

**Ele İletilen Titreşim ve Submaksimal Kuvvet Üretiminin
El-Kol Sisteminde Biodinamik Yanıt Üzerine
Etkisinin İncelenmesi**

Proje No: 107M223

Prof.Dr. Gülin BİRLİK
Dr. Önder Cem SEZGİN
Dr.A.Ruhi SOYLU
Pınar ARPINAR AVŞAR

ARALIK 2008
ANKARA

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje No: 107M223
Proje Başlığı: Ele İletilen Titreşim ve Submaksimal Kuvvet Üretiminin El-Kol Sisteminde Biodinamik Yanıt Üzerine Etkisinin İncelenmesi
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Prof.Dr. Gülin BİRLİK (Proje Yürütücüsü) Dr. Önder Cem SEZGİN Dr.A.Ruhi SOYLU Pınar ARPINAR AVŞAR
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Bölümü Çankaya, Ankara, 06531
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi: -
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 1 Ağustos 2007- 1 Ağustos 2008
Öz (en çok 70 kelime) Araştırmanın amacı ele iletilen titreşim ve el ile kavrama esnasında uygulanan kuvvetlerin el-kol sistemindeki biodinamik yanıt üzerine etkisinin incelenmesidir. Titreşim koşullarında dahi kas kasılmasının kontrollü bir şekilde sürdürülmesinin önemi nedeniyle bisiklet eforu ve “bisiklet-sürücü el-kol titreşim modeli” araştırmaya dahil edilmiştir. Kol kaslarının kontrollü olarak kuvvet üretimini sürdürmesinde yüzey yapısının yaratacağı titreşimin büyüklüğünün ve oluştuğu frekans aralığının etkisi, alan ve laboratuvar koşullarında farklı değişkenler için hazırlanan ölçüm düzenekleri ile sorgulanmaktadır.
Anahtar Kelimeler: Titreşim iletimi, el-kol sistemi, emg, bisiklet
Projeden Yapılan Yayınlar: (Yazım Aşamasında)

ÖNSÖZ

Sunulan araştırma Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Bölümü Gürültü ve Titreşim Grubunun yürütücülüğünü üstlendiği disiplinlerarası bir projedir. Ölçüm ve analizler Orta Doğu Teknik Üniversitesi bünyesinde Mühendislik Bilimleri Bölümü, Sağlık ve Rehberlik Merkezi ve Beden Eğitimi ve Spor Bölümü ile Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi bünyesinde Biyofizik A.B.D'nda görevli araştırmacılar tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonuçlarının Orta Doğu Teknik Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsüne bağlı Beden Eğitimi ve Spor Bölümünde doktora tezi olarak da sunulacak olması projenin çıktıları arasındadır.

TÜBİTAK MAG tarafından değerlendirilen proje önerisi 107M223 proje numarasıyla 1 Ağustos 2007 tarihinden itibaren 1 yıl süreyle Hızlı Destek Proje Desteği kapsamında maddi olarak desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

TABLO VE ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TERİMLER ve AÇIKLAMALAR I.....	v
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	4
3.1.GEREÇ	4
3.1.1.Titreşim İletimi Ölçümleri	4
3.1.2.Kuvvet Üretimi Ölçümleri.....	5
3.1.3.Kassal Aktivite Ölçümleri	6
3.1.4.Algılanan Zorluk Düzeyi	6
3.2. YÖNTEM	7
3.2.1. Alan Ölçümleri.....	7
3.2.1.1. Bisiklet-Sürücü Sistemi Titreşim İletimi: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi.....	7
3.2.1.2. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi	8
3.2.2. Laboratuvar Ölçümleri	9
3.2.2.1. Titreşim İletimi: Titreşim Özellikleri ve Postür Değişimi Etkisi.....	9
3.2.2.2. Titreşim İletimi: Titreşim Frekansı ve Yol Yüzey Eğimi Etkisi	10
3.2.2.3. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Kasılma Şiddeti ve Titreşim Frekansı Etkisi	11
4. BULGULAR.....	12
4. 1. Alan Ölçümleri	12
4.1.1. Denekler	12
4.1.1.1. Bisiklet-Sürücü Sistemi Titreşim İletimi: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi	12
4.1.1.2. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi.....	19
4.2. Laboratuvar Ölçümleri	22
4.2. 1. Titreşim İletimi: Titreşim Özellikleri ve Postür Değişimi Etkisi	22
4.2.1.1. Denekler.....	22
4.2.1.2. Bulgular	22
4.2.2. Titreşim İletimi: Titreşim Frekansı ve Yol Yüzey Eğimi Etkisi.....	25
4.2.2.1. Denekler.....	25
4.2.2.2. Bulgular	25
4.2.3. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Kasılma Şiddeti ve Titreşim Frekansı Etkisi.....	26
4.2.3.1. Denekler.....	26
4.2.3.2. Bulgular	27
4.2.4.Algılanan Zorluk Düzeyi	28
5. TARTIŞMA/SONUÇ.....	29
5.1.Bisiklet-Sürücü Sisteminde Titreşim İletimi.....	29
5.2.Postür Değişimi ve Titreşim İletimi.....	30
5.3.Titreşim Uyarını ve Kas Aktivitesi.....	30
6. ÖNERİLER.....	32
7. REFERANSLAR.....	33

TABLO VE ŞEKİLLER LİSTESİ

Tablo 1. Alan ölçümlerine katılan deneklere ait tanımlayıcı özellikler.....	12
Tablo 2. Farklı yol yüzeyleri için yol bisikleti üzerinde ölçülen titreşim değerleri.....	18
Tablo 3. Farklı yol yüzeyleri için dağ bisikleti üzerinde ölçülen titreşim değerleri.....	18
Tablo 4. Tüm ölçüm noktalarında ilgili eksen için yol ve dağ bisikleti denemeleri arasındaki farklılık.....	19
Tablo 5. Üç yol tipi için rms EMG değerleri arasındaki istatistiksel farklılık.....	19
Tablo 6. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.1).....	22
Tablo 7. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.2).....	25
Tablo 8. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.3.).....	26
Tablo 9. Algılanan zorluk düzeyi skorları arasındaki farklılıklar.....	28
Şekil 1. Titreşim iletimi ölçüm düzeneği.....	4
Şekil 2. Elektronik sarsıcı, platform ve test bisikleti yerleşimi.....	5
Şekil 3. Bisiklet-Sürücü sisteminde koordinat sistemi.....	7
Şekil 4. Ölçüm yapılan yüzeyler ve sürücü-kayıt aracı bağlantısı.....	8
Şekil 5. Laboratuvar ölçüm düzeneği.....	9
Şekil 6. Yol bisikleti üzerinde farklı tutuş pozisyonları.....	10
Şekil 7. Elektrot yerleşimi ve kuvvet çıktısı geri bildirim düzeneği.....	11
Şekil 8. Titreşim, kuvvet ve emg verilerinin senkronizasyonu.....	11
Şekil 9. Seleye ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri.....	13
Şekil 10. Gidona ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri.....	14
Şekil 11. Omuza ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri.....	15
Şekil 12. Alına ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri.....	16
Şekil 13. Sele,gidon,omuz ve alına z eksenlerinde üç farklı yol için yol bisikleti ve dağ bisikleti denemelerinin karşılaştırılması.....	17
Şekil 14. Titreşim zaman grafiği ve ilişkili ölçüme ait önkol fleksör kas aktivitesi örnek gösterimi.....	20
Şekil 15. Farklı yol yüzeylerinde dağ bisikleti ve yol bisikleti ile sürüş esnasında fleksör ve ekstensör kaslara ait kasılma yüzdesi.....	21
Şekil 16 . Farklı yol yüzeylerinde sürüş esnasında kas kasılması kümülatif değişimi.....	21
Şekil 17 . Farklı yol yüzeyleri için sağ ve sol fleksör ve ekstensör kaslar kümülatif kas aktiviteleri:Dağ bisikleti ve yol bisikleti.....	21
Şekil 18. 1 m/s ² rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri....	23
Şekil 19. 1.5 m/s ² rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri	23
Şekil 20. 2 m/s ² rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri....	24
Şekil 21. Farklı tutuşlar için frekans ve titreşim düzeyi etkisi.....	24
Şekil 22. Farklı kuvvet düzeyleri için titreşim iletimi oranları: frekans ve yol eğimi etkisi.....	26
Şekil 23 . Ön kol kaslarında titreşim frekansı ve kuvvet düzeyine göre kassal aktivite değişimleri.....	27

ÖZET

Araştırmanın amacı ele iletilen titreşim ve el ile kavrama esnasında uygulanan kuvvetlerin el-kol sistemindeki biyodinamik yanıt üzerine etkisinin incelenmesidir. Titreşim koşullarında dahi kas kasılmasının kontrollü bir şekilde sürdürülmesinin önemi nedeniyle bisiklet eforu ve “bisiklet-sürücü el-kol titreşim modeli” araştırmaya dahil edilmiştir. Vücuda iletilen titreşim frekansının 0-30 Hz aralığında etkin olduğu ve titreşim iletim düzeyine bağımlı olmaksızın vücutta 4-7Hz frekanslarında maksimum değere ulaştığı görülmüştür. Yol bozukluğuna bağlı olarak titreşim büyüklüğü arttıkça normalize edilmiş rms EMG değerleri dağ bisikleti için özellikle ön kol ekstensör kaslarında ve yol bisikleti için önkol fleksör kaslarında %50'e kadar artmıştır. Titreşimsiz kontrol denemelerine kıyasla aynı kuvvet çıktısını sürdürebilmek için rms EMG değerlerinde artış gözlenmiştir. Vücuda iletilen titreşim oranı da kuvvet üretimiyle paralel şekilde artış gösterme eğilimdedir. Düşük frekansta titreşim iletimi daha yüksektir. Ölçülen ivme büyüklükleri dirsekte 5 Hz'lik uyarın için 3 kata kadar artış göstermiştir. Omuzda iletim değerleri oturma pozisyonu dikleştikçe artma eğilimdedir. Sunulan araştırma sonucunda elde edilen veriler titreşim koşullarında kavrama yüzeyinde uygulanan kuvvetlerin, el-kol sisteminin biyodinamik yanıtına etkisinin anlaşılması ve bisiklet-sürücü el-kol titreşim iletimi modelinin oluşturulması için modele ait iskelet-kas sistemi dinamiklerinin detaylandırılmasında kullanılabilecektir.

Anahtar Kelimeler: Titreşim iletimi, İvme, El-kol titreşimi, Emg, Bisiklet

ABSTRACT

The purpose of the study is to investigate the effects of hand transmitted vibration and hand coupling forces on biodynamic response of the hand-arm-system. Cycling and “bicycle-rider hand-arm-vibration transmission model” was included to the study, considering the importance of the maintenance of controlled muscle contraction during this activity. Vibration transmission measured on the body parts indicated a value in the region of unity over a range of frequencies from 0 to 30 Hz and it was observed that it reached the peak values between 4-7 Hz independent from the level of vibration transmission. As the acceleration magnitude increased depending on road roughness, normalized rms EMG values also increased up to 50% in both forearm extensor muscles for mountain bike trials, and in the flexor muscles for road bike trials. With respect to no vibration trials, it was observed that rms EMG values increased in order to maintain the same force output. Vibration transmission to the body tends to be amplified with increased force production. Transmission values were found to be higher at lower frequencies. For 5 Hz vertical vibration, acceleration magnitudes measured at the elbow were amplified up to 3 fold. Vibration transmission values measured at the shoulder tends to increase with transition to the more erect sitting postures. The data gathered in the present study would provide an understanding of the effects of coupling forces at the supporting surface on biodynamic responses under vibration conditions. The data would also be used in representing bicycle-rider hand-arm transmission model and clarifying musculoskeletal dynamics of the model.

Key Words: Vibration Transmission, Acceleration, Hand-Arm Vibration, Emg, Bicycle

TERİMLER ve AÇIKLAMALARI

Periferal Sinir:Sinir sisteminin bir parçası olarak merkezi sinir sistemi ile deri ve iskelet kasları arasındaki mesaj iletiminden sorumlu sinir.

Carpal Tunel Sendromu (CTS):El bileğinde tendon, ligaman ve sinirlerden oluşan doku demeti ile el bileğini oluşturan kemik yapıları arasındaki boşluk olan carpal tunnel içinden geçen medyan sinir üzerine etki eden basılar sonucu oluşan tıbbi soruna verilen ad.

Electromyografi (EMG):Kas kasılması sırasında oluşan elektriksel potansiyelin kayıt edilmesi ve analizi temeline dayanan ölçüm yöntemi.

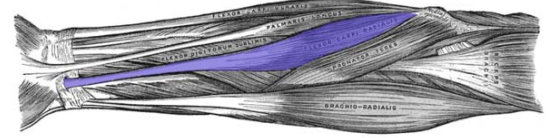
İzometrik Kasılma:Statik pozisyonda gerçekleştirilen, eklem açısı ve kasın boyunun değişmediği kasılma şekli.

Fleksör Kaslar:Eklem açısının azalmasıyla sonuçlanan hareketi gerçekleştiren öncelikli kaslar.

Ekstensör Kaslar:Eklem açısının artmasıyla sonuçlanan hareketi gerçekleştiren öncelikli kaslar.

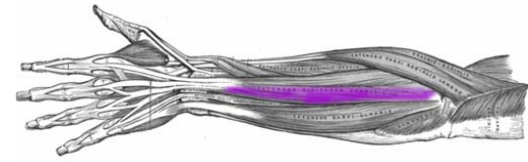
M.flexor carpi radialis :El bileğinin fleksiyonunda rol oynayan ön kol kası.

(Önkolun içten görünümünde kasın yerleşimi)



M.extensor digitorum : El bileğinin ekstensiyonunda rol oynayan ön kol kası.

(Önkolun dıştan görünümünde kasın yerleşimi)



1. GİRİŞ

Araştırmanın amacı ele iletilen titreşim ve el ile kavrama esnasında uygulanan kuvvetlerin el-kol sisteminde biyodinamik yanıt üzerine etkisini incelemektir. Titreşim koşullarında dahi kas kasılmasının kontrollü bir şekilde sürdürülmesinin önemi nedeniyle bisiklet eforu ve “bisiklet-sürücü el-kol titreşim modeli” araştırmaya dahil edilmiştir. Bisiklet üzerinde vücut ağırlığının bir kısmı kollar üzerinden gidona aktarılmakta ve temas yüzeyinde el tarafından itme ve kavrama kuvvetleri uygulanmaktadır. Bisikletin dengesiz yapısı ve maruz kalınan titreşim nedeniyle kol kasları gidon hareketlerinin kontrol edilmesi ve yükün dengeli aktarımını sağlamada önemli bir role sahiptir.

Proje kapsamında yanıtı aranan araştırma soruları şunlardır:

- Bisiklet üzerinde farklı noktalarda taşıt ve sürücüye iletilen titreşimin büyüklüğü ve etkin olduğu frekans aralığı nedir ve bu değerler farklı yol yüzeyleri ve bisiklet türleri için değişmekte midir,
- Bisiklet üzerinde değişen postürler için titreşim iletimi değerleri titreşim frekansı ve büyüklüğünden etkilenmekte midir.
- Ele iletilen titreşim bisiklet üzerinde kontrolün sağlanmasında ön kolda kassal aktivite büyüklüğünü etkilemekte midir,
- Yol yüzey eğimi ve titreşim frekansı submaksimal kuvvet üretimi esnasında ele iletilen titreşim büyüklüğünü etkilemekte midir,
- Kavrama esnasında önkol kaslarında submaksimal kuvvet üretiminin sürdürülmesinde ele iletilen titreşim frekansı kassal aktivite büyüklüğünü etkilenmekte midir.

