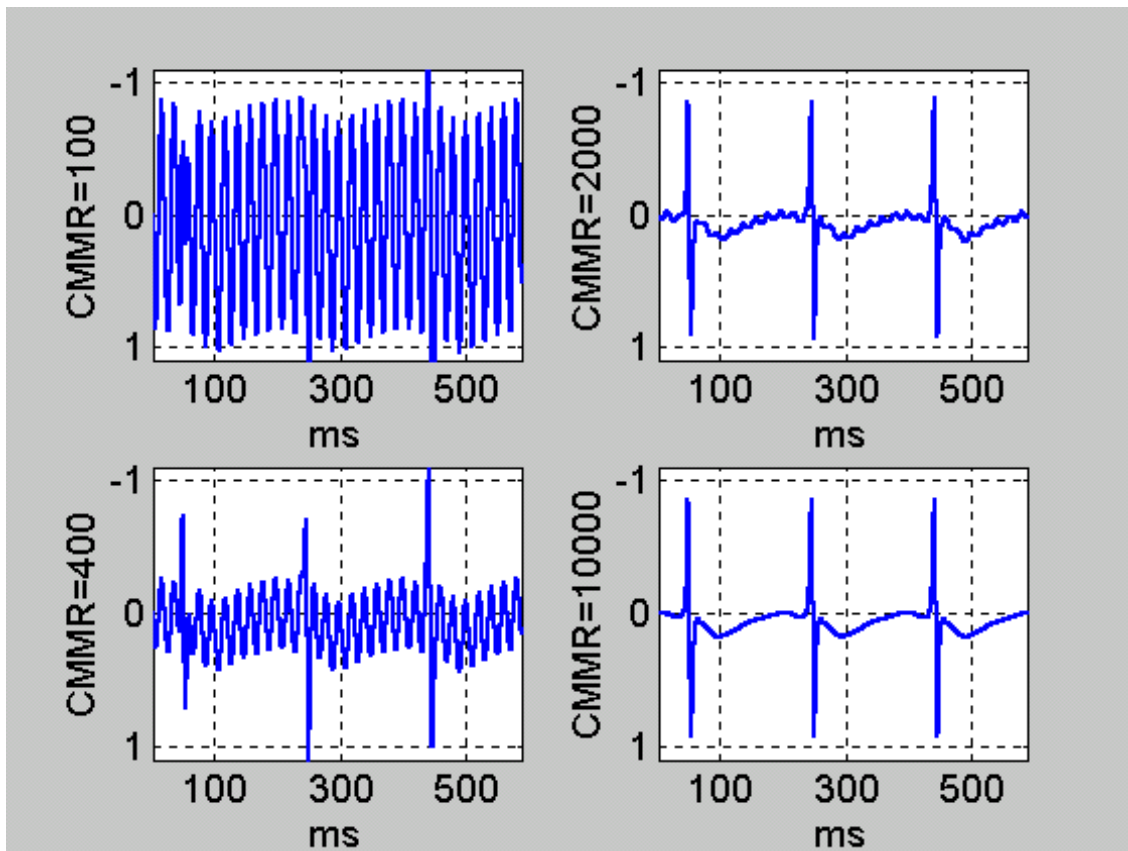
- Başka cihaz veya cihazlardan gelen sinyalleri sEMG ile eşzamanlı olarak kaydedebilmek için sEMG cihazı filtre ayarı istenildiği gibi değiştirilebilen boş kanallar içermelidir.



Şekil 2: sEMG kaydeden cihazın eşzamanlı olarak kuvvet ve deneğin kullandığı araca uygulanan titreşimi kaydetmesine örnek. Bu şekilde

araştırmacı titreşimin sEMG üzerine etkisini her yönüyle inceleyebilir. Dr. Pınar Arpınar-Avşar'ın [6] doktora tezinden, izin alınarak, kullanılmıştır.

- Pozitif ve negatif elektrotlara sızan ortak (*common mode*) gürültüyü azaltmak için, ortak gürültüden kurtulma oranı (CMRR, *Common Mode Rejection Ratio*) en az 90-100 dB olmalıdır.



şekil 3: Sol pektoral kas inaktif durumda iken kaydedilen sol pektoral sEMG sinyali (mV'a karşılık ms). Sinyalde belirgin biçimde hem EKG

artefaktı hem de 50 Hz şebeke gerilimi gürültüsü gözlenmekte. Cihazın CMRR' u artırıldıkça şebeke geriliminin sEMG sinyalinden temizlendiği görülmekte ve EKG artefaktları belirginleşmektedir.

- Aşırı yüksek seviyedeki sinyaller için düşük kazanç ayarı ve aşırı düşük seviyedeki sinyaller için de yüksek kazanç ayarlarını içermek üzere, sEMG amplifikatörleri x100-250 arası, x500, x1000 ve x2000-5000 arası kazanç ayarlarına sahip olabilmelidir.

- Başka analiz programlarında kullanmak (ileri istatistik, grafik vs. için) kaydedilen sinyaller metin dosyası, elektronik tablo dosyası (örneğin Excell) vs. gibi bilinen dosya biçimlerinde saklanabilmelidir.

- Cihaza ait analiz programı, filtreleme, iEMG (*integrated* EMG), LE (*linear envelope*) ve MF (*median frequency*) vs. gibi yöntemleri içermelidir.

- Çoğu spor dalı özel çalışma alanı gerektirdiği için cihaz taşınabilir olmalıdır.

- Özel amaçlar hariç her yerde kolay bulunabilen ve hesaplı olan Ag/AgCl yüzey elektrotları ile çalışabilmelidir.

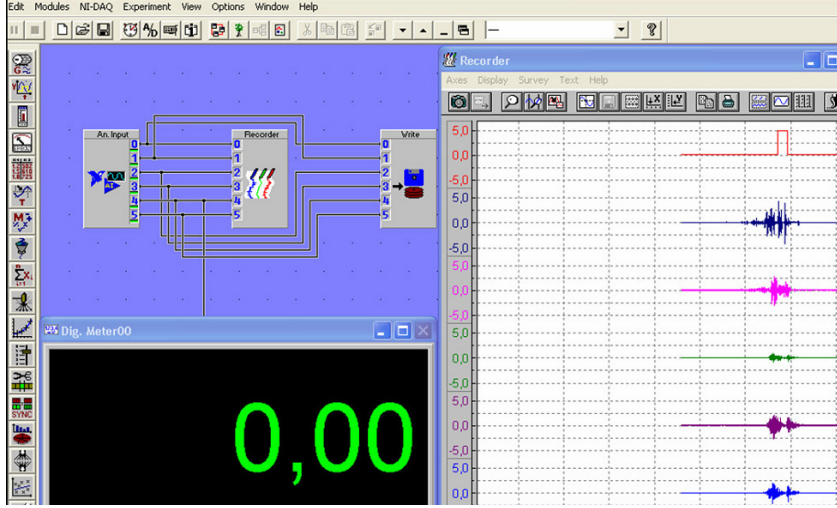


Şekil 4: Modern bir sEMG kayıt sistemi. En solda veri almak için kullanılan dizüstü bilgisayar; sağındaki sırada cilt temizlemede kullanılan sulandırılmış alkol, pamuk, zımparalar ve jiletler; sonraki sırada Ag/AgCL elektrotlar, kutulanmış DAQ kartı (analog EMG sinyallerini dijitale çeviren devre kartı) ve dijital sinyalleri bilgisayara aktaran kablolar, elektrotlar arası direnci DC olarak ölçmede kullanılan AVometre (Amper, Ohm ve Voltaj ölçer); en sağdaki sırada ise 5 adet sEMG sensörü ve 1 adet olay (*Event*) kaydedici kablo bulunmaktadır. Üzerinde patolojik organizma ve zararlı kimyasal madde bulunmadığından emin olunan jilet, pamuk ve zımpara her denek için ayrı olarak kullanılmalıdır. 5 adet sEMG sensörünün üzerinde karışıklık olmaması için etiketler olmalıdır. Olay kaydedici kablo, hareketlerin belli bir anını (örneğin ayağın yere değmesi veya yerden kalkması, okçular için *clicker*'ın düşmesi gibi) sEMG ile eş

