

ARKADAN ÇARPMAYA MARUZ BIRAKILAN GÖNÜLLÜLERİN ÇARPIŞMA ÖNCESİ BOYUN DURUŞUNUN BİYOMEKANİK DAVRANIŞA ETKİSİ

Selçuk HİMMETOĞLU^{1, a)}

¹Hacettepe Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, Beytepe 06800, ANKARA

^{a)}s.himmetoglu@hacettepe.edu.tr

Boyun travması, trafik kazalarındaki arkadan çarpmalarda sıklıkla görülen bir problemdir ve kafa-boyun sistemini etkilemektedir. Yolcunun çarpışma öncesi boyun duruşu boyun travması derecesini etkileyebilmektedir. Arkadan çarpmalarda insan hareketini araştırmak için Japon Otomobil Araştırma Enstitüsü (JOAE) geçmişte gönüllü testleri düzenlemiştir. Bu çalışmada biyolojik doğruluğa sahip bir ortalama erkek insan modeli, gönüllülerin çarpışma öncesi boyun duruşunun biyomekanik davranışa etkilerini incelemek için kullanılmıştır. Bu insan modeline JOAE gönüllü çarpışma testi uygulanmıştır ve çarpışma öncesinde boyun doğal, fleksiyon veya ekstansiyon durumundadır. İnsan modelinin davranışı bu üç durum için gönüllü davranışlarıyla karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre erkek gönüllüler çarpışma öncesinde