Ele iletilen titreşim ve biyodinamik yanıt ilişkisinin detaylandırıldığı bu araştırmanın, titreşim koşullarında kavrama yüzeyinde oluşan kuvvetler ile bu kuvvetlerin el-kol sisteminin biyodinamik yanıtına etkisinin anlaşılması ve bisiklet-sürücü el-kol titreşim iletimi modelinin oluşturulmasına yönelik bulgular sunması amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Araştırmalar uzun süreli, yoğun olarak elden iletilen titreşime ve anlık mekanik şoklara maruz kalınmasının çeşitli sağlık sorunlarına neden olabileceğine dikkati çekmektedir. El, kol ve omuzlara yüksek düzeyde titreşim iletiminin olumsuz etkileri sonucu periferik dolaşım (el ve parmaklarda kan akışının bozulması), periferik sinirler (duyu kaybı, uyuşma ve azalan motor sinir iletim hızı) ve kas iskelet sisteminde gözlenen (el-kol kasları zayıflığı, kas kuvvetinin azalması) fonksiyon bozukluklarının el ve kol tarafından yürütülen motor hareketlerde becerinin azalmasına kaynak oluşturacağı bildirilmektedir (Goglia,2006; Cui,2001; McDWoel,2006; Starck ve ark,1990; Kihlberg ve Hagberg,1997; Griffin ve Bovenzi,2001). El-kol titreşim sendromu (HAV) olarak adlandırılan (Gemne ve Taylor;1983) bu rahatsızlıklara ait mekanizmalar net olarak tanımlanmamış olsada, sendromun oluşması ve ilerlemesinin el ve koldan iletilen titreşim ile ilişkili olduğu bilinmektedir.

Ele ve el bileğine etki eden titreşimin, bisiklet ile sürüş esnasında olduğu gibi, kronik tekrarlayan travmalar ve basınç ile birleştiğinde, zaman içerisinde bilek ve elde periferik sinirlerde hasara neden olduğu bilinmektedir (Capitani &Beer, 2002, Stewart,1993). Bisikletçilerde de “Cyclist’s Palsy” olarak adlandırılan bu nörolojik sorunun, uzun süreli bisiklet kullanımı neticesinde ön kol ve parmak hareketlerinden sorumlu motor sinire, yüksek-frekanslı tekrarlayan basılar veya dağ bisikletinde olduğu gibi kısa süreli ve anlık şok basılar sonucunda oluşabildiği bildirilmektedir (Capitani &Beer, 2002).

Ancak, bisiklet ile sürüş esnasında elden gidona uygulanan kuvvetler ve yol yapısına bağlı olarak ele iletilen titreşim büyüklüğüne ilişkin bilgi mevcut değildir. Halbuki, el-kol titreşim iletimi sisteminin mekanik girdileri ile sendrom arasındaki ilişkinin anlaşılmasında, titreşimin neden olduğu mekanik etkilerin sayısal olarak ölçülmesinin önemli olduğuna değinilmektedir (Dong,2006).

Elden iletilen titreşime maruz kalınmasının insan sağlığına etkilerinin anlaşılmasında insan el-kol sistemi biodinamikleri araştırmacıların ilgisi çeken konuların başında gelmektedir. El kol titreşim iletimi ölçüm yöntemleri ve titreşim kaynaklı rahatsızlıklar için titreşim dozu ile biyodinamik yanıt ilişkisi uluslararası standartlar ile de ortaya koyulmuştur (ISO,5349-1,2001). Buna göre, ele iletilen titreşimin biyolojik etki derecesini etkileyen parametreler titreşim frekansı spektrumu, titreşimin büyüklüğü ve süresi, titreşim esnasında el ve vücudun pozisyonu, titreşim kaynağının türü ile ele iletilen titreşimin yönü olarak ifade edilmektedir.

Uluslararası standartlara göre maruz kalınan titreşim düzeyinin belirlenmesinde el ile temas yüzeyinde ivme büyüklüğünün ölçülmesi birincil ölçüm yöntemi iken, biyolojik etkilerin büyük oranda iletilen enerjiye bağlı olduğu bildirilmektedir (ISO,5349-1,2001). Bu enerji, el-kol sisteminin titreşim kaynağı ile temasından etkilenmekte ve temas noktasında uygulanan basınç ile uygulanan statik kuvvetlerin büyüklük ve yönüne bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle uluslararası standartlarda son olarak ele iletilen enerjinin ve temas noktasında el tarafından

uygulanan kuvvetlerin ölçülmesinin gerekli olduğuna işaret edilmektedir. İlgili kaynaklarda bu kuvvetlerin ölçülmesine ilişkin standart henüz yer almazken, dinamometre ve kuvvet sensorlerinin entegre edilmesiyle el ile kavrama noktasında uygulanan kuvvetlerin ölçülebildiği bilinmektedir (McDowell,2006;Radwin ve Yen,1999; McGorry,2001).

Araştırmalar el-kol sistemine iletilen titreşim miktarının, titreşim kaynağı ile temas yüzeyinde elin uyguladığı kuvvetler ile ilişkili olduğunu göstermektedir (Radwin ve ark,1987; Riedel ,1995; Kaulbars,1996). Titreşim kaynağı ile temas, kuvvet gerektiren ve tekrarlayan el hareketleri ile birleştiğinde, bisiklet kullanımından kaynaklanan rahatsızlıklar arasında da yer alan, carpal tunnel sendromu (CTS) gibi uzun süreli kullanıma bağlı travma oluşumuna neden olabilmektedir (Cannon ve ark,1981;Silverstein ve ark,1987).

Bisiklet kullanımı sonucu oluşabilen bu rahatsızlıkların gidon şekli ve tutuş pozisyonlarındaki değişimlerin yanısıra, oturma pozisyonu ve yol eğimine bağlı olarak eller üzerinden gidona ağırlık aktarımının artması ile tetiklenebildiği bilinmektedir (Capitani &Beer, 2002). Araştırmalar HAVS, CTS gibi el-kol kas iskelet sistemi rahatsızlıkları için ayrıntılı risk analizinde, titreşim özelliklerinin incelenmesine ek olarak titreşim kaynağı ve temas yüzeyinde elin uyguladığı kuvvetler, postür ve hareketlerinin de değerlendirilmesi gerektiğine işaret etmektedir (McDowell,2006).

Fiziksel olarak, el-kol sistemi fazla sayıda farklı ölçü,yapı ve biçime sahip ve farklı türde esnek ve vizkoz yapıların biraraya getirdiği bağımsız kütlelerden oluşan mekanik bir sistem olarak ele alınabilir (Reynolds ve Keith,1977; Reynolds ve Standlee,1977; Cui,2001). Belirli bir titreşim frekansı için el-kol sistemi, el temas noktasında uygulanan kuvvete (sıkma yada itme kuvveti) ve titreşim dozuna göre farklı yanıtlar gösterir (McDwoel,2006). Sistemin titreşime yanıtının kuvvet üretimine katılan dokuların fonksiyon ve hareketini etkileyebileceği bildirilmektedir. Vücut hareketlerinin yalnızca titreşimin 8 Hz'in altında olduğu frekanslarda kaslar tarafından tam olarak kontrol edilebildiği (Freund, 1983, Seidel ve ark, 1986), daha yüksek frekanslarda ise kasların pasif olarak kasıldığı ileriye sürülmektedir (Fritz ve ark, 2005).

Literatürde biyodinamik yanıt genellikle mekanik impedans olarak ifade edilmekte ve mekanik impedansı yüksek olan sistemin titreşim uyarana daha fazla yanıt vereceği bilinmektedir. En yüksek mekanik impedansın sergilendiği titreşim frekansı, sistemin rezonans noktası (natural frekans) olarak ifade edilmektedir. El-kol sistemi rezonans frekansının 25-63 Hz arasında olduğu rapor edilmekte (McDwoel,2006; Kihlberg,1995; ISO,1998; Dong ve ark,2004) ve el-kol sisteminde sıkma ve itme hareketleri esnasında artan kas kuvvetinin biodinamik sistem sertliğini (stiffness) arttırarak mekanik impedans ve rezonans frekansını arttırdığı bildirilmektedir (McDwoel,2006).

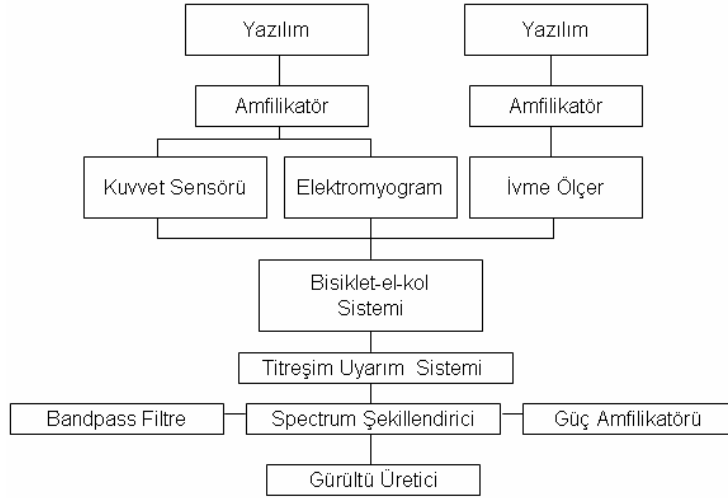
3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.GEREÇ

Araştırma kapsamında belirlenen farklı protokoller ile titreşim iletimi, kuvvet üretimi ve kassal aktivite ölçümleri yapılmıştır. Ölçümlerde kullanılan ekipmanlara ilişkin bilgiler aşağıda yer almaktadır.

3.1.1.Titreşim İletimi Ölçümleri

Titreşim iletimi ölçüm düzeneği ve veri toplama araçları Şekil 1’de özetlenmiştir. Bisiklet ve sürücü sistemin farklı noktalarında ve laboratuvarında titreşim kaynağı üzerinde titreşim iletimi ölçümleri üç eksenli ivme ölçerler (B&K,4515B, Danimarka) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan test bisikletinin platform ve elektronik sarsıcı üzerine yerleşimi Şekil 2’de gösterilmiştir. Laboratuvarında bilgisayarda Pulse yazılımıyla kontrol edilen ve paralel bağlı iki ayrı veri toplama ünitesi kullanılarak (B&K 3032,3109, Danimarka) gürültü üretici ve elektronik sarsıcı tarafından platform üzerinde dikey yönde titreşim uyarını simule edilirken eş zamanlı olarak titreşim iletimi verileri toplanmıştır. Alan ölçümleri esnasında veri toplama üniteleri batarya ile çalıştırılmıştır. Titreşim verilerinin analizi Pulse yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. MATLAB yazılımında işlenmek üzere zaman ve frekans ekseninde iletim büyüklüklerine ait veriler kaydedilmiştir.



Şekil 1. Titreşim iletimi ölçüm düzeneği



Şekil 2. Elektronik sarsıcı, platform ve test bisikleti yerleşimi

3.1.2.Kuvvet Üretimi Ölçümleri

Laboratuvar ölçümleri dahilinde submaksimal kuvvet ölçümleri sırasında el tarafından uygulanan kuvvetler fren koluna entegre edilen kuvvet sensörleri (Biovision, Almanya) aracılığıyla belirlenmiştir. Ölçümler öncesinde herbir birey için maksimal izometrik kasılma esnasında ulaşılan bilateral kuvvet değerleri indeks değer olarak submaksimal kuvvet üretimi denemelerinde kasılma şiddetinin belirlenmesinde kullanılmıştır. Maksimal istemli izometrik kasılma (MVC) deneklerin sabit bisiklet üzerinde hazırlanan düzenekte işaret ve orta parmakları ile aynı anda fren kolunu sıkmaları esnasında ulaştıkları maksimal kuvvet ölçümü ile belirlenmiştir. Maksimal kuvvet ölçümleri sırasında deneklerin fren kolunu sıkmaya başlamasından itibaren 1-2 saniye içinde giderek artan şiddette kuvvet uygulayarak maksimal kuvvete ulaşmaları ve bu kuvveti 2-3 saniye süresince korumaları istenmiştir. Maksimal kuvvet ölçümleri 2 dakika ara ile üçer tekrar olarak gerçekleştirilmiştir. Deneklerin hedeflenen kuvvet çıktısına ulaşması ve sürdürebilmesi için MATLAB yazılımı altında çalışan ve kayıt esnasında görsel geri bildirim sağlamak üzere kuvvet üretimi arttıkça yükselen barlar ve hedefin görüntülediği LCD ekran deneklerin göz hizasından 80-90 cm mesafe uzaklıkta duvara monte edilmiştir.

3.1.3.Kassal Aktivite Ölçümleri

El-kol sistemine ait, kavrama esnasında kuvvet üretimine katılan önkol fleksör (m.flexor carpi radialis) ve extensör kasları (m.extensor digitorum) kassal aktivite paternlerinin belirlenmesinde Ag/AgCl tipi yüzeyel elektrotlar kullanılarak elektromyografik (emg) aktivite ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Denemeler süresince kaydedilen yüzeyel emg verileri laboratuvarında kuvvet ve sarsıcının girdi sinyali ile eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Tekniğine uygun olarak hazırlanan deri yüzeyinden toplanan EMG sinyalleri 5000 kat güçlendirilerek, filtre edilmesinin (8-500Hz band-pass) ardından 1000 Hz de örneklenerek dijital forma (12 bit) çevrilmiş, sonraki analizler ODTÜ lisanslı MATLAB r2007b programında yapılmıştır. Kassal aktivitenin değerlendirilmesinde EMG verilerine ait “root mean square” (rms EMG) değerleri belirlenen periyodlar için hesaplanmıştır. Her denek için maksimal izometrik kasılma esnasında ilgili kas için ulaşılan maksimal EMG amplitüdünün belirlenmesiyle, elde edilen emg sinyallerinin normalizasyonu yapılmıştır.

3.1.4.Algılanan Zorluk Düzeyi

Laboratuvarında kuvvet üretimi esnasında hissedilen zorluk düzeyinin 6 ile 20 arasında bir skor verilerek subjektif olarak değerlendirildiği ve literatürde yaygın olarak kullanılan Borg skalası kullanılmıştır. Titreşim uyararı altında ve titreşimsiz kontrol denemeleri boyunca eforun tamamlanmasının hemen ardından deneklere 15 basamaklı skala üzerinde hissettikleri zorluk düzeyini göstermeleri istenmiştir .

3.2. YÖNTEM

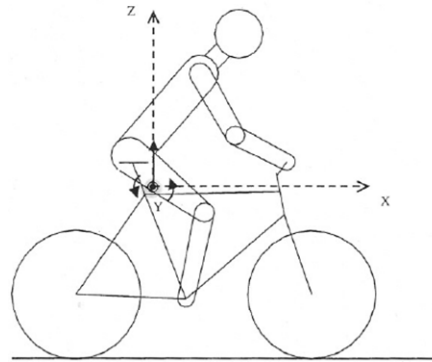
Sunulan proje kapsamında yöneltilen araştırma sorularının cevaplandırılması için oluşturulan ölçüm protokolleri aşağıda sunulmaktadır.

3.2.1. Alan Ölçümleri

3.2.1.1. Bisiklet-Sürücü Sistemi Titreşim İletimi: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi

Bisiklet üzerinde farklı noktalarda taşıt ve sürücüye iletilen titreşimin büyüklüğü ve etkin olduğu frekans aralığını belirlemek ve farklı yol yüzeyleri ile bisiklet türleri için olası farklılıkları ortaya koymak amacıyla alan ölçümleri yapılmıştır. Asfalt, bozuk toprak ve beton parke yol yapısına sahip üç farklı parkurda yol ve dağ bisikleti üzerinde bisiklet-sürücü sisteminin maruz kaldığı titreşim düzeyi araştırılmıştır. Yol Bisikleti ve Dağ Bisikleti üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerine yaşları 19-33 arasında değişen sağlıklı 10 erkek denek gönüllü olarak katılmıştır. Çalışmaya katılımları öncesinde yazılı onam formunu okuyarak imzalamaları istenmiş, kullanılacak yöntem sözel olarak detaylarıyla açıklanmıştır. Çalışmaya katılan ve en az 2 yıl süreyle düzenli olarak bisiklet kullanan deneklere ilişkin tanımlayıcı bilgiler Bulgular bölümünde sunulmuştur. Her denek kendi bisikleti üzerinde ölçüme alınmıştır. Yol bisikletleri alüminyum ve karbon gövdeli, dağ bisikletleri ise alüminyum gövdeli ön süspansiyonlu modellerdir. Ölçümler esnasında üç farklı zemin için belirlenen parkurlarda herbir denek için üçer tekrar yapılmıştır. Ölçümler asfalt yol, toprak yol ve beton parke yol sıralamasıyla eğimsiz ve kavis içermeyen parkurlarda gerçekleştirilmiştir.