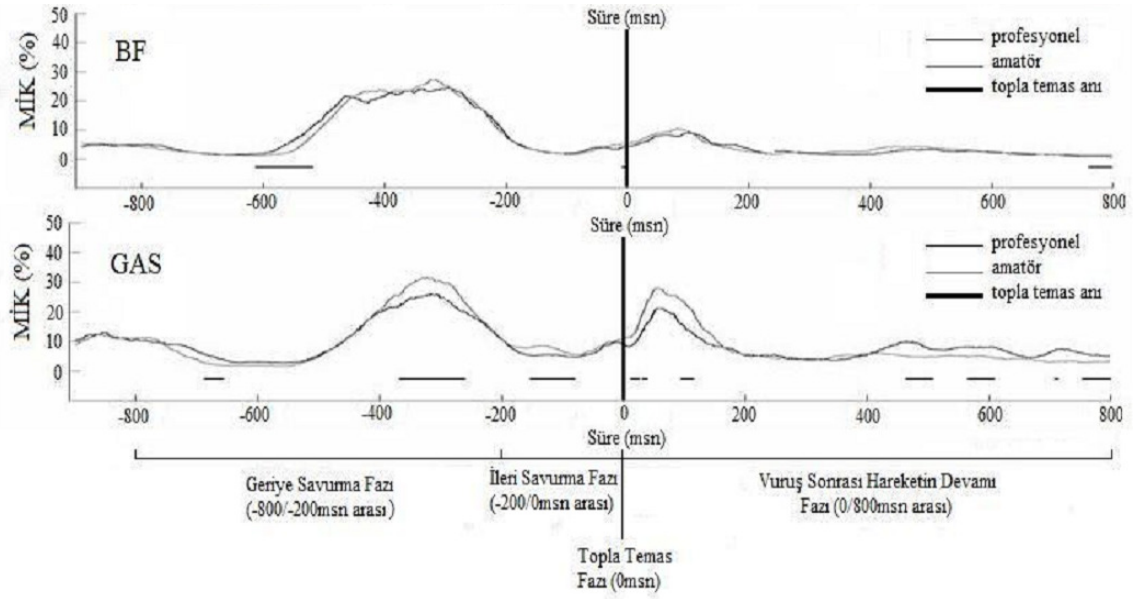
zamanlı olarak kaydedebilmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu veriler, sEMG kayıtlarının olaya bağılı olarak incelenmesine olanak sağlayacaktır. Sensörlerin üzerinde, kazanç ayarını içeren minyatür düğmeler yer almaktadır (düşük çözünürlük nedeniyle fotoğrafta belli olmuyor). Ali Onur Cerrah'ın yüksek lisans tezinden [4] izin alınarak kullanılmıştır.



Şekil 5: EMG kaydı yapılan iki farklı çalışma düzeneğine ait örnekler: topa vuruş (A) ve bisiklet sürüşü sırasında (B) sEMG kaydı alınıyor. Sırasıyla Ali Onur Cerrah ve Dr. Pınar Arpınar-Avşar'ın yüksek lisans ve doktora tezlerinden izinle kullanılmıştır.

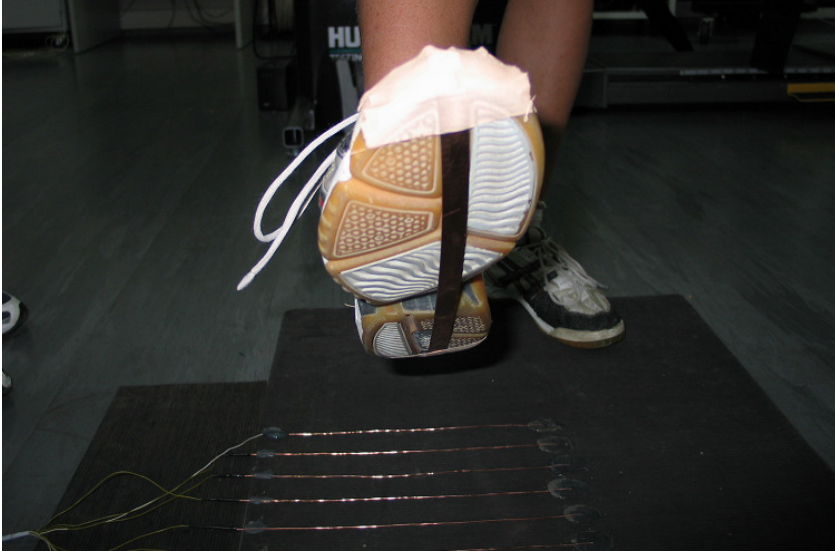


Şekil 6: Bir önceki şekildeki sistem kullanılarak alınmış bir kayda ait yazılımın ekran görüntüsünün bir parçası. En sağdaki grafikte yukarıdan aşağıya doğru olay kanalı (iki olay kanalı kablosu arasında temas var veya yok bilgisini içeriyor) ve 5 sEMG kanalına ait sinyaller gösterilmiştir. Elvin Onarıcı Güngör'ün yüksek lisans tezinden [5] izin alınarak kullanılmıştır.



Şekil 7: Profesyonel ve amatör iki grubun bir vuruş türü sırasında BF ve GAS kaslarına ait aktivasyon derecelerinin istatistiksel olarak kıyaslanması. Koyu çizgiler profesyonel, açık çizgiler amatör futbolcuların sEMG-LE'larına karşılık gelmektedir. Grafiklerin, büyüklük olarak, kıyaslanabilir olması için MVC normalizasyonu gerçekleştirilmiştir. Ayağın topla temas anı, EMG cihazının uygun bir girişi kullanılarak kaydedilmiş, bu şekilde olay sEMG sinyalleri üzerinde işaretlenmiştir. Grafiklerde düşey eksen kasılmaya göre aktivasyon yüzdesini, düşey eksen ise ms olarak zamanı göstermektedir. t=0 anı topayak temasına karşılık gelmektedir. Yatay eksendeki kalın siyah çizgiler iki grup arasındaki aktivasyonların istatistik olarak farklı olduğu zaman

aralıklarını göstermektedir. Eğer sEMG ile beraber top-ayak temas zamanı kaydedilmese idi böyle bir kıyaslama mümkün olmayacaktı. Ali Onur Cerrah'ın yüksek lisans tezinden [4] izin alınarak kullanılmıştır.



Şekil 8: sEMG'si kaydedilen sinyalde ayağın yere basma ya da yerden ayrılma zamanının EMG üzerinde-zamansal olarak-nereye geldiğini saptamak için kullanılan düzenek. Spor ayakkabısı altına yerleştirilen iletken levha ve ayağın bastığı yere yerleştirilen sık aralıklarla döşenmiş teller sEMG cihazının olayı kaydeden kanalına bağlanmıştır. Elvin Onarıcı Güngör'ün yüksek lisans tezinden [5] izin alınarak kullanılmıştır.