Titreşim ölçümleri için üç eksenli ivme ölçerlerin yerleşim noktaları bisiklet üzerinde sele-sürücü arayüzü ve gidonun orta noktası olarak belirlenmiştir. Sürücü üzerinde ölçüm noktaları ise omuzda skapulanın acromion yüzeyi ve alın olarak seçilmiştir. İvme ölçerler çift yönlü bant ile sabitlenmiştir. Alını çepeçevre sarana sıkı elastik kayışın ön yüzeyinde bulunan metal zemin üzerine yerleştirilen ivme ölçer ile bu noktadan ölçüm alınmıştır. Taşıt üzerinde x , y, ve z eksenlerinin belirlenmesinde kullanılan koordinatlar Şekil 3'de gösterilmektedir.



Şekil 3. Bisiklet-Sürücü sisteminde koordinat sistemi

İvme ölçerler uzunluğu 3 metre olan veri aktarım kabloları ile bisikletçi ile aynı hızda ilerleyen araç içerisinde veri toplama ünitesine bağlanmış ve bisikletçi 20 km/s'lik sabit hızla ilerlerken araç içerisinde verilen komut ile kayıt başlatılmıştır. Kayıt süresi her ölçüm için 4 saniye olarak belirlenmiştir. Kayıt esnasında bisikletçilerin kaskları takılı, her iki ayakları pedal üzerinde yere paralel, sele üzerinde oturur durumda ve başları gidiş yönüne bakacak şekilde sabit pozisyonlarını sürdürmeleri istenmiştir. Bisikletçilerden ölçüm sırasında pedal çevirmemeleri istenirken, kolları ile kontrollü tutuş pozisyonunu korumaları istenmiştir. Yol Bisikleti üzerinde denekler parmaklar fren koluna yakın konumda gidonun alt kıvrımından tutuş pozisyonunu sürdürürken, dağ bisikleti üzerinde denekler gidonu fren koluna yakın konumda tutmuşlardır. Şekil 4'de ölçüm yapılan yüzeyler ve araç bağlantısına ilişkin örnek gösterim yer almaktadır.



Şekil 4. Ölçüm yapılan yüzeyler (solda: asfalt yol, ortada: toprak yol, sağda: beton parke yol) ve sürücü-kayıt aracı bağlantısı

3.2.1.2. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi

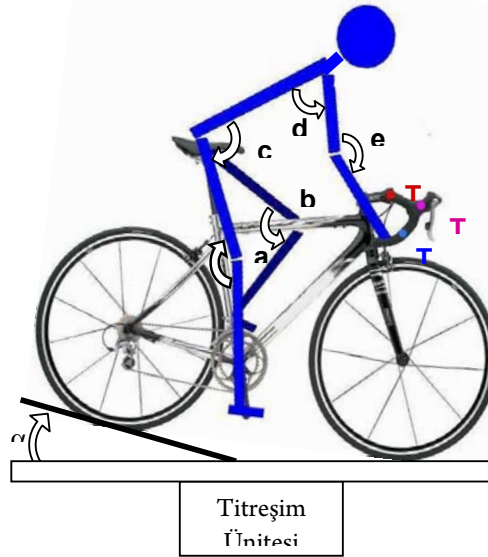
Ele iletilen titreşimin bisiklet üzerinde kontrolün sağlanmasında ön kolda kassal aktivite büyüklüğü üzerine etkisinin belirlenebilmesi için alan ölçümleri kapsamında sağ ve sol ön kol fleksör ve ekstensör kaslarına ait yüzeyel emg verileri toplanmıştır. 3.2.1.1.'de açıklanan ölçümler ile eş zamanlı olarak araç içerisinde yerleştirilen veri toplama sistemi ile kayıtlar gerçekleştirilmiştir. Yol yüzey yapısı ve bisiklet tipine bağlı olarak kassal aktivitede olası değişimleri ortaya koyabilmek amacıyla ölçümler üç farklı yol yüzeyinde iki farklı bisiklet tipi için tekrar edilmiştir. Elektrotların bağlı olduğu veri toplama kartı sırt çantası şeklinde deneklerin solunum ve konforunu etkilemeyecek şekilde sırtlarına takılarak sıkıca sabitlenmiş ve USB kablo ile araç içerisindeki

bilgisayar ile bağlantısı kurularak MATLAB altında ölçümler gerçekleştirilmiştir. Denemeler öncesinde deneklerin maksimal istemli izometrik kasılma için hazırlanan düzende ulaştıkları maksimal kuvvet ve bu esnada sergiledikleri kas aktivitesi sağ ve sol taraf için normalizasyon işlemlerinin yapılabilmesi amacıyla kaydedilmiştir.

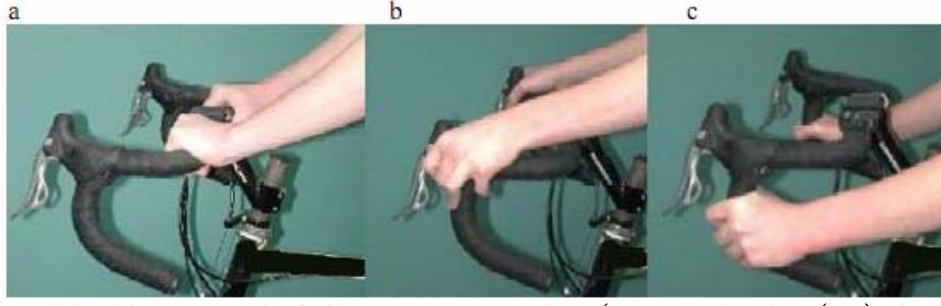
3.2.2. Laboratuvar Ölçümleri

3.2.2.1. Titreşim İletimi: Titreşim Özellikleri ve Postür Değişimi Etkisi

Bisiklet üzerinde değişen postürler için titreşim uyarını frekans ve büyüklüğünün bisiklet ve sürücüye aktarılan titreşim iletimi değerleri üzerine etkisinin belirlenmesi amacıyla laboratuvar ölçümleri yapılmıştır. Laboratuvar ölçümlerinde elektronik sarsıcı üzerine yerleştirilen ve arka tekerleği bisiklet ergometresi (Tacx, USA) üzerinde sabitlenen 11 kg ağırlığında alüminyum kadro yol bisikleti kullanılmıştır. Yol bisikleti üzerinde oturur durumda üç farklı tutuş pozisyonu sırasında, gövde ve üst ekstremitede değişen eklem açlarına (a,b,c,d,e) bağlı olarak oluşan postür değişimlerinin titreşim iletimi üzerine etkisi araştırılmıştır (Şekil 5). Şekil 6'da gösterilen, alt gidon kıvrımından (T1), fren kolu üzerinden (T2) ve üst gidondan (T3), tutuş pozisyonları için ölçümler rastgele sıra ile 0° eğimde 5 Hz ve 7.5 Hz frekanslar için 1, 1.5 ve 2 $m.sn^{-2}$ rms büyüklükteki titreşim düzeylerinde tekrar edilmiştir. Laboratuvar ölçümleri için üç eksenli ivme ölçerlerin yerleşim noktaları bisiklet üzerinde sele-sürücü arayüzü ve gidonun orta noktası olarak belirlenmiştir. El-kol sistemi boyunca titreşim iletimi değerlerine ait veri toplamak üzere denek üzerinde ölçüm noktaları, omuzda skapulanın acromion yüzeyi ve önkolda ulnanın proximal ucuna yakın yüzey olarak seçilmiştir. Ölçümler sağ taraftan tek taraflı olarak yapılmıştır. İvme ölçerler çift yönlü bant ile vücuda sabitlenmiştir.



Şekil 5. Laboratuvar ölçüm düzeneği



Şekil 6. Yol bisikleti üzerinde farklı tutuş pozisyonları (a, üst gidondan (T3); b, fren kolu üzerinden (T2); c, alt gidon kıvrımından (T1))

Deneklerden ölçüm sırasında sağ ayakları önde her iki ayakları pedal üzerinde yere paralel, sele üzerinde oturur durumda ve başları gidiş yönüne bakacak şekilde sabit tutuş pozisyonlarını sürdürmeleri istenmiştir. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler ve üç tutuş pozisyonu için eklem açıları Bulgular bölümünde sunulmuştur. Ölçümler sırasında sürdürülen pozisyondaki olası değişimlere karşı ölçümü tekrarlamak üzere açısız ve görsel kontrol sağlanmıştır.

3.2.2.2. Titreşim İletimi: Titreşim Frekansı ve Yol Yüzey Eğimi Etkisi

Ön kol kaslarında submaksimal kuvvet üretimi esnasında titreşim uyarını frekansı ve yol yüzey eğiminin el-kol sisteminde titreşim iletimine olası etkileri araştırılmıştır. Laboratuvarında elektronik sarsıcı üzerine yerleştirilen bisikletin arka tekerleği platform seviyesinden yükseltilerek ön tekerlek platform temas noktasına göre 5° eğim sağlanmış ve 3.2.2.1’de detaylı olarak tanımlanan titreşim iletimi ölçümleri gelişmiş sıra ile 5 Hz ve 7.5 Hz titreşim frekanslarında tek tip tutuş için 0° ve 5° eğimde üç farklı kuvvet düzeyinde (%0 (statik), %10 ve %20) 2 dakikalık dinlenme araları ile tekrar edilmiştir. Ölçüm süresi 16 sn’dir. El-kol sistemi boyunca titreşim iletimi değerlerine ait veri toplamak üzere denek üzerinde ölçüm noktaları, omuzda skapulanın acromion yüzeyi ve önkolda ulnanın proximal ucuna yakın yüzey olarak seçilmiştir. Ölçümler sağ taraftan tek taraflı olarak yapılmıştır. İvme ölçerler çift yönlü bant ile vücuda sabitlenmiştir.

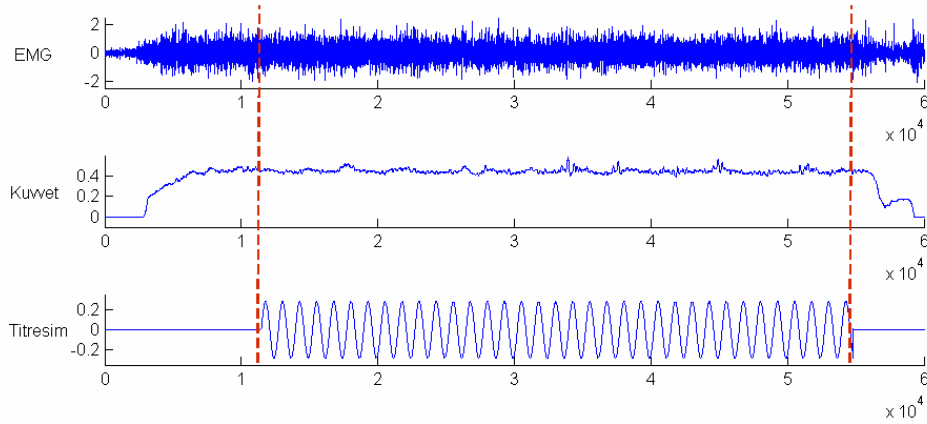
Submaksimal kuvvet üretimi boyunca sürdürülecek kuvvet düzeylerinin belirlenmesi için deneklerin denemeler öncesinde maksimal istemli izometrik kasılma için hazırlanan düzenekte ulaştıkları bilateral maksimal kuvvet değerleri indeks değer olarak kullanılmış ve hedef şiddet düzeyi bilgisayar ekranına yansıtılarak görsel geri bildirim sağlanmıştır (Şekil 7). 2 dakikalık dinlenme aralıkları ile tekrarlanan ölçümler sonunda bilateral maksimal kuvvet değerleri ölçülerek yorgunluk oluşup oluşmadığı kontrol edilmiştir. Kuvvet ölçüm protokolü 3.1.2.’de detaylı olarak açıklanmaktadır. Ölçümlere katılan deneklere ait tanımlayıcı özellikler ve eklem açıları Bulgular bölümünde sunulmuştur.



Şekil 7. Elektrot yerleşimi ve kuvvet çıktısı geri bildirim düzeneği

3.2.2.3. Kavrama Esnasında Kassal Aktivite: Kasılma Şiddeti ve Titreşim Frekansı Etkisi

Kavrama esnasında el-kol sistemine iletilen titreşim frekansının önkol kaslarında submaksimal kuvvet üretiminin sürdürülmesinde kassal aktivite büyüklüğüne etkisi sorgulanmıştır. Kas aktivitesi ölçümleri her iki taraf ön kol fleksör ve ekstensör kasları için gerçekleştirilmiştir. %10 ve %20 kuvvet üretim düzeylerinin herbiri için gelişmiş sıra ile titreşimsiz ve $2\text{m}\cdot\text{sn}^{-2}$ rms büyüklüğünde 5 Hz ve 7.5 Hz sıklıkta vertikal yükler altında 3.2.2.2.'de açıklanan ölçümler ile eş zamanlı olarak ön kol kaslarından emg verileri kaydedilmiştir. Deneklerin ölçümler öncesinde maksimal istemli izometrik kasılma esnasında sergiledikleri kas aktivitesi sağ ve sol taraf için normalizasyon işlemlerinin yapılabilmesi amacıyla kaydedilmiştir. Ölçümler esnasında deneklerin istenilen kuvvet düzeyine ulaşmaları ardından titreşim uyararı verilmiş ve titreşimin başlama ve bitişi arasındaki zaman işaretlenerek kassal aktivite sayısal analizleri gerçekleştirilmiştir. Titreşim, kuvvet ve emg kayıtlarının senkronizasyonu ve ölçüm noktasının belirlenmesi Şekil 8'de gösterilmektedir. Ölçümler dahilinde titreşim uyararı verilmeksizin, istenilen kuvvet düzeylerinin sürdürüldüğü kontrol denemeleri de yer almaktadır.



Şekil 8. Titreşim, kuvvet ve emg verilerinin senkronizasyonu

4. BULGULAR

4. 1. Alan Ölçümleri

4.1.1. Denekler

Yol Bisikleti ve Dağ Bisikleti üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerine yaşları 19-33 arasında değişen ve en az 2 yıl süreyle düzenli olarak bisiklet kullanan sağlıklı 10 erkek denek gönüllü olarak katılmıştır. Çalışmaya katılan deneklere ilişkin bilgiler Tablo 1’de sunulmuştur.