Denek Seçimi

Denek grubunu seçerken, katılımcı sayısının belirlenmesi, her denekten olayla bağlantılı kaç sEMG kaydı alınacağına karar verilmelidir. Denek sayısının fazla olmadığı durumlarda (örneğin 8 denek), deneklerin birkaçının kadın kalanının erkek olması, grup homojenliğini bozarak değişkenliği arttırdığı için, istatistiklerde sorunlara yol açabilir. Bu nedenle, eğer özel bir amaç yoksa gruplar homojen olmalıdır. Homojenlikle ilgili diğer bir örnek hata ise, 9 denekli bir gruptan deneklerin sağ kolundan sEMG kaydı alınması olabilir. Hatanın nedeni deneklerin bazılarının solak olabilmesi olasılığıdır. Bu nedenle, eğer özel bir amaç yoksa daha doğru bir seçim, deneklerin dominant olan el/ kollarından kayıt alınmasıdır.

Deney Protokolü

Araştırmadan önce mutlaka bir deney protokolü hazırlanarak, yapılacak işlemler ayrıntılı bir biçimde yazılmalı ve her basamakta yapılan işlemler protokol üzerinden işaretlenmelidir.

Elektrot Yerleşimi

Biceps, Triceps gibi kaslarda inervasyon bölgeleri kasın göbek bölgesinden uzakta, kenarlara ve tendonlara yakın bölgelerdedir. Eğer pozitif ve negatif elektrotlar arasına inervasyon bölgesi gelirse, inervasyon bölgesinden hem pozitif hem de negatif elektrota doğru zıt işaretli potansiyeller yayılacak ve zıt işaret nedeniyle toplamda daha küçük bir potansiyel elde edilecektir. Bu nedenle elektrotlar, mutlaka kasın en şişkin olan-kenarlardan uzak-orta bölümüne yapıştırılmalıdır. Bunun için de, sadece sEMG elektrotlarının yapıştırılacağı kas kontraksiyonda iken elektrot yeri saptanmalıdır. Göz kararıyla ya da elektrot uygulanacak kas dışındaki komşu kasların da gereksiz yere kasılmasına izin vererek elektrot uygulama yerini seçmek hatalı kayıtlara neden olabilir.

Bir diğer hata kaynağı ise elektrot yerleştirilecek bölgede yeteri kadar temizlik yapılmamasıdır. Bu durumda şebeke elektriğinin yol açacağı gürültü ile hareket artefaktlarının yol açabileceği gürültü sEMG sinyallerinde bozulmalara neden olabilir.

Elektrotlarla sEMG cihazı arasında bağlı olan kablolar eğer uygun yerlere bantlarla sabitlenmezse yine hareket durumunda sinyal bozan artefaktlar ortaya çıkabilir.

sEMG’de hareket artefaktlarının ortaya çıkmasını kolaylaştıran diğer bir faktörse elektrot ile deri arasında viskozitesi düşük sıvı bulunmasıdır. Bu nedenle elektrotların üzerindeki jel oldukça koyu

kıvamda olmalı ve arada düşük viskoziteli sıvı bulunmamalıdır. Bu uyarının yazılma nedeni deri-elektrot arasında düşük viskoziteli sıvı bulunmasının elektrotlar arası direnci düşürmesi nedeniyle tercih edilebilmesi olasılığıdır. Ek olarak elektrotlar deriye uygulandıktan sonra en az 3-5 dakika beklenerek deri-elektrot iletkenliğinin durağan hale gelmesi bazı özel durumlarda (elektrotlar arası empedans ölçüm çalışmaları, elektrot ve kablo hareketinin gelişebileceği futbol vuruş tekniklerinde ön bacak üzerinde sEMG çalışmaları vs. gibi) düşük artefaktlı ya da artefaktsız sEMG kaydı için faydalı olacaktır.

Kalbe ve göze yakın bölgelerde yapılacak sEMG çalışmalarında, hem pozitif hem de negatif elektrotun kaynağa eşit uzaklıkta olması sEMG gürültüsünü azaltmada yardımcı olabilir.

Elektrot uygulama kalitesinin en önemli iki göstergesi, elektrotlar arası empedansla, aktivite olmayan durumda elektrotlardan yapılan sEMG aktivitesinin gözlenmesidir. Eğer elektrotlar arası empedans 5-10 $K\Omega$ aralığında ise, elektrot uygulaması başarılı demektir (amplifikatör, kablolama vs.nin de uygun olduğu farz ediliyor). Elektrot uygulaması, empedans ölçülerek başarılı bulunsa bile kontrol edilmesi gereken ikinci faktör, deneğin elektrot uygulanan kasları ve çevresinde aktivite olmadığı durumda kaydedilen sEMG sinyalinin özellikleridir. Eğer bu sinyalin RMS değeri çok küçük değilse ve/veya bu sinyalde 50 Hz şebeke geriliminin katkısı gözleniyorsa, toprak elektrotu, amplifikatör, kablolar,

analog-dijital çevirici kartı vs. gibi sistem bölümlerinden hata var demektir. Bu hatalar düzeltildikten sonra kayda başlanmalıdır.

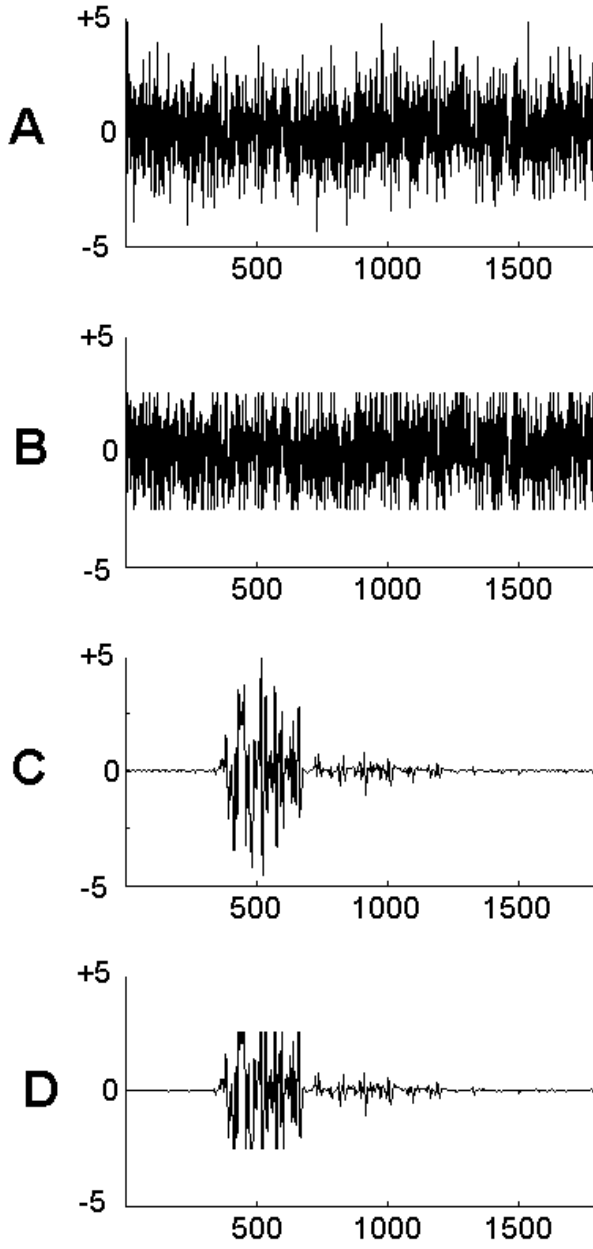
Çapraz (*cross-talk*) gürültü olarak adlandırılan, ölçüme komşu olan kaslardan kaynaklanarak elektrotlara sızan gürültüyü engellemek ya da azaltmak için ya elektrotlar arası uzaklık yeteri kadar kısaltılmalı veya 3 girişi olan ve çift fark sensörü (*double differential sensor*) olarak adlandırılan sensörler kullanılmalıdır.



Şekil 9: Üç girişi olan *double differential* sensör. Ortadaki altıgen metaller toprak elektrotu olup dairesel metaller pozitif ve negatif elektrotlara karşılık gelmektedir.

Amplifikatör Kazanç Ayarı ve Kanal Seçimi

Çok basit bir ayarmış gibi görünse de kazanç ayarı en çok hata yapılan noktalardan biridir. Eğer kazanç yüksek seçilirse, sEMG sinyalleri satürasyona uğrayacağından söz konusu sinyal, sadece kas aktivasyonunun başlangıç ve bitişinin belirlenmesiyle ilgili EMG analizlerinde kullanılabilecek, iEMG, LE ve yorulma analizlerinde işe yaramayacaktır. Amplifikatör kazanç ayarına mutlaka maksimum kasılma sırasında karar verilmesi gerekir. Eğer kasın normal aktivitesi sırasında karar verilirse, MVC (*Maximum Voluntary Contraction*, en yüksek istemli kasılma) kayıtları sırasında amplifikatör satürasyona uğrayabilir. Bu durum, MVC normalizasyonu kullanılarak yürütülen iEMG ve LE analizlerinde hatalara neden olmaktadır.



Şekil 10: Biceps brachii kasına ait MVC (**A**) ve nonizometrik (**C**) kasılma sEMG'leri (mV'a karşılık ms). **B** ve **D**'de aynı sinyaller yapay olarak saturasyona uğratılmıştır.

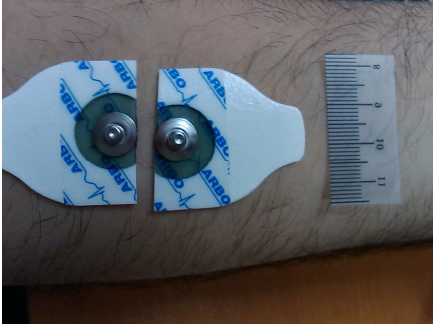
Kaydedilen EMG sinyallerinin belli bir değerin altında olan kısmı, sinyali analogdan dijitale çeviren devrenin (ya da çipin) hata bölgesine girmesi, düşük kazançla bağlı hassasiyet kaybı (kaydedilen sinyalin sEMG amplifikatör gürültüsüne yaklaşması) gibi nedenlerden dolayı güvenilir değildir. Bu nedenle mutlaka sEMG sinyallerini amplifikatörün güvenilir aralığında kaydetmek gerekir. Yüksek kazançla benzer şekilde, aşırı düşük bir kazançla kaydedilen sEMG sinyalleri kas aktivasyonunun başlangıç ve bitişinin işaretlenmesi de dâhil olmak üzere hiçbir önemli sEMG analiz işleminde kullanılamaz. İyi bir alışkanlık olarak her yapılan ölçüm sırasında sEMG sinyalinin maksimum ve minimum değerlerinin gerçek zamanlı olarak gözlenmesi (genellikle MVC ölçümü sırasında sEMG sinyalleri -5 mV ila +5 mV arasında değişir) ve amplifikatörün satürasyon değerlerinin bilinmesi kazanç ayarı hatalarının azaltılmasında önemli rol oynar.

Tecrübeli bir araştırmacı tarafından bile yapılabilecek kritik bir başka hata ise araştırması yapılan kas aktivitesi için ayrı, söz konusu kasa ait MVC aktivitesi için ayrı sEMG kanalı kullanılmasıdır. Çoğu cihazda kanallar arasında %5'e kadar çıkabilen kazanç farkları bulunmaktadır. Kas aktivitesini gösteren sEMG kayıt kanalı ile MVC değerinin belirlenmesinde kullanılan kayıt kanalı arasındaki farklılık ölçümlere yansımakta, iki değer arasında cihaza bağlı olarak değişen bu farklılık

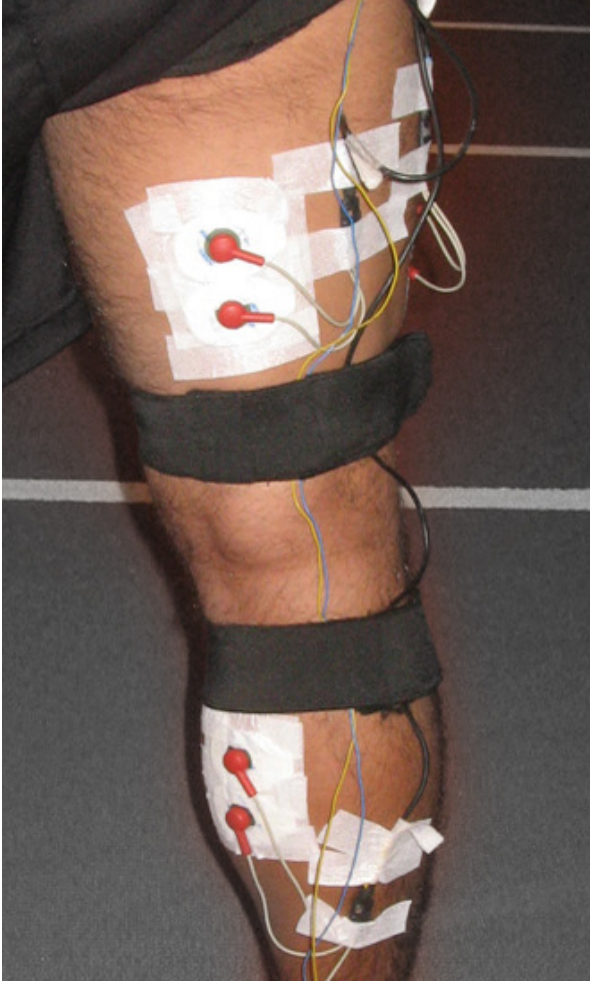
analizleri de etkilemektedir. Ayrı sEMG kanalları kullanılması nedeniyle bu durumda, örneğin iEMG ve LE hesaplamalarında, kanallar arası kazanç farkı oranında (~%5 kadar) hata oluşur ve basit bir ihmal nedeniyle ortaya çıkan bu hata araştırmadaki istatistikleri ciddi derecede etkileyebilir.

Bir diğerk olası hata kaynağı ise toprak elektrotunun sternum üst ucu gibi kas aktivitesinde uzak ve hareketli olmayan bir bölge yerine doğrudan kas üzeri gibi hareketli bir bölgeye yerleştirilmesidir (özel durumlar hariç). Bütün elektrotlarda ortak olan bu elektrot nedeniyle bu durumda, tüm sEMG kanallarına toprak elektrotunun bulunduğu bölgedeki aktivite de yansıyacağı için, analizlerde önemli hatalar yapılabilmektedir.

Başka bir önemli hata kaynağı ise pozitif ve negatif elektrotlar arasında hava boşluğu bırakılmamasıdır. Elektrotların altında ter biriktiğinde (ki bu durum, deney süresi uzadıkça ve aktivite arttıkça kaçınılmaz olarak görölmektedir) negatif ve pozitif elektrotlar arasında kısa devre oluşmakta, buna bağılı olarak ta sEMG amplitüdü değışmektedir. Araştırmacı bu durumu fark edemeyebilir. Bu nedenle iki elektrotun arasındaki komşu yalıtkan bölge makasla kesilerek araya uygun bir boşluk bırakılabilir. Eğer elektrotlar arası uzaklığın çok kısa olması gerekiyorsa, daha küçük çaplı elektrotlar kullanılarak aynı işlemler tekrarlanmalıdır.



Şekil 11: İki standart Ag/AgCl EKG/EMG elektrot arasında en az 3-4 mm hava boşluğu bırakarak, elektrotlar arası mesafenin 2 cm'den daha az bırakılabileceğini gösteren uygulama.