Tablo 1 . Alan ölçümlerine katılan deneklere ait tanımlayıcı özellikler

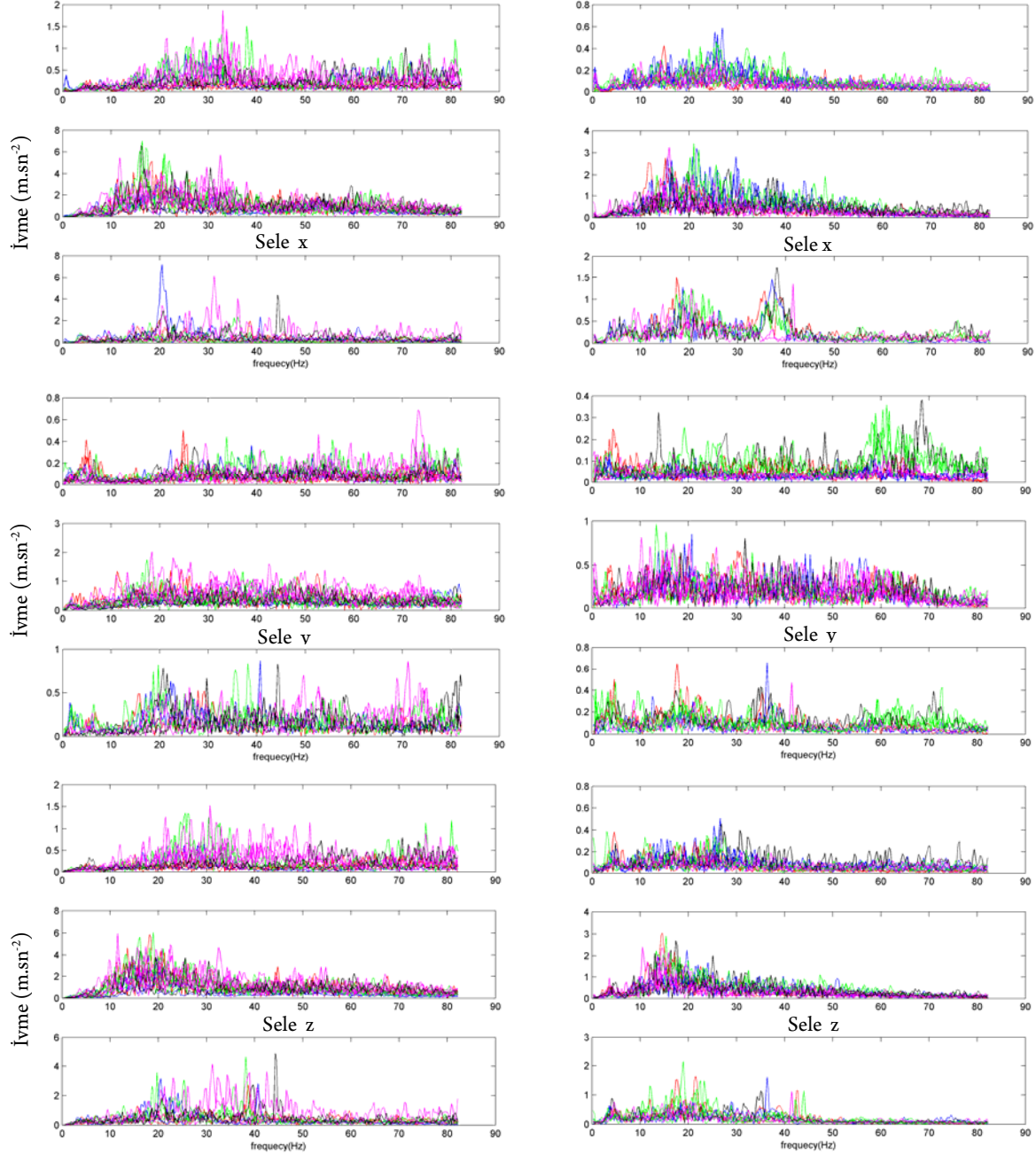
		Yaş (yıl)	Vücut Uzunluğu (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)
Yol (n=5)	Ort.	27	179	72
	SS	5.7	3.5	6.8
Dağ (n=5)	Ort.	22	173	64
	SS	2.7	6.5	11

4.1.1. Bisiklet-Sürücü Sistemi Titreşim İletimi: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi

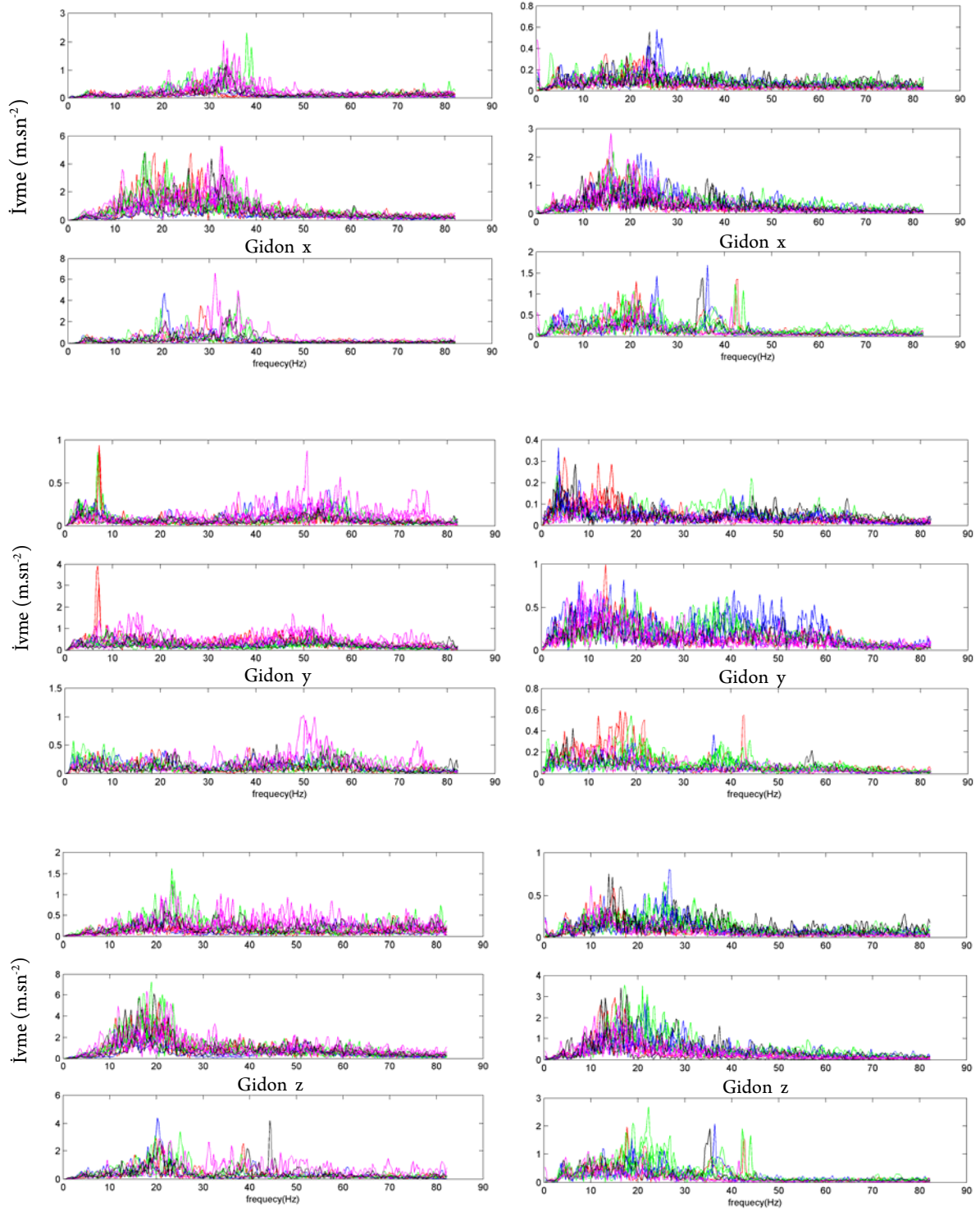
Alan ölçümleri sonucunda bisiklet ve sürücü üzerinde belirlenen ölçüm noktalarının tümü için hem yol hem dağ bisikletinde titreşimin x ve z eksenlerinde etkin olduğu ve bu eksenler için ölçülen titreşim düzeylerinin benzer değerlere sahip olduğu bulunmuştur. Şekil 9-12’de Yol ve Dağ Bisikleti denemelerinde ölçüm yapılan 12 kanal için “autospectrum” grafikleri sunulmuştur. Tablo 2 ve 3’de ise asfalt, toprak ve beton parke yol için yol ve dağ bisikleti üzerinde ulaşılan titreşim ölçüm sonuçlarına ait sayısal değerler yer almaktadır. Yol bisikleti üzerinde yapılan ölçümlerde sele ve gidona iletilen titreşim düzeyleri arasında farklılık gözlenmezken, dağ bisikleti denemelerinde yol bozukluğu arttıkça gidona iletilen titreşim büyüklüğünün seleye iletilen titreşim düzeyine kıyasla artış gösterdiği saptanmıştır. İki bisiklet tipi karşılaştırıldığında ise yol bisikleti denemelerinde gidon ve sele üzerinden ölçülen titreşim düzeylerinin dağ bisikletine oranla yaklaşık iki kat fazla olduğu görülmektedir. Fakat iki bisiklet gövdesi üzerinde ölçülen titreşim düzeylerindeki farklılığa rağmen, şaşırtıcı şekilde bisikletçiye iletilen titreşim büyüklükleri arasında belirgin bir farklılık bulunmamaktadır. Omuz ve alında ölçülen titreşim düzeyleri toprak yol için bir miktar farklılaşırken düz yol için benzerdir. Herbir ölçüm noktasında ilgili eksen için yol ve dağ bisikleti denemeleri arasındaki istatistiksel farklılık düzeyleri Tablo 4’de gösterilmiştir.

Titreşimin etkin olduğu frekanslar değerlendirildiğinde yol bisikleti ve dağ bisikleti üzerinde düz yol için yalnızca gidonda ölçülen titreşimin frekans aralığı ve maksimal ivme büyüklüğüne ulaşılan titreşim frekansında farklılık gözlenmektedir. Dağ bisikletinde gidonda ölçülen maksimal ivme değerlerine daha düşük frekanslarda ulaşılmıştır. Düz yol ile karşılaştırıldığında toprak yolda yapılan ölçümlerde bisiklet gövdesi üzerinde ölçülen maksimum titreşim frekansı aralığı düşük frekanslara doğru kaymaktadır. Asfalt yolda sürücü üzerinde alın ve başta maksimum ivme değerine ulaşılan titreşim frekansları her iki bisiklet tipi için baş ve omuzda 4-7 Hz aralığında ölçülmüştür. Parke yol için frekans aralığı benzerken, toprak yolda omuza iletilen titreşim frekansı

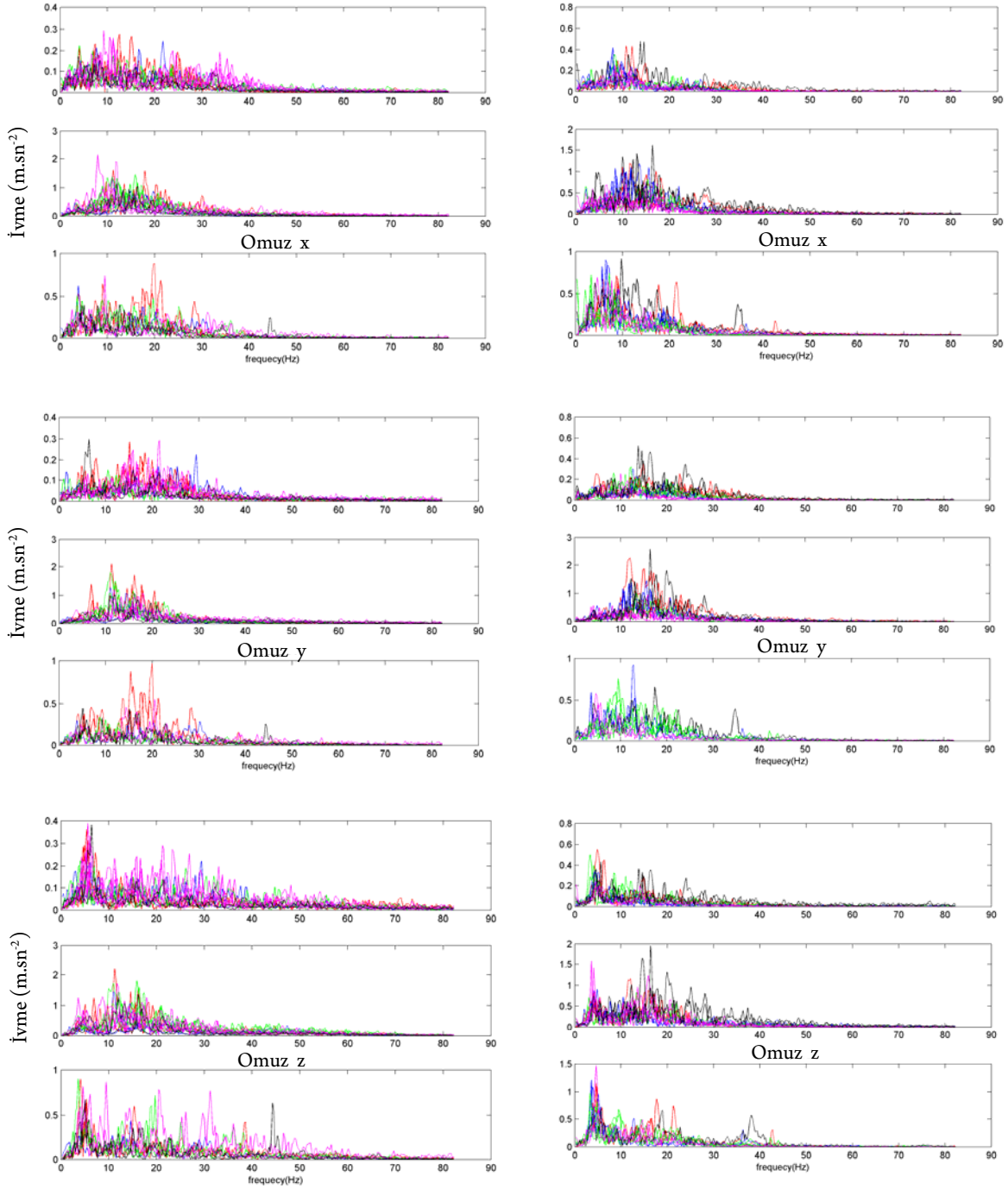
hem yol hem dağ bisikleti için 9-16 Hz aralığındadır. Yol ve dağ bisikleti denemelerinin karşılaştırılmasına olanak sağlamak üzere Şekil 13’de her yol tipi için z eksenlerinde tüm denemelere ait ortalama değerler “autospektrum” grafikleri üzerinde gösterilmiştir.



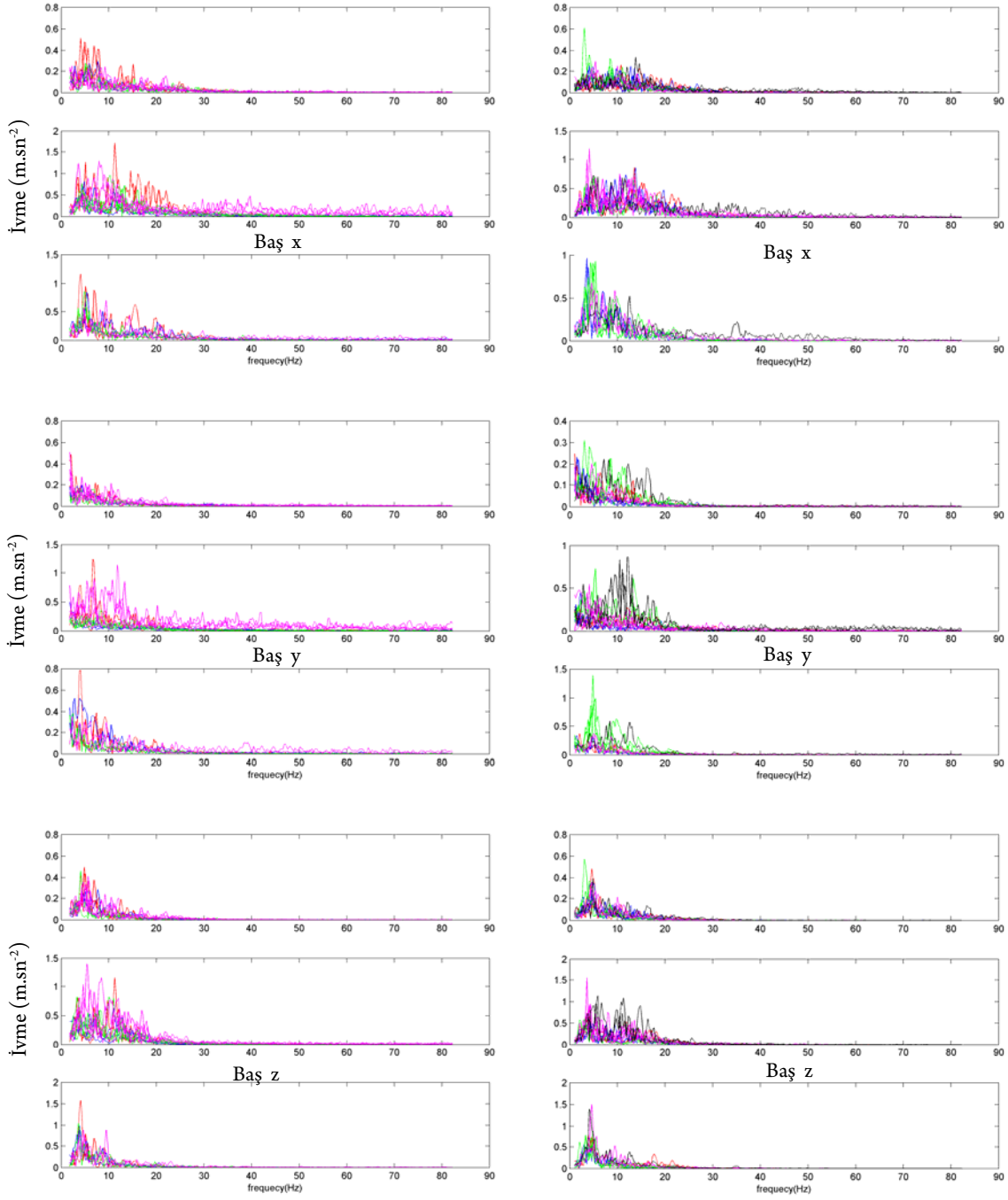
Şekil 9. Seleye ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke (yukarıdan aşağıya) yol için tüm denemelere ait autospektrum grafikleri (solda yol bisikleti, sağda dağ bisikleti denemeleri yer almaktadır)



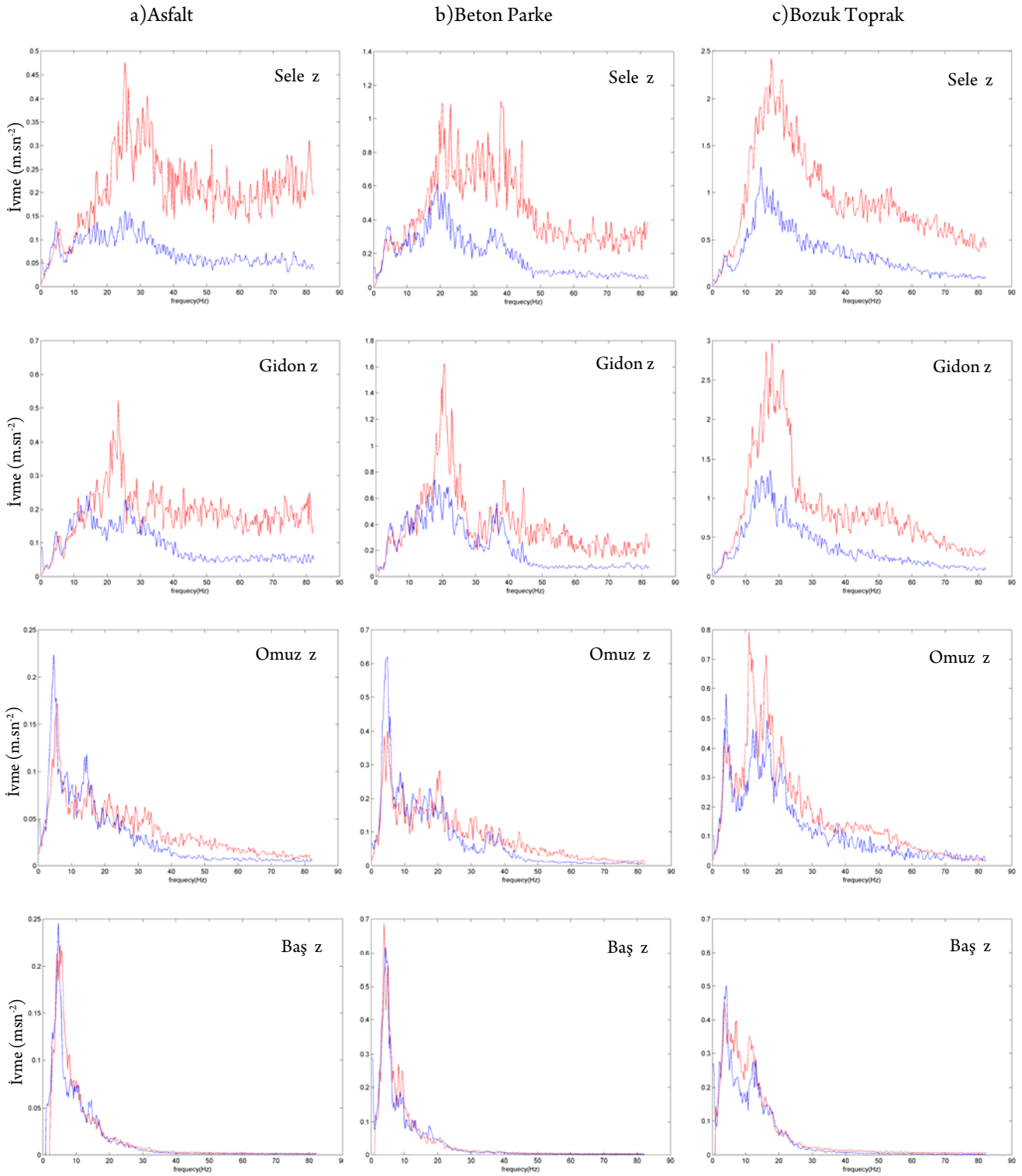
Şekil 10. Gidona ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke (yukarıdan aşağıya) yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri (solda yol bisikleti, sağda dağ bisikleti denemeleri yer almaktadır)



Şekil 11. Omuza ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke (yukarıdan aşağıya) yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri (solda yol bisikleti, sağda dağ bisikleti denemeleri yer almaktadır)



Şekil 12. Alına ait x,y ve z eksenlerinde asfalt, bozuk toprak ve beton parke (yukarıdan aşağıya) yol için tüm denemelere ait autospectrum grafikleri (solda yol bisikleti, sağda dağ bisikleti denemeleri yer almaktadır)



Şekil 13. Sele,gidon,omuz ve alna z eksenlerinde üç farklı yol için yol bisikleti (kırmızı) ve dağ bisikleti (mavi) denemelerinin karşılaştırılması

Tablo 2. Farklı yol yüzeyleri için yol bisikleti üzerinde ölçülen titreşim değerleri

		Düz Asfalt				Toprak				Beton Parke			
Yol B.		a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max	a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max	a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max
Sele	x	1,06	31,03	27	37	4,35	19,09	15	29	3,14	23,28	14	35
	y	0,33	32,65	26	38	1,17	25,91	17	38	0,71	31,17	20	40
	z	0,91	25,09	16	32	4,22	19,14	15	29	2,95	32,28	20	39
Gidon	x	1,14	30,79	27	37	3,49	23,34	15	33	3,37	27,15	19	35
	y	0,43	52,42	49	57	1,03	49	47	51	0,64	44,25	38	49
	z	0,97	26,42	20	37	4,42	16,71	12	20	2,71	21,31	15	33
Baş	x	0,34	5,00	4	7	0,85	8,44	4	16	0,77	4,56	4	5
	y	0,27	4,79	3	7	0,59	7,05	3	12	0,39	3,96	2	6
	z	0,40	4,90	4	7	0,87	7,46	4	11	0,94	4,06	3	5
Omuz	x	0,24	10,59	7	15	1,09	12,86	10	19	0,67	13,86	9	20
	y	0,21	15,44	12	21	1,13	13,75	11	16	0,78	16,29	8	20
	z	0,29	5,02	4	6	1,30	13,08	9	16	0,74	4,86	3	9

Tablo 3. Farklı yol yüzeyleri için dağ bisikleti üzerinde ölçülen titreşim değerleri

		Düz Asfalt				Toprak				Beton Parke			
Dağ B.		a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max	a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max	a (m.sn ⁻²)	f (Hz)	f min	f max
Sele	x	0,39	20,55	13	26	2,36	18,19	13	27	1,81	32,44	20	40
	y	0,28	60,42	57	67	0,69	20,38	10	37	0,50	31,00	19	40
	z	0,31	23,04	14	30	2,05	15,44	13	19	1,33	24,86	17	37
Gidon	x	0,43	22,19	16	26	1,81	18,08	14	22	1,11	33,53	18	43
	y	0,20	7,38	3	14	0,80	14,40	8	38	0,40	22,71	14	37
	z	0,52	17,80	11	26	2,47	16,40	13	21	1,88	27,25	17	37
Baş	x	0,23	7,21	4	13	0,82	12,39	10	14	0,79	4,39	3	6
	y	0,18	2,90	1	7	0,39	3,00	2	5	0,58	5,44	4	9
	z	0,31	4,42	4	5	0,78	4,30	3	7	0,85	3,95	3	5
Omuz	x	0,28	8,46	7	11	0,95	12,77	8	17	0,78	6,94	4	9
	y	0,27	13,10	10	19	1,27	13,48	10	17	0,86	15,44	9	21
	z	0,31	4,29	3	5	1,06	13,22	9	16	1,02	3,95	3	5

Tablo 4. Tüm ölçüm noktalarında ilgili eksen için yol ve dağ bisikleti denemeleri arasındaki farklılık

n=15		Düz Yol	Bozuk Yol	Beton Parke
Sele	x	**	**	**
	y	**	**	**
	z	**	**	**
Gidon	x	**	**	**
	y	**	**	**
	z	**	**	**
Baş	x	NS	**	NS
	y	**	**	NS
	z	*	**	NS
Omuz	x	NS	**	NS
	y	*	NS	**
	z	**	**	*

* : <p=.01 , ** : <p=.001, NS : istatistiksel olarak anlamlı değil

4.1.2. Kavrama Esnasında Kasal Aktivite: Yol Yüzey Yapısı ve Bisiklet Tipi Etkisi

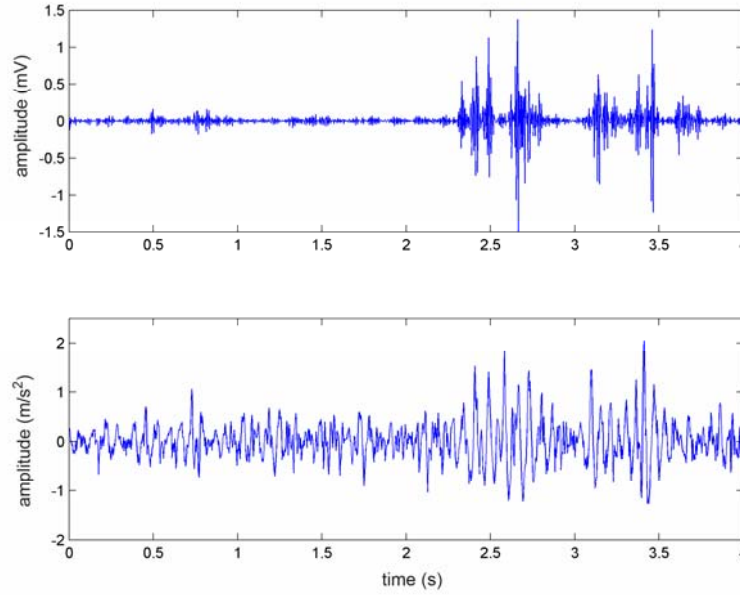
Alan ölçümleri kapsamında titreşim ölçümleri ile eş zamanlı olarak yapılan kasal aktivite ölçümleri sonucunda önkol kaslarına ait kasal aktivite büyüklüklerindeki istatistiksel farklılığın sorgulandığı t-test sonuçları Tablo 5’de sunulmuştur. Asfalt, beton parke ve bozuk toprak yol için sağ ve sol fleksör ve ekstensör kaslarına ait karşılaştırmaların yer aldığı tabloda görüleceği gibi hem yol hem dağ bisikletinde asfalt ve toprak yolda yapılan ölçümlerde sağ ve sol kolda kas aktiviteleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Yol ve dağ bisikleti ölçümleri karşılaştırıldığında önkol fleksör kaslarına ait rms EMG değerleri asfalt ve toprak yol için istatistiksel olarak farklıdır.

Tablo 5. Üç yol tipi için rms EMG değerleri arasındaki istatistiksel farklılık

		Sağ fleksör	Sağ ekstensör	Sol fleksör	Sol ekstensör
Yol	Asfalt-Toprak	0,038*	0,006**	0,001**	0,033*
	Asfalt- Parke	0,007**	0,135	0,012*	0,461
	Toprak-Parke	0,189	0,379	0,004**	0,140
MTB	Asfalt-Toprak	0,000**	0,012*	0,019*	0,114
	Asfalt-Parke	0,113	0,210	0,251	0,299
	Toprak-Parke	0,385	0,121	0,476	0,180
MTB	Asfalt	0,011*	0,048*	0,006**	0,149
Yol	Toprak	0,001**	0,174	0,003**	0,075
	Parke	0,363	0,258	0,290	0,109

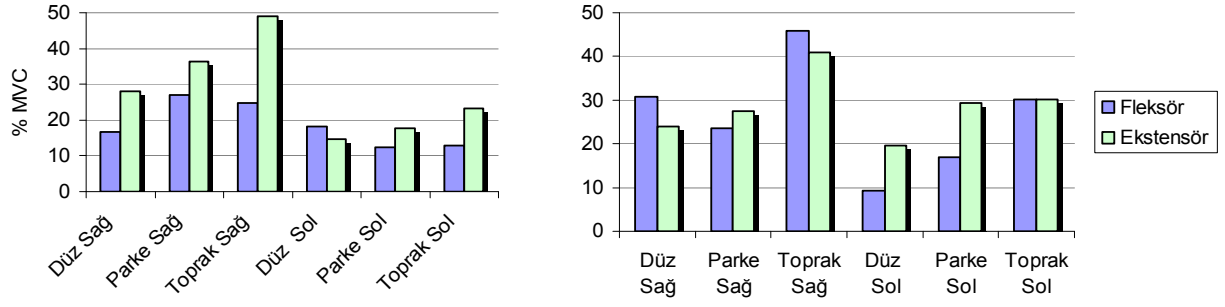
* p<.05, ** p<.01

Şekil 14’de yol bisikleti üzerinde toprak yolda yapılan bir ölçüme ait titreşim zaman grafiği (altta) ve bu esnada kol fleksör kaslarından kaydedilen emg kaydı (üstte) örnek gösterimi yer almaktadır. Maksimal izometrik kasılmanın yüzdesi cinsinden sağ ve sol fleksör ve ekstensör kaslarına ait rms EMG (%MVC) değerleri yol ve dağ bisikleti için Şekil 15’te gösterilmektedir. Dağ bisikleti ile yapılan ölçümlerde ekstensör kaslara ait rms EMG değerleri asfalt, parke ve bozuk toprak yol sıralamasını izlemekte ve toprak yolda yapılan ölçümler için %50 düzeyine yaklaşmaktadır. Yol bisikleti ölçümlerinde ise fleksör kaslara ait rms EMG değerleri dağ bisikleti denemelerine göre daha yüksektir ve en yüksek değere toprak yolda yapılan ölçümler esnasında ulaşıldığı gözlenmektedir.