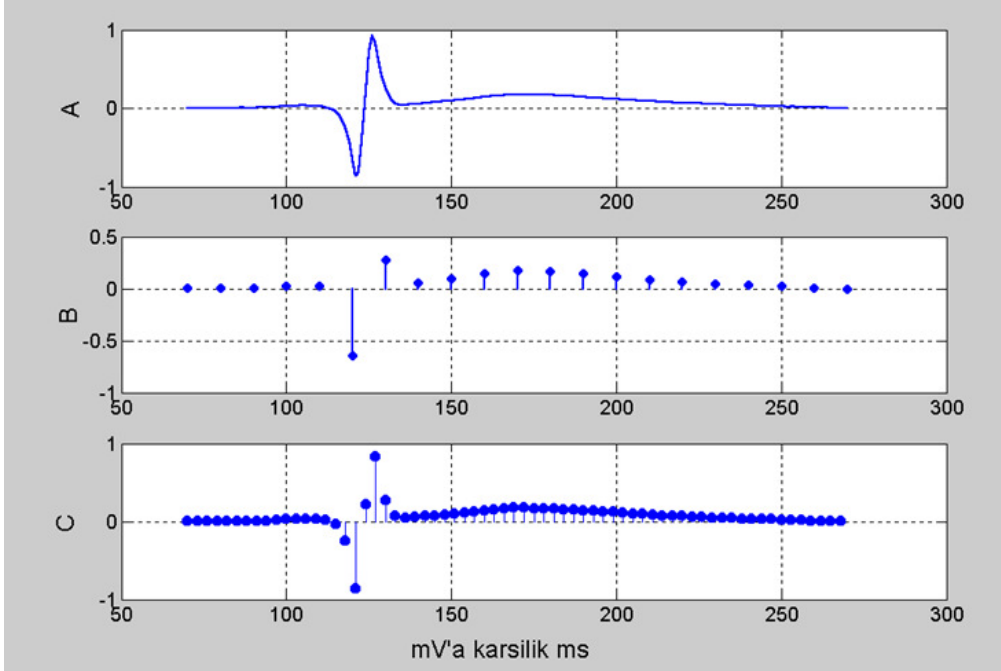


Şekil 12: Elektrot kablolarının, hareket artefaktlarını engellemek için uygun şekilde bağlanışını gösteren uygulama.

Ali Onur Cerrah'ın yüksek lisans tezinden [4], izin alınarak, kullanılmıştır.

Örnekleme Hızı ve Dijital Sinyali Saklama Biçiminin Belirlenmesi

Örnekleme hızı, analog sEMG sinyallerinin saniyede kaç kere örnekleneceğini gösterir ve özel durumlar hariç sEMG sinyalleri en az 1000 örnek/saniye hızında bilgisayara aktarılmalıdır. Hassasiyet kaybı olmaması için de, dijital verilerin saklama biçimi μV seviyesinde bilgiyi kapsamalıdır (örneğin mV seviyesinde sinyaller için virgülden sonra en az 3 basamağı içermesi gibi).



Şekil 13: Analog bir biyopotansiyel (A) ve bu analog sinyalin 100 Hz (B) ve 340 Hz (C)'de örneklenmiş dijital formu. Bir analog sinyali hangi frekansta örneklemeli sorusunun yanıtı, Nyquist teoremi'ne göre, analog

sinyalin içindeki maksimum frekansın 2 katından daha yüksek bir frekanstır. sEMG sinyallerinin içindeki maksimum frekans, özel durumlar hariç, 400-500 Hz olduğu için, sEMG sinyalleri, en az 1000 Hz’de örneklenerek bilgisayara aktarılmalıdır.

sEMG Filtre Ayarlarının Seçilmesi

sEMG filtre ayarları, sinyale sızan gürültünün temizlenmesi bakımından son derece önemlidir. Bir sinyalin Dijital Fourier Transformunun genlik grafiğinin, 0 Hz’den $f_s/2$ ’ye kadar olan kısmı (f_s =sinyalin örnekleme frekansı) frekans spektrumu olarak adlandırılabilir. sEMG frekans spektrumunun düşük frekanslara karşılık gelen bölgeleri, özel durumlar hariç, filtrelenmelidir. Bu nedenle şu konulara dikkat edilmesi gerekmektedir.

i) Filtreleme işlemi, uygulama yapılan sinyalin ilk bir saniyelik bölümünde bozulmalara yol açabilir, bu nedenle işlem daha önceki bir zaman diliminden başlayarak yapılmalıdır. Örneğin, bir MVC ölçümünün analizi için elimizde 9 saniyelik bir sEMG kaydı olsun ve bu kaydın, üçüncü ve yedinci saniyeler arasındaki bölümünü maksimum analiz için kullanmak isteyelim. Eğer sadece bu aralığa filtre uygulayacak olursak, filtre artefaktları sEMG sinyalinin üçüncü ve dördüncü saniyeler arasındaki bölümünde ortaya

çıkabilir. Bu artefaktta sEMG'nin maksimum değerin hatalı ölçülmesine yol açabilir. Bu durumu önlemek için, filtreleme işlemi, ilgilenilen zaman aralığının öncesinden, örneğin sEMG sinyali sıfırıncı saniyesinden başlatılmalıdır.

ii) Filtre derecesi, istenmeyen frekans bölgesinin hangi oranda bastırılacağını gösterir. Eğer düşük dereceli bir filtre seçilirse (örneğin ikinci derece Bessel filtresi) istenmeyen frekans bölgesi yeteri kadar temizlenemez. Eğer istenmeyen frekans bölgesini bastırma derecesi çok yüksek bir filtre seçilirse (örneğin otuzuncu derece Bessel filtresi) filtrenin katsayıları hatalı hesaplanabileceğinden sinyalde artefaktlar görülebilir.

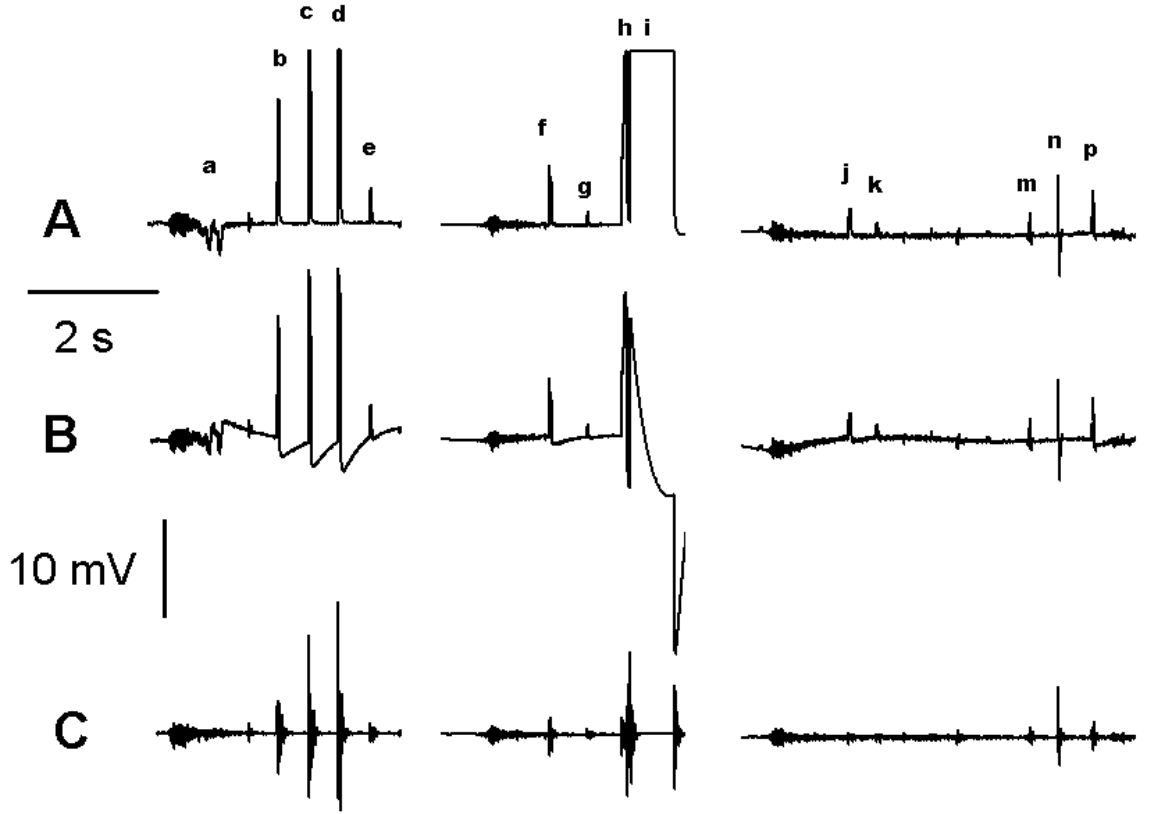
iii) Kullanılacak filtrenin faz açısı ciddi derecede sinyalde bozulmalara (frekans bandının bazı bölgelerinde faz kayması olup da diğer bölgelerinde olmaması, sinyal genliğinde artefaktlar vs. gibi) yol açabileceğinden eliptik filtre, çentik (*Notch*) filtresi gibi filtreleri kullanmak uygun olmayabilir.

iv) Filtrenin kesim frekansının gereğinden düşük olması (örneğin 20 Hz yerine 8 Hz olması) zıplama, tekme atma gibi aktiviteler sırasında oluşan hareket artefaktının sEMG kayıtlarından temizlenememesine yol açar. Gereğinden yüksek bir değer seçmek (örneğin 50 Hz'e ayarlamak) ise ölçülecek sinyali bozar.

v) Eğer FFT (*Fast Fourier Transform*) filtresi gibi filtreler kullanılacak olursa, sEMG sinyalinin bir yerindeki artefakt ya da

yüksek genlikli bir sinyal bölgesi, o bölgenin çok uzağındaki başka bir bölgeyi etkileyebilir. Bu nedenle, özel durumlar hariç, kullanılacak filtrenin uygun biçimde seçilmesi çok önemlidir. Standart bir filtreyi tüm çalışmalarda kullanmak yerine, çalışan kas gurubuna ve/veya aktiviteye özgü filtreler seçilmeli ve en doğru yöntemle ilgili güncel literatür dikkate alınmalıdır.

vi) 50 Hz (ülkemizde ve Avrupa ülkelerinde) ya da 60 Hz (Amerika Birleşik Devletlerinde) çentik (*Notch*) filtreleri, CMRR'nun düşük olduğu çok eski model sEMG cihazlarında çok önemli idi (düşük CMRR'a bağlı sEMG ye sızan 50/60 Hz şebeke gürültüsünü temizlemek için). Fakat günümüzün modern cihazlarında CMRR yüksek olduğu için, şebeke gürültüsü, sEMG sinyallerinde, kayıt kurallarına uyulduğu müddetçe gözlenmemektedir. Ayrıca sinyali fazla bozduğu için de kullanımı tehlikelidir (50/60 Hz frekansı sEMG frekans spektrumunun kritik bir bölgesine gelmektedir). Bu kitabın yazarı 50 Hz çentik filtresi kullanmak yerine şebeke gürültüsüne yol açan nedeni ortadan kaldırdıktan sonra kayıtları tekrarlamayı tercih etmekte ve önermektedir.



Şekil 14: Bir deneğin yüzey EMG'si kaydedilirken, elektrot üzerine rastgele bir şekilde basınç uygulanıp kablolar sallanarak **A**'daki sEMG sinyali elde edilmiştir (sinyalin bazı bölgeleri basitlik açısından silinmiştir). **A** kaydı sırasında sEMG cihazının düşük frekans kesim filtresi 0 Hz'dir. **A** sinyali üzerinde zayıf bir artefakt filtresi (0.3 Hz yüksek frekansları geçiren, düşük Butterworth filtresi) kullanarak **B** sinyali, aynı filtrenin daha kuvvetli bir versiyonunu (20 Hz yüksek frekansları geçiren, 6. derece Butterworth filtresi) kullanarak da **C** sinyali elde edilmiştir. Doğru bir stratejisi olarak sEMG kayıtları sırasında yüksek geçiren filtrenin kesim frekansını mümkün olan en küçük değere ayarlarsak (örneğin 0 Hz, yani DC değere. DC kayıt mümkün değilse 0.3 Hz uygun bir değer olabilir), **A** sinyali üzerinde küçük harflerle gösterilen hareket artefaktları kolaylıkla görüldüğünden sinyalin gereken yerleri analize katılmayabilir. Eğer **A** sinyalini kesim frekansı 0.3 Hz'e ayarlayarak kaydetse idik **B** sinyalini elde ederdik ve bu durumda bile

hareket artefaktları rahatlıkla görülerek hatalı sEMG parçaları temizlenebilirdi. Eğer kesim frekansını 20 Hz yapıp filtreyi de kuvvetlendirirsek C sinyali elde ederdik: Bu durumda artefaktların önemli bir kısmı normal sEMG'ye benzediği için yaptığımız analizler hatalı olacaktı. Bu kitabın yazarı sEMG kayıtlarını mümkün olan en düşük kesim frekansında (yüksek geçiren filtre için) alarak sinyalin kalitesini değerlendirmekte, hareket artefaktlarını temizlemek için kullanması gereken yüksek geçiren filtreyi bu incelemeden sonra yapmaktadır.

MVC Kayıtları ve sEMG Normalizasyonu

MVC kayıtlarının gerçekleştirilmesinde amaç volt seviyesindeki sinyalleri, tüm denekler için kıyaslama yapılabilir maksimum aktivasyon seviyesindeki sinyallere dönüştürmektir. MVC normalizasyonu için araştırılacak aktiviteye ait sEMG sinyali maksimum kasılma sırasındaki sEMG amplitüdünün maksimum değerine bölünerek normalize edilir. Bu şekilde sEMG sinyalleri o kasa ve kişiye özgü maksimum değer yüzdesi olarak gösterildiği için kıyaslama ve istatistik işlemleri gibi analizler uygulanabilir hale gelir.

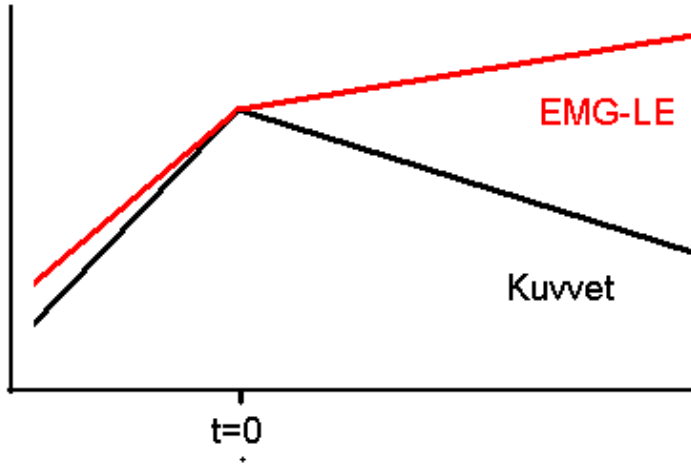
MVC kayıtlarında ortaya çıkan hataların en önemli nedenlerinden biri MVC kaydını alan kişinin tecrübesiz olmasıdır. MVC kaydı sırasında amaç, MVC kaydı alınacak kas dışındaki diğer kasların aktivasyonunu durdurup, sadece MVC kaydı alınacak kasın kontraksiyonunu, optimal pozisyonda maksimize etmektir. Bu da ancak el-ayak vs. gibi uzuvlara