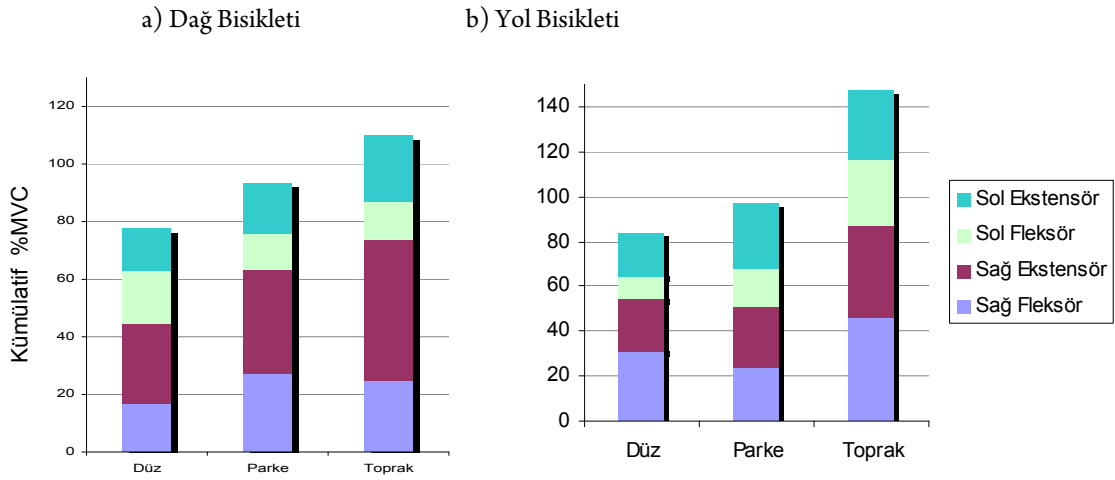


Şekil 14. Titreşim zaman grafiği (altta) ve ilişkili ölçüme ait önkol fleksör kas aktivitesi (üstte) örnek gösterimi

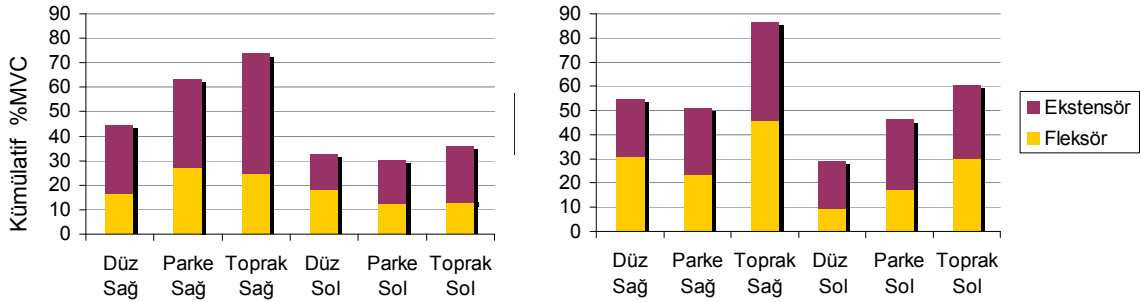
Maruz kalınan titreşim düzeyindeki artışa yada anlık değişimlere bağlı olarak gidon hareketlerini kontrol etmek üzere artan kas aktivitesinin yol bisikleti ve dağ bisikleti üzerinde üç yol tipi için tekrar edilen ölçümler arasında karşılaştırma yapabilmek üzere sağ ve sol için normalize edilmiş kümülatif kas aktivitesi düzeyleri Şekil 16’da gösterilmektedir. Kümülatif olarak değerlendirildiğinde dağ bisikleti denemelerinde kas aktivitesi düz yolda en düşük seviyesindeyken, parke ve toprak yol sıralamasıyla artış göstermiştir. Yol bisikleti denemelerinde kassal aktivite artışında aynı sıralama izlenirken toprak yolda ulaşılan kümülatif kas aktivitesi dağ bisikletine göre daha fazladır. Farklı yol yüzeylerinde yol ve dağ bisikleti ile seyir esnasında fleksör ve ekstensör kaslara ait kümülatif değerler ise Şekil 17 ’de sunulmuştur. Buna göre, hem yol hem dağ bisikleti için sağ tarafta kaydedilen kassal aktivite değerleri daha büyüktür ve toprak yol denemelerinde en yüksek değere ulaşmaktadır.



Şekil 15. Farklı yol yüzeylerinde dağ bisikleti (sol) ve yol bisikleti (sağ) ile sürüş esnasında fleksör ve ekstensör kaslara ait kasılma yüzdesi



Şekil 16 . Farklı yol yüzeylerinde sürüş esnasında kas kasılması kümülatif değişimi



Şekil 17 . Farklı yol yüzeyleri için sağ ve sol fleksör ve ekstensör kaslar kümülatif kas aktiviteleri: Dağ bisikleti (sol) ve yol bisikleti (sağ)

4.2. Laboratuvar Ölçümleri

4.2. 1. Titreşim İletimi: Titreşim Özellikleri ve Postür Değişimi Etkisi

4.2.1.1. Denekler

Titreşim özellikleri ve postür değişimi etkisinin incelendiği laboratuvar ölçümlerine gönüllü olarak katılan sağlıklı erkek deneklere ilişkin tanımlayıcı bilgiler ve farklı tutuş pozisyonları için Şekil 5'te gösterilen segment açıları Tablo 6'da sunulmuştur.

Tablo 6. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.1)

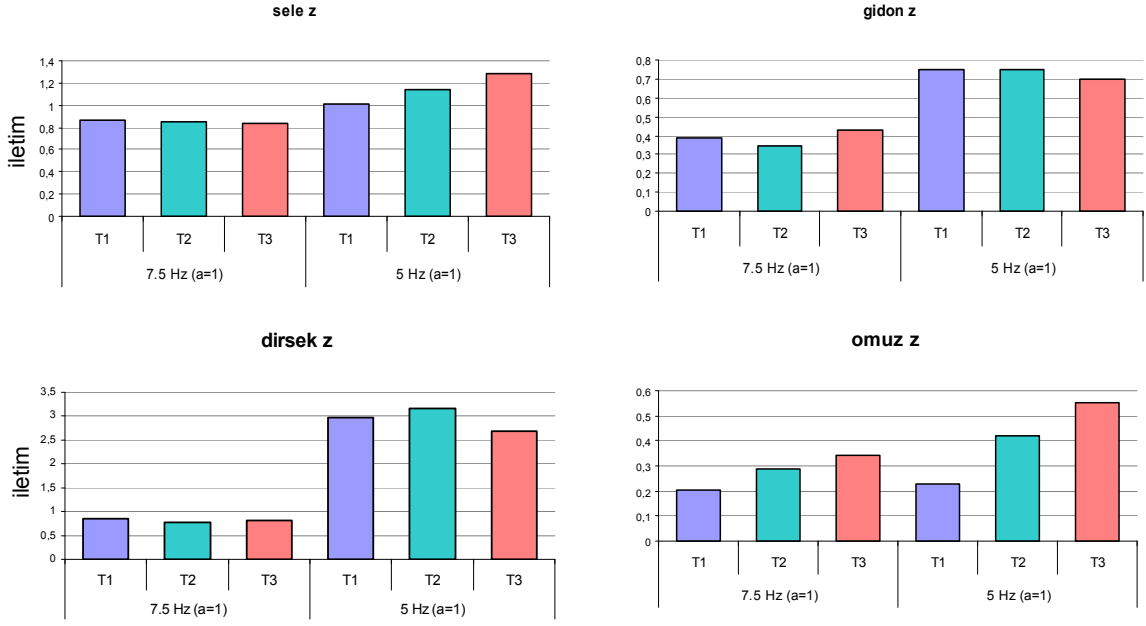
n=5	Yaş (yıl)	Vücut Uzunluğu (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Segment Açıları (°)											
				a			b			c			d		e
				T1,T2,T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2,T3	T1,T2,T3		
Ort	27	183	79	116.4	86.4	90.8	93.8	103.6	104.4	98.2	143.6	180	87.6		
SS	2.9	7.8	7	5.90	5.37	3.70	4.15	11.59	4.93	6.34	7.89	0	2.61		

(T1: alt gidon kıvrımı,T2: fren kolu üzeri,T3:üst gidon)

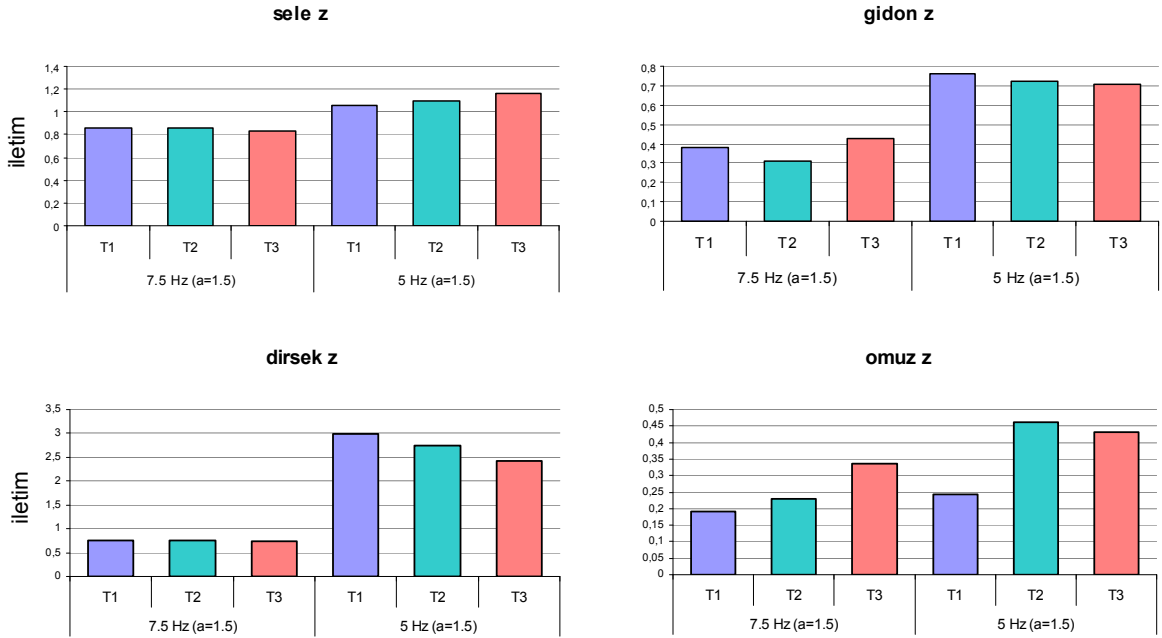
4.2.1.2. Bulgular

Laboratuvarında üç farklı tutuş için 5 Hz ve 7.5 Hz frekanslarda 1, 1.5 ve 2 m.sn² rms büyüklüğündeki vertikal yükler altında bisiklet ve sürücü üzerindeki ölçüm noktalarında ölçülen, ve platform üzerinde ölçülen titreşim değerlerine göre normalize edilen titreşim düzeyleri sırasıyla Şekil 18, 19 ve 20'de sunulmaktadır. 3 farklı titreşim uyarını altında tüm ölçüm noktaları için normalize edilmiş titreşim büyüklüklerinin 7.5 Hz ile karşılaştırıldığında 5 Hz frekansta daha yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir. 5 Hz frekansta özellikle gidon ve dirsekte ölçülen titreşim büyüklükleri üç tutuş için de belirgin derecede yüksektir. Her üç titreşim büyüklüğünde omuza iletilen titreşim düzeyi iki titreşim frekansı için de T1, T2 ve T3 sıralamasını izleyerek artış göstermiştir.

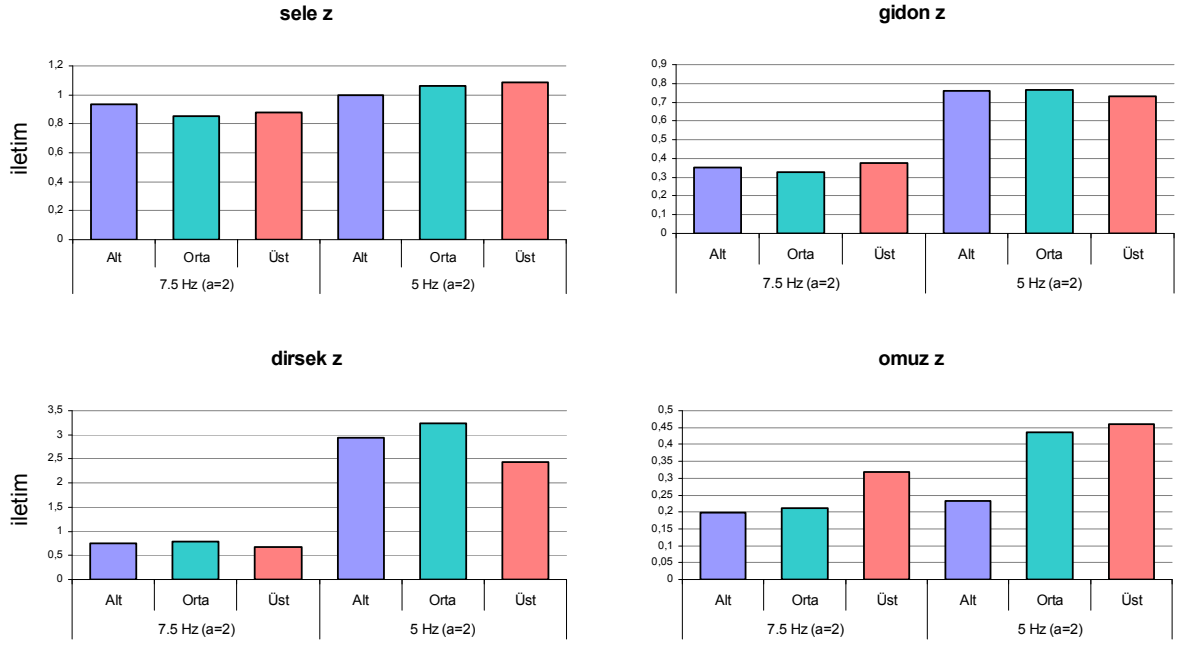
Dirsekte ise T3 için ölçülen ivme değerlerinin her üç titreşim düzeyi için de bir miktar düşük olduğu gözlenmiştir. Genel olarak, ölçülen titreşim düzeylerinin titreşim frekansına bağlı olarak farklılaştığı ancak tutuş pozisyonuna bağlı postür değişimlerinin ölçülen titreşim büyüklüğü üzerine belirgin bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Yalnızca omuza iletilen titreşim her iki titreşim frekansı için farklı tutuşlar arasında bir miktar farklılaşmıştır. Titreşim büyüklükleri karşılaştırıldığında ise titreşim uyarınının düzeyi arttıkça omuza iletilme oranının bir miktar azaldığı görülmektedir. Şekil 21'de farklı tutuşlar ve frekanslar için omuza iletilen titreşim büyüklükleri gösterilmiştir.



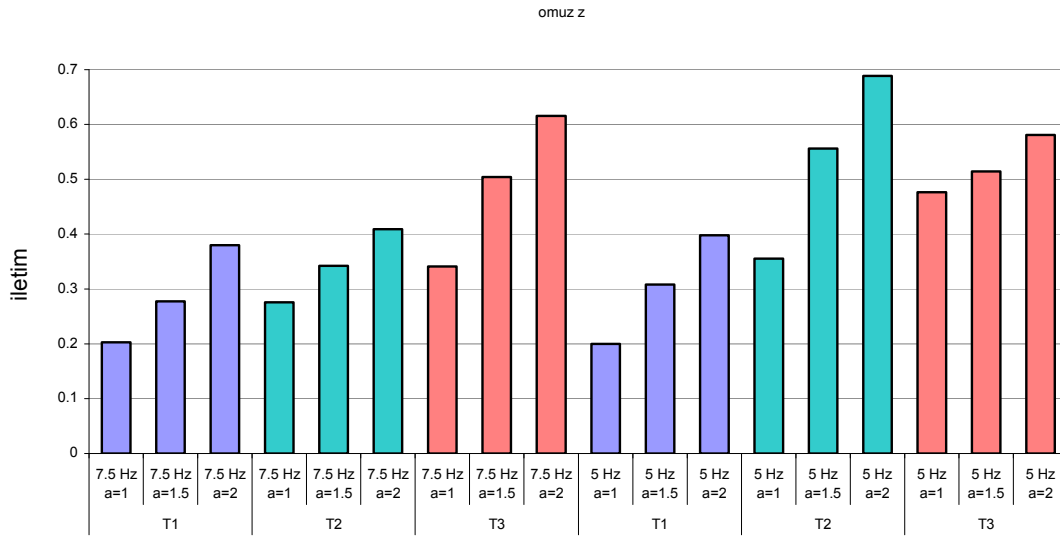
Şekil 18. 1 m/s^2 rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri



Şekil 19. 1.5 m/s^2 rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri



Şekil 20. 2 m/s^2 rms büyüklüğünde titreşim uyararı için ölçülen normalize edilmiş titreşim değerleri



Şekil 21. Farklı tutuşlar için frekans ve titreşim düzeyi etkisi

4.2.2. Titreşim İletimi: Titreşim Frekansı ve Yol Yüzey Eğimi Etkisi

4.2.2.1. Denekler

Titreşim frekansı ve yol yüzey eğimi etkisinin incelendiği laboratuvar ölçümlerine gönüllü olarak katılan sağlıklı erkek deneklere ilişkin tanımlayıcı bilgiler ve farklı tutuş pozisyonları için Şekil 4’de gösterilen segment açıları Tablo 7’de sunulmuştur.

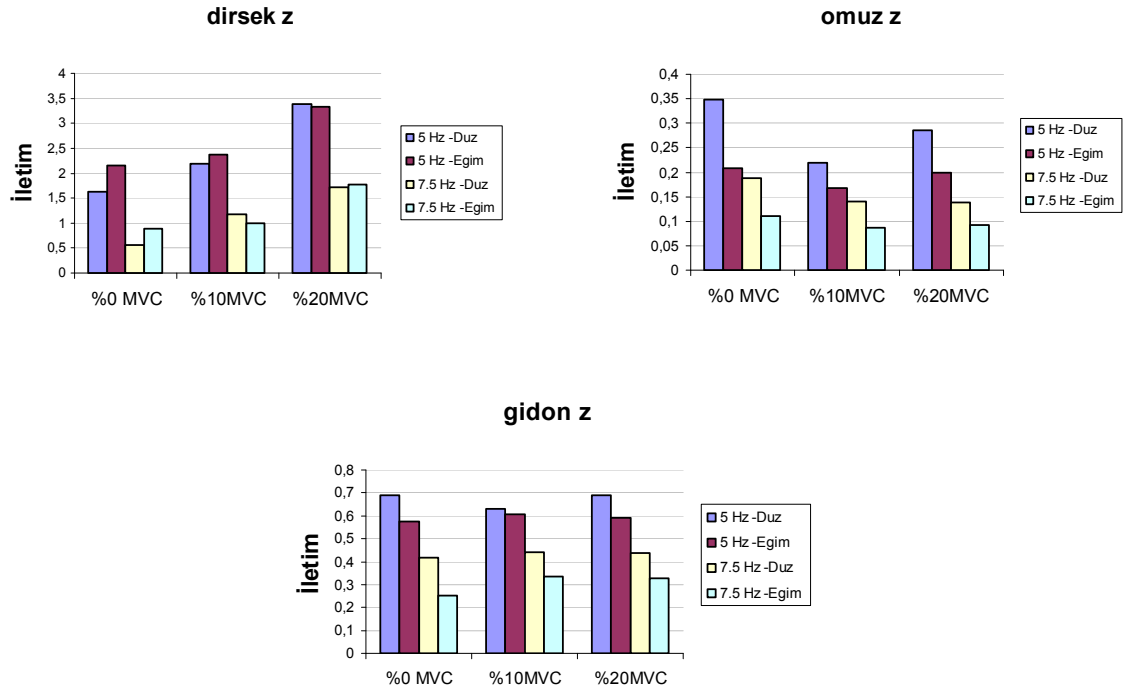
Tablo 7. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.2)

n=10	Yaş (yıl)	Vücut Uzunluğu (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Segment Açıları (°)				
				a	b	c	d	e
Ort.	27	183	79	126.00	83.67	110.67	144.00	90.67
SS	2.9	7.8	7	7.81	2.08	6.03	5.64	2.08

4.2.2.2. Bulgular

5 Hz ve 7.5 Hz titreşim frekanslarında tek tip tutuş için 0° ve 5° eğimde üç farklı kuvvet düzeyi (%0 (statik) ,%10 ve %20) için tekrar edilen ölçüm sonuçları Şekil 22’de özetlenmiştir. Buna göre 5 Hz frekansta seçilen ölçüm noktalarına platformdan aktarılan titreşim iletimi oranı daha yüksektir. El-kol sistemine titreşimin doğrudan iletildiği gidon üzerinde hem 5 hem 7.5 Hz frekanslı titreşim uyarımları için platforma göre titreşim iletimi, eğimin 5° olduğu ölçümlerde eğimin olmadığı düzeneğe göre daha düşük bulunmuştur. Gidonda ölçülen titreşim iletiminin önkol tarafından uygulanan kuvvet düzeylerinden etkilenmediği görülmektedir.

Titreşim iletimi vücut üzerindeki ölçüm noktalarında, özellikle dirsekte, her iki titreşim frekansı için de artan kuvvet üretimiyle paralel şekilde artış gösterme eğilimindedir. Omuzda ölçülen titreşim iletimi, eğimin 5° olduğu ölçümlerde her iki frekansta da bir miktar azalırken, en yüksek iletim oranına sahip dirsekte her iki eğim için benzer değerlere ulaşmıştır. Platformdan gidona ve buradan omuza iletimlen titreşim ortalama ½ oranında azalmıştır. Ayrıca, dirsekte ölçülen titreşim iletimi oranı 5 Hz frekanslı titreşim uyarımı için kasılma şiddeti arttıkça 3 kata kadar artış göstermiştir.



Şekil 22. Farklı kuvvet düzeyleri için titreşim iletimi oranları: frekans ve yol eğimi etkisi

4.2.3. Kavrama Esnasında Kasal Aktivite: Kasılma Şiddeti ve Titreşim Frekansı Etkisi

4.2.3.1. Denekler

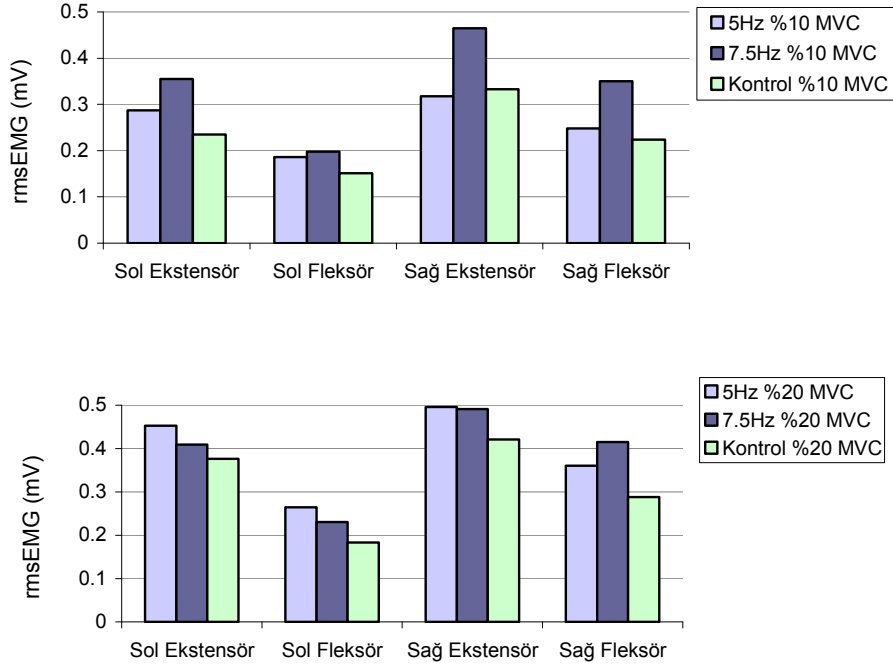
Titreşim düzeyi ve yol yüzey eğimi etkisinin incelendiği laboratuvar ölçümlerine gönüllü olarak katılan sağlıklı erkek deneklere ilişkin tanımlayıcı bilgiler ve farklı tutuş pozisyonları için Şekil 5'te gösterilen segment açıları Tablo 8'de sunulmuştur. Ölçümlere katılan deneklere yazı yazarken kullandıkları el sorulmuş ve herbirinin sağ ellerini kullandıkları belirlenmiştir. Bu nedenle dominant el ayrımı yapılmaksızın bulgular ve sağ ve sol olarak sınıflandırılmıştır.

Tablo 8. Deneklere ait tanımlayıcı özellikler (Ölçüm 4.2.3.)

n=5	Yaş (yıl)	Vücut Uzunluğu (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Segment Açıları (°)				
				a	b	c	d	e
Ort.	28	180	77	128.75	88	108.75	144.5	92.5
SS	2.4	4.9	9.8	11.6	3.2	8.8	4.2	7.3

4.2.3.2. Bulgular

Kavrama esnasında el-kol sistemi $2m.sn^{-2}$ rms büyüklüğündeki 5 Hz ve 7.5 Hz frekanslarında vertikal titreşim uyarısına maruz bırakıldığında ve titreşimsiz kontrol denemelerinde farklı kuvvet üretim düzeyleri esnasında kaydedilen ve normalize edilmiş rms EMG değerleri (%MVC) Şekil 23'te sunulmaktadır. Titreşimsiz kontrol denemelerine kıyasla 5 ve 7.5 Hz frekanslardaki titreşim uyararı altında aynı kuvvet çıktısını sürdürebilmek için hem fleksör hem ekstensör kasları rms EMG değerlerinde artış gözlenmiştir. Kuvvet üretim düzeylerinin frekansa bağımlı olarak kas aktivitesindeki artış etkisi MVC'ye göre %10 kuvvet düzeyinin sürdürüldüğü denemelerde daha belirgindir. %10 ve %20 MVC kuvvetin sürdürüldüğü titreşimsiz kontrol denemelerinde kas aktivitesi her dört kas içinde orantılı olarak artarken özellikle 5 Hz frekansta %20 şiddet düzeyinde sağ kol fleksör ve ekstensör aktivitesindeki artış daha belirgin olmuştur. Bilateral kuvvet üretiminin sürdürülmesinde ekstensör kaslar baskın olarak kuvvet üretimine katılırken, 7.5 Hz frekansta %10 MVC kuvvetin sürdürüldüğü denemelerde ekstensör kaslar için kassal aktivitede gözlenen artış daha fazladır. Ölçümler öncesinde ve sonrasında gerçekleştirilen bilateral maksimal kuvvet ölçümleri arasındaki fark her iki taraf için %10'un altındadır.



Şekil 23 . Ön kol kaslarında titreşim frekansı ve kuvvet düzeyine göre kassal aktivite değişimleri (Üstte, %10 MVC ve altta %20 MVC için)

4.2.4. Algılanan Zorluk Düzeyi

Bölüm 4.2.2.'te açıklanan eğimsiz titreşim denemeleri ve 4.2.3'te tanımlan ölçümler kapsamında 2m/sn^2 rms büyüklüğünde 5 ve 7.5 Hz frekanslı iki farklı titreşim uyararı altında, ve titreşimsiz kontrol denemelerinde deneklerin algıladıkları zorluk düzeyi Borg skalası kullanılarak sorgulanmıştır. Laboratuvarında hazırlanan düzenekte %10 ve %20 MVC düzeyinde 16 saniye boyunca sürdürülen kuvvet üretimi esnasında hissedilen zorluk düzeyleri, deneklerin skala üzerinde 6 ile 20 arasında verdikleri sayısal değer ile subjektif olarak değerlendirilmiştir. Titreşim uyararı altında ve titreşimsiz kontrol denemeleri boyunca eforun tamamlanmasının hemen ardından elde edilen sayısal veriler arasındaki karşılaştırmalara ait istatistiksel fark düzeyleri Tablo 9'da sunulmuştur. Buna göre, iki kuvvet üretim düzeyi esnasında 5 ve 7.5 Hz frekansta sürdürülen eforun zorluk düzeyi titreşimsiz kontrol denemelerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur ve %10 MVC kuvvet üretim düzeyi için bu fark her iki frekans için de istatistiksel olarak anlamlıdır.

Tablo 9. Algılanan zorluk düzeyi skorları arasındaki farklılıklar

Kasılma Şiddeti	Karşılaştırma	<i>p</i>
%10 MVC	Kontrol - 5 Hz	0.023 *
	Kontrol - 7.5 Hz	0.002 **
	5 Hz - 7.5 Hz	0.445
%20 MVC	Kontrol - 5 Hz	0.013 *
	Kontrol - 7.5 Hz	0.373
	5 Hz - 7.5 Hz	0.028 *

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

5. TARTIŞMA/SONUÇ

5.1.Bisiklet-Sürücü Sisteminde Titreşim İletimi

Vücuda titreşim iletimi daha düşük frekanslarda meydana gelmektedir ve belirli frekanslar vücut bölgelerinin rezonans frekanslarına karşılık gelmektedir. Literatürde baş-boyun kompleksi için rezonans frekansının 1-9 Hz aralığında (Fard ve ark,2004), omuz için ise 4-8 Hz arasında olduğu bildirilmiştir (Hazarin ve Grzesik,1998). Alan ölçümleri sonucunda titreşim iletim düzeyine bağımlı olmaksızın baş ve omuzda maksimum titreşim iletimi değerlerine ulaşılan frekansların 4-7 Hz aralığında olduğu gözlenmiştir. Buna göre bisiklet üzerinde maksimal titreşimin iletiminin ölçüldüğü frekanslar bu vücut bölgeleri için belirlenen rezonans değerlerine yakındır ve yol bozukluğuna bağlı olarak artan titreşim iletim düzeyleri ile birlikte konfor ve sağlığı olumsuz yönde etkilemesi olasıdır.

Bisiklet parçaları üzerine iletilen titreşim yalnızca bir kaç araştırmacı tarafından incelenmiş ve sele ve gidona iletilen titreşim düzeyleri araştırılmıştır (Waechter ve ark,2002 ; Lewis ve Paddan,1990). Bisiklet-Sürücü sisteminde vücuda iletilen titreşim ise yalnızca Lewis ve Paddan (1990) tarafından süspansiyonu olmayan ATB bisiklet tipi üzerinde test edilmiştir. Araştırmacılar 25 Hz üzerinde başa iletilen titreşim değerlerinin düştüğüne işaret etmişlerdir. Benzer şekilde, bu çalışmada da vücuda iletilen titreşimin etkin olduğu frekans aralığı her iki bisiklet tip içinde omuzda 0-30 Hz ve alında 0-25 Hz aralığındadır ve daha yüksek frekanslarda iletilen titreşim düzeyi giderek azalmaktadır.

Vücuda iletilen titreşim düzeyinin yol yüzey yapısı, taşıt özellikleri ve bisiklet üzerinde sürdürülen pozisyon ile ilişkili olduğu bildirilmektedir(Waechter ve ark,2002 ; Lewis ve Paddan,1990). Bu çalışmanın bulguları, yüzey yapısının değişmesiyle oluşan titreşim düzeyinin artmasının vücuda iletilen titreşim üzerinde diğer faktörlere oranla daha etkin olduğunu ortaya koymaktadır. Şaşırtıcı şekilde, iki bisiklet tipi arasında bisiklet dizaynından ve bu bisikletler üzerinde sürdürülen vücut pozisyonundan bağımsız olarak, vücut üzerinde ölçülen titreşim iletimi oranlarının düz, beton parke ve bozuk toprak yol sıralamasıyla artış gösterdiği gözlenmiştir.