(kaydı alınacak kasa göre hangisinin kullanılacağı değişmektedir) belli pozisyonlar verilerek ve gerekirse bazı cihazlar kullanarak kaydın alınmasını gerektirir. Kaydın alınması sırasında bazı kas gruplarının aktivitelerinin minimum olduğundan da emin olmak gerekebilir (örneğin biceps kasından yapılacak böyle bir kayıt sırasında denek triceps kasını da kasıyorsa MVC kaydı hatalı olarak ölçülür). Bu nedenlerle MVC kaydı alacak kişinin tecrübe düzeyi hataları önlemek için çok önemlidir. Hangi kas grubu için hangi pozisyon ve destek verileceği, hangi aletlerin kullanılabileceği, hangi kas grubun aktivasyonunun engellenmesi gerektiği ve elektrotların nerelere yerleştirileceği uygun kaynaklara bakılarak öğrenilmiş olmalıdır. SENIAM projesi ve raporları (www.seniam.org) bu konudaki en önemli kaynaktır.

Daha önce de bahsedildiği gibi hem araştırılan aktivite ve hem de MVC ölçümü için aynı sensör kullanılmalıdır.

MVC kaydı sırasında kasın maksimum genlik değerini değiştiren faktörler, deneğe bağlı değişkenlikler (kişiye özgü psikolojik ve sinirsel faktörler, deneğe sözel komut verilip verilmediği, deneğe sEMG ölçülen kasının oluşturduğu kuvvetin gerçek zamanlı olarak bildirilip bildirilmediği vs.) ve kas yorgunluğudur. sEMG yorulmasının mekanik tanımı, kasın ulaştığı maksimum kuvveti koruyamamasıdır. Kas yorgunluğunun sEMG üzerine yansımaları sEMG genliğinin artması ve MF (Median Frekans, güç spektrumunu alan olarak ikiye bölen frekans)'ın azalmasıdır. Soylu ve Arpınar-Avşar [8] biceps kası için MVC

hesaplamaları sırasında sEMG ile beraber kas kuvvetinin de kaydedilmesi gerektiğini, MVC ölçüm süresinin çok kısa tutulmaması gerektiğini, böyle yapılmayıp sabit bir MVC kayıt süresi kullanıldığı takdirde MVC normalizasyonu için gerekli maksimum sEMG değerinin hatalı olarak hesaplanacağını göstermişlerdir. Araştırmacılar, kas kuvveti maksimuma ulaştıktan sonra sEMG genliğinin azalmadığını, aksine doğrusal bir biçimde arttığını gözlemlemişler, bu durumun MVC ölçümü sırasında gerçekleşen yorulmadan kaynaklandığını, MVC değerlerinde hataya neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle eğer MVC kayıt süresi gereğinden uzun veya kısa tutulursa MVC hatalı olarak ölçülür. Eğer araştırmacı sabit bir MVC kayıt süresi kullanacaksa, bu 5 saniye olmalı ve MVC kayıtları 5 kez tekrarlanmalıdır. Bu sürenin 3 s gibi bir süre olması maksimum sEMG genliğinin aşırı derecede düşük hesaplanmasına neden olabilir [8]. Maksimum MVC değerini doğru hesaplamanın en uygun yolu ise kuvveti de sEMG ile eşzamanlı kaydederek, maksimum sEMG ölçümünü kuvvetin maksimum olduğu zamanda yapmak gerekmektedir [8]



Şekil 15: Soylu ve Arpınar-Avşar [8], MVC ölçümü sırasında hem sEMG hem de kuvveti eş zamanlı kaydedip tüm sinyalleri kuvvetin maksimum olduğu zamana göre ($t=0$) normalize edince, $t=0$ anından sonra kuvvetin azalıp, sEMG büyüklüğünün arttığını (kas yorulmasının tipik bulgusu) gösterdiler. Bu durumda, eğer MVC'a ait sEMG'den yapılan maksimum değer ölçümü $t=0$ anında (yani kuvvetin maksimum olduğu anda) yapılmazsa, ölçüme ait hata büyüklüğü $t=0$ anından uzaklaştıkça artmaktadır. Şekiller aşırı derecede basitleştirilerek çizilmiştir. Grafikte düşey ve yatay eksenler, sırasıyla $t=0$ anındaki maksimum değere göre % oran ve zamandır.

Lineer Envelop'mu (LE) yoksa integrated EMG'mi (iEMG) kullanmalı?

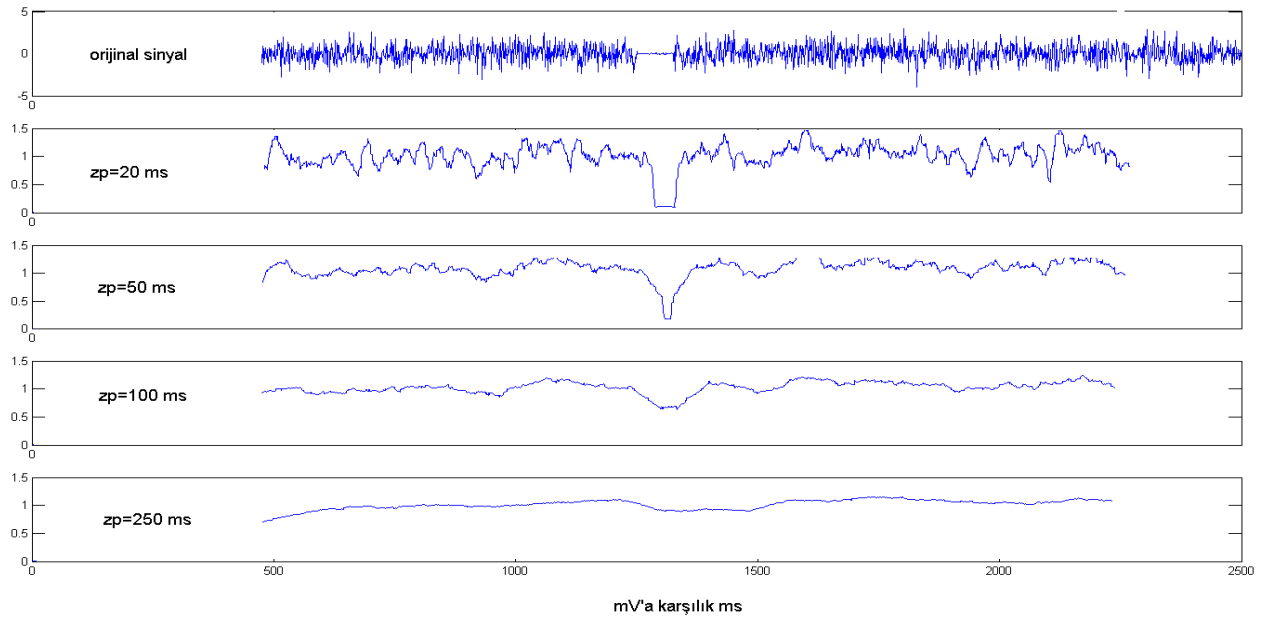
Denek gruplarının kas aktivasyonlarının sEMG ile kıyaslanmasında genellikle iki seçenek mevcuttur: Doğrusal zarf (*Linear Envelope*, LE) ya da integre edilmiş EMG (*Integrated EMG*, iEMG). İki seçeneğin de kas aktivasyon derecesinin birer göstergeleri olmaları ve zaman penceresi adı