Sırt bölgesine iletilen titreşimin konu edildiği araştırmalarda artan kas aktivitesinin bu bölgede rezonans frekansı ve iletim oranını arttırma eğilimde olduğu ileriye sürülmektedir (Fairley and Griffin, 1989; Broman et al., 1991). El kol sisteminde de titreşim kaynağı ile temas sırasında sıkma ve itme hareketleri sonucu artan kas aktivitesinin biyodinamik sistem sertliğini (stiffnes) arttırarak biyodinamik yanıtı etkilediği bildirilmektedir (McDowel,2006). Araştırma kapsamında artan yol bozukluğu sonucu ön kol kaslarında kassal aktivitenin arttığı bulgusu, farklı kuvvet üretim düzeyleri için titreşim iletimin farklılaşıp farklılaşmayacağı sorusunu doğurmuş ve laboratuvar koşullarında farklı kuvvet üretim düzeyleri için titreşim iletimi test edilmiştir. Vücut üzerindeki ölçüm noktalarında, özellikle dirsekte, her iki titreşim frekansı için titreşim iletimi artan kuvvet üretimiyle paralel şekilde artış gösterme eğilimindedir. Titreşim iletimi oranı

dirsekte 5 Hz frekanslı titreşim uyararı için kasılma şiddeti arttıkça 1,5 ila 3 kat arasında artış göstermiştir.

5.2. Postür Değişimi ve Titreşim İletimi

Rohmert ve ark. (1989) değişen postürler için titreşiminin kol ve omuz kaslarına etkisini araştırmışlar ve postür değişimlerinin üst ekstremiteye titreşim iletimi düzeylerini etkilediği, kasın boyu uzadığında yada kasılma şiddeti arttığında ise titreşim etkisinin arttığına dikkati çekmişlerdir.

Vücut pozisyonunun vücuda titreşim iletimini etkilediği pek çok araştırma tarafından bildirilmektedir (Fairley ve Griffin,1989; Hinz ve ark,2002). El-kol sistemine iletilen titreşimin koldaki açılma ile birlikte titreşimin yönüne bağlı olarak biyodinamik yanıtı etkilediği bilinmektedir. Titreşim ön kola (ulna ve radius'a) yöneldiğinde iletim oranı düşük frekanslarda daha da artmakta ve dirsekten üst kola (humerus'a) aktarılarak omuza (skapula'ya) doğru yönelmektedir (Griffin,1990). Bu çalışmada da laboratuvar ölçümlerinde 5 Hz'lik düşük titreşim frekansında dirsek ve omuzda ölçülen titreşim iletiminin arttığı gözlenmiştir. Fakat aynı noktalarda ölçülen titreşim iletimi titreşim uyararı büyüklüğünden etkilenmemiştir. Omuzda ölçülen titreşim iletimi gövde ve dirsek açısı azaldıkça, oturma pozisyonu dikleştikçe, artma yönünde eğilim göstermiştir, dirsekte ise dikkate değer bir değişim gözlenmemiştir. Benzer şekilde, Fairley ve Griffin(1989) tarafından yapılan bir araştırmada dik ve gergin pozisyonda oturur durumda koltuktan başa iletilen titreşimin rahat oturma pozisyonuna göre iki kat fazla olduğu bulunmuştur. Hinz ve ark.(2002), bisiklet ile sürüşte olduğu gibi araba içerisinde sırt desteğinin olmadığı öne doğru eğik vücut pozisyonlarında iletim oranının arttığına dikkati çekmişlerdir.

5.3. Titreşim Uyararı ve Kas Aktivitesi

Titreşim etkilerinin emg aktivitesi ile değerlendirildiği çalışmaların birçoğu tüm vücut titreşimi ve sırt-bel bölgesi kaslarına odaklanırken, lokal titreşim uyararının boyun bölgesi kasları (Aström ve ark ,2007) ve kol kasları üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda (Hansson et al., 1991; Bluthner et al., 1993; Rohmert,1989) mevcuttur. Hem tüm vücut hemde ele iletilen titreşim uyararının kas aktivitesi üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalar ise sınırlıdır (Aström ve ark,2008).

Bu araştırmada dağ bisikleti ile yapılan ölçümlerde ekstensör kaslara ait rms EMG değerlerindeki artış, titreşim iletimi düzeyleri ile benzer şekilde asfalt, parke ve bozuk toprak yol sıralamasını izlemekte ve toprak yolda yapılan ölçümler için ön kol kaslarında kasılma şiddeti %50 düzeyine kadar artmaktadır. Benzer şekilde yol bisikleti ölçümlerinde fleksör kaslara ait rms EMG değerleri titreşim iletiminin en yüksek olduğu toprak yolda yapılan ölçümler esnasında en yüksek değerlerine ulaşmıştır. Aström ve ark. titreşim uyararına bağlı olarak trapez kası emg

aktivitesindeki değişimleri inceledikleri çalışmalarında %4-5 MVC şiddette sürdürülen izometrik kasılma esnasında titreşim uyarınının verilmediği ölçümlere kıyasla titreşim uyarını verildiğinde rms EMG değerlerinde artış gözlemişlerdir. Bu araştırmada da titreşimsiz kontrol denemelerine kıyasla 5 ve 7.5 Hz frekanslardaki titreşim uyarını altında aynı kuvvet çıktısını sürdürebilmek için hem fleksör hem ekstensör kasları rms EMG değerlerinde artış gözlenmiştir. Benzer şekilde Martin ve Park (Park and Martin,1993; Martin and Park, 1997) titreşime maruz kalındığında parmak ve el bileği fleksör kasları rms EMG değerlerinde artışa işaret etmişlerdir. Nitekim, rms EMG değerlerindeki artış artan iř yükünün göstergesi olarak kabul edilmektedir (Dimitriova ve Dimitrov,2003; Hagg ve ark, 2000).

Çalışmamızda %10 ve %20 MVC kuvvetin sürdürüldüğü titreşimsiz kontrol denemelerinde kas aktivitesi her dört kas için de orantılı olarak artarken, kas aktivitesindeki değişimler titreşim özellikleri bakımından karşılaştırıldığında, titreşim uyarınının verildiği ölçümlerde her iki titreşim frekansı için rms EMG değerleri artmıştır. Özellikle 5 Hz frekansta %20 şiddet düzeyinde sağ kol fleksör ve ekstensör aktivitesindeki artış daha belirgin olmuştur. Oturur pozisyonda titreşime maruz kalan bireylerde sırt kaslarında 0.3-10 Hz aralığındaki frekanslarda rms EMG değerlerinin arttığı bildirilmiştir (Seidel,1988). Rms EMG değerleri titreşim büyüklüğü ile paralel olarak da artmaktadır (Seidel,1988; Bluthner ve ark, 2002). Çalışmamızda titreşim büyüklükleri karşılaştırıldığında ise, titreşim düzeyi arttıķa taşıt üzerine aktarılan titreşim iletiminin de arttığı ancak omuza iletilen titreşim düzeyinin bir miktar azaldığı görülmektedir.

6. ÖNERİLER

Bu araştırmada alan ve laboratuvar ölçümlerinde deneklerin titreşim uyarına maruz bırakıldıkları sürenin 15 saniye ile sınırlı olması uzun süreli etkiler hakkında yoruma varmayı olanaksız kılmaktadır. Ancak, titreşimin süresi uzadığında vücut üzerine olumsuz etkilerinin arttığı bilinmektedir (Griffin,1990). Ayrıca ölçüm cihazındaki sınırlılıklardan ötürü yalnızca dikey yönde titreşim uyararı verilerek, sınırlı sayıda titreşim büyüklük ve frekansı için titreşim iletimi test edilebilmiştir. Bu nedenle, sonraki araştırmalarda üç ekseninde de sisteme titreşim uyararı verebilen ölçüm düzeneğinin kullanılması fayda sağlayacaktır. Böylece, gerçek yol koşullarında toplanan titreşim iletimi verilerinin laboratuvarında simülasyonu mümkün olabileceği gibi, titreşime maruz kalınan süre uzatılarak, ve laboratuvarında daha geniş frekans aralığında titreşim iletiminin test edilebilmesiyle, sistemin yüksek frekanslar için ve gerçek koşullar altında yanıtı konusundaki bilinmeyenler ortaya koyulabilecektir. Cinsiyete bağlı değişimler de araştırma kapsamında sorgulanabilecektir. Ayrıca pedal çevirme hareketinin ve efor sonucu oluşan yorgunluğun titreşim iletimi ve vücudun göstereceği biyodinamik yanıt üzerine olası etkileri araştırılması önerilen konular arasındadır.

7. REFERANSLAR

- ASTRÖM C, Lindkvist M, Burström L, Sundelin G, Karlsson JS, Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure, *J Electromyogr Kinesiol*, Baskida, (2007).
- ASTRÖM C, *The effects of vibration on muscles in the neck and upper limbs*, (PhD), Umeå Universiteti, İsviçre (2008).
- BAZRGARİ B, Shirazi-Adl A, Kasra M., Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations—relative roles of inertia and muscle forces, *J Biomech*, 41(12), 2639 – 2646,(2008).
- BLUTHNER R, Hinz B, Menzel B, Seidel H, Back muscle response to transient whole-body vibration, *Int J Ind Ergonom*, 12,49–59, (1993).
- BLUTHNER R, Seidel H, Hinz B, Myoelectric response on back muscles to vertical random whole-body vibration with different magnitudes at different postures, *J Sound and Vib*, 253(1), 37-56, (2002).
- BROMAN H, Pope MH, Benda M, Svensson M, Ottosson C, Hansson T, The impact response of the seated subject, *Journal of Orthopaedic Research*, 9,150–154, (1991).
- CANNON LJ, Bernacki, EJ, Walter, SD, Personal and Occupational Factors Associated with Carpal Tunnel Syndrome, *Journal of Occupational Medicine*, 23 (4), 255-258, (1981).
- CAPITANI D, Beer S, Handlebar palsy – a compression syndrome of the deep terminal (motor) branch of the ulnar nerve in biking, *J Neurol*, 249, 1441–1445, (2002) .
- CUI J, *Modeling of hand-arm-glove vibration system and testing and evaluating of anti vibration gloves*, (PhD), Unıversity of Nevada, Las Vegas, (2001).
- DIMITROVA NA, Dimitrov GV, Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies, *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1),13-36, (2003).
- DONG RG, Welcome DE, McDowel TW, Wu JZ, Measurement of biodynamic response of human hand-arm system, *J Sound and Vibration*, 294, 807-827,(2006).
- DONG RG, Schopper AW, McDowell TW, Welcome DE, Wu JZ, Smutz WP, Warren C, Rakheja S, Vibration Energy Absorption (VEA) in Human Fingers-Hand-Arm System, *Medical Engineering and Physics*, 26 (6), 483-492, (2004).
- FAIRLEY TE, Griffin MJ, The apparent mass of the seated human body: vertical vibration, *Journal of Biomechanics*, 22, 81–94,(1989).
- FARD MA, Ishihara T, Inooka H, Identification of the head-neck complex in response to trunk horizontal vibration, *Biol Cybern*, 90(6), 418-26,(2004).
- FREUND HJ, Motor unit and muscle activity in voluntary motor control, *Physiol Rev*, 63, 387–428, (1983).
- FRITZ M, Fisher S, Bröde P, Vibration induced low back disorders—comparison of the vibration evaluation according to ISO 2631 with a force-related evaluation, *Applied Ergonomics*, 36, 481–

488, (2005).

GOGLIA V, Gospodaric Z, Filipovic D, Djukic I, Influence on operator's health of hand-transmitted vibrations from handles of a single-axle tractor, *Ann Agric Environ Med*, 13,33-38, (2006).

GRIFFIN MJ, *Handbook of Human Vibration*, London: Academic Press, (1990)

GRIFFIN MJ, Bovenzi M, The Diagnosis of Disorders Caused by Hand-Transmitted Vibration: Southampton Workshop 2000. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 75 (1-2), 1-5, (2001).

HÄGG G, Luttman A, Jäger M, Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics, *J Electromyogr Kinesiol*, 10, 301-312, (2000).

HANSSON T, Magnusson M, Broman H, Back muscle fatigue and seated whole body vibrations: an experimental study in man, *Clin Biomech*, 6, 173-8, (1991).

HAZARIN B, Grzesik J, The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects, *Journal of Sound and Vibration*, 215(4), 775-787, (1998).

HINZ B, Seidel H, Menzel G, Bluthner R, Effects related to random whole-body vibration and posture on a suspended seat with and without backrest, *Journal of Sound and Vibration*, 253, 265-282, (2002).

ISO 10068, 1998: Mechanical Vibration and Shock-Free, Mechanical Impedance of the Human Hand-Arm System at the Driving Point, ISO 10068:1998, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, (1998).

ISO 5349-1, 2001: Mechanical Vibration-Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration-Part 1: General Requirements, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, (2001).

KAULBARS U, Measurement and Evaluation of Coupling Forces When Using Hand-Held Power Tools, *Central European Journal of Public Health*, 4 (1), 57-58, (1996).

KIHLBERG S, Hagberg M, Hand-Arm Symptoms Related To Impact And Nonimpact Hand-Held Power Tools, *International Archives of Occup Environ Health*, 69(4), 282-288, (1997).

KIHLBERG S, Biodynamic Response of the Hand-Arm System to Vibration from an Impact Hammer and a Grinder. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16 (1), 1-8, (1995).

LEWIS CH, and Paddan GS, "Effects of vibration and posture on all-terrain bicycle ride," UK Informal Group Meeting on Human Response to Vibration, İngiltere, (1990).

MARTIN BJ, Park HS, Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(6), 504-11, (1997).

MARTIN BJ, Roll JP, Gauthier GM, Inhibitory effects of combined agonist and antagonist muscle vibration on H-reflex in man, *Aviation, Space, Environ Med*, 57, 681-687, (1986).

MCDOWELL TW, *An evaluation of vibration and other effects on the accuracy of grip and push force*

- recall, (PhD), West Virginia University, Morgantown, West Virginia, (2006).
- MCGORRY RW, A System for the Measurement of Grip Forces and Applied Moments During Hand Tool Use, *Applied Ergonomics*, 32 (3), 271-279, (2001).
- RADWIN RG, Yen TY, Force Dynamometers and Accelerometers, ed: W Karwowski and WS Marras, The Occupational Ergonomics Handbook, CRC Press, Boca Raton, Florida, (1999).
- RADWIN RG, Armstrong TJ, Chaffin DB, Power Hand Tool Vibration Effects on Grip Exertions, *Ergonomics*, 30 (5), 833-855, (1987).
- REYNOLDS DD, Keith RH, Hand-arm vibration, part I. Analytical model of the vibration response characteristics of the hand, *J Sound and Vibration*, 51(2),235-252, (1977).
- REYNOLDS DD, Standlee KG, Hand-arm vibration,part III:subjective response characteristics of individuals to hand-induced vibration, *J Sound and Vibration*, 51(2),267-282, (1977).
- RIEDEL S, Consideration of Grip and Push Forces for the Assessment of Vibration Exposure, *Central European Journal of Public Health, Supp 3*, 139-141, (1995).
- ROHMERT W, Wos H, Norlander S, Helbig R, Effects of vibration on arm and shoulder muscles in three body postures, *European Journal of Applied Physiology*, 59, 243-248, (1989).
- SEIDEL H, Thner BR, Hinz B, Schust M, On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration -theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, *Journal of Sound and Vibration*, 215, 723-741, (1998).
- SEIDEL H, Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 57(5), 558-62,(1988).
- SILVERSTEIN BA, Fine LJ, Armstrong, TJ, Occupational Factors and the Carpal Tunnel Syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*, 11 (3), 343-358, (1987).
- STARCK J, Jussi P, Ilmari P, Physical Characteristics of Vibration in Relation to Vibration-Induced White Finger, *American Industrial Hygiene Association Journal*, 51(4), 179-184, (1990).
- STEWART JD, Ulnar neuropathies at the wrist and the hand, ed: Stewart JD, Focal peripheral neuropathies, Raven Press,New York (2.Baskı), 220-225, (1993).
- TS-EN-ISO-5349-1, Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration - Part 1 : General requirements (Vol. TS EN ISO 5349-1): Türk Standartları Enstitüsü, Aralık, (2005).
- WAECHTER M, Riess F, Zacharias N, A Multibody model for the simulation of bicycle suspension systems, *Vehicle System Dynamics*, 37(1), 3-28, (2002).