verilen bir parametreye sahip olmaları nedeniyle kullanıldıkları yerler karıştırılabilmektedir. Elimizde 1 saniyelik ve 1000 sayıdan oluşan MVC ile normalize edilmiş EMG vektörümüz olsun (doğal olarak örnekleme frekansı 1000 Hz'dir). Eğer zaman penceremiz 500 ms ise, yapılacak işlem bu 1000 adet sayıyı 500 ms'lik (500 sayılık) parçalara bölmek ve her parçanın rms değerini hesaplamaktır. Bu durumda kas aktivasyonun bir göstergesi olarak elimizde 2 adet sayıdan oluşan iEMG vektörü vardır. Eğer aynı 500 ms zaman penceresi için LE hesabı yapacak olursak bu durumda şu işlemleri gerçekleştirmemiz gerekir: önce ilk 500 ms'nin (500 sayının) rms değeri bulunur (bu LE vektörünün ilk sayısıdır), daha sonra ilk 1-501 ms'lik zaman aralığının rms değeri (LE vektörünün 2. değeri) bulunur, daha sonra da 2-502 ms, 3-503 ms, , 499-999 ms ve 500-1000 ms zaman aralıklarının rms değerleri bulunarak LE vektörü elde edilmiş olur. Dikkat edilecek olursa 500 ms zaman penceresi kullanılarak hesaplanacak iEMG vektörü sadece 2 adet sayı içermesine rağmen, LE vektörü yüzlerce sayı içerir. Eğer iEMG kullanılacak olursa sEMG aktivasyon grafiğinin zaman hassasiyeti kaybolur. Örneği zaman penceresi 500 ms olarak belirlendiğinde, 100 ms içinde artan bir aktivasyon iEMG'de saptanamaz. Eğer LE kullanılsaydı böyle bir artışı yakalama olasılığı (kısmen) vardı.

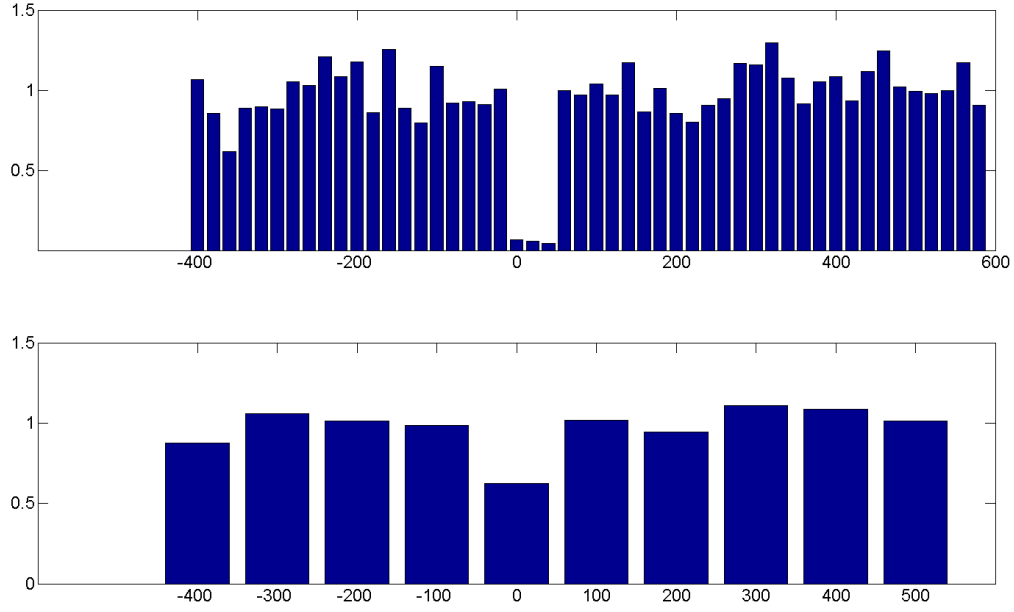
iEMG veya LE kullanımında dikkat edilecek önemli diğer bir konu da zaman penceresinin büyüklüğüdür. Zaman penceresi büyük seçilirse, aktivasyon grafiklerindeki büyük dalgalanmalar ve zamansal hassasiyet

azalır, küçük seçilirse de dalgalanmalar fazla olur ve zamansal hassasiyet artar.

Eğer zaman penceresi küçük seçilirse iEMG ve LE'un verdiği zamansal değişim ve büyüklük bilgileri birbirine yaklaşır.



Şekil 16: Yapay olarak oluşturulmuş bir sEMG sinyali ve farklı zaman pencereleri (zp) için hesaplanmış LE'lar. En üstteki işlenmemiş sEMG'deki ani büyüklük azalması (1000-1500 ms zaman aralığında 60 ms süresince %95'lik azalma) düşük zaman pencereli LE'larda belirginken, zaman penceresi arttıkça hem aktivasyon düşmesinin süresi hem de büyüklüğe ait düşme yüzdesi hatalı olarak azalmaktadır. O zaman neden yüksek zaman penceresi kullanılıyor sorusunun yanıtı: 'Yüksek zaman penceresi kullanmak, bazı durumlar hariç, sEMG sinyalindeki dalgalanmaları azaltarak istatistiksel sonuca daha az kayıt ve denek kullanarak ulaşmayı sağlıyor' cümlesinde saklıdır.



Şekil 17: Bir önceki şekilde yapay olarak oluşturulmuş bir sEMG sinyali ve farklı zaman pencereleri (üstte 20 ms, aşağıda 100 ms) için hesaplanmış iEMG’ler (aşağıdaki şekilde ani büyüklük azalmasının olduğu zaman anı, kullanılan yazılım nedeniyle, $t=0$ olarak kabul edilmiştir). LE’da olduğu gibi zaman penceresi seçimi ile ilgili aynı sorunlar devam ediyor ama ek olarak, yüksek zaman penceresi değerleri için, örnek sayısı azaldığından zamansal bilgi LE’a göre daha fazla bozulmuş durumdadır. iEMG ile LE’un karıştırılmasının en önemli nedenleri, eski literatürdeki muğlaklıklar ve iEMG için bu şekildeki gibi çubuk grafik kullanmak yerine, önceki şekildeki gibi çizgisel (iki nokta arasını bir çizgi ile birleştirerek) grafikler kullanmaktır. Bu kitapçığın yazarı iEMG için çubuk grafik kullanmaktadır.

REFERANSLAR

- 1-) *The ABC of EMG*. Peter Conrad, www.noraxon.com
- 2-) *Practicum on sEMG*. Carlo J. De Luca'nın, www.delsys.com
- 3-) *Standards for Reporting EMG Data*. Uluslararası Elektrofizyoloji ve Kineziyoloji Derneği, http://www.isek-online.org/standards_emg.html
- 4-) *Futbolda Farklı Vuruş Tekniklerinde Kassal Aktivasyonların ve Top Hızı-İzokinetik Kuvvet İlişkisinin Değerlendirilmesi*. Ali Onur Cerrah, Yüksek Lisans Tezi, Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2009.
- 5-) *Voleybolcularda Farklı Sıçrama ve Konma Tekniklerinden Alt Ekstremité Kassal Aktivasyonunun Değerlendirilmesi*. Elvin Onarıcı Güngör, Yüksek Lisans Tezi, Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2009.
- 6-) *Vibration Transmission to Bicycle and Rider: a Field and a Laboratory Study*. Dr. Pınar Arpınar-Avşar, Doktora Tezi, Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Bölümü, 2009.
- 7-) *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. J.V. Basmajian; C.J. De Luca, Williams Wilkins, 1985.
- 8-) *Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction*. Soylu AR, Arpınar-Avsar P, Journal of Electromyography and Kinesiology. 20(4), 773-776, 2010.

9-) *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Ed: Merletti and Parker, 2004, Wiley-Interscience, 2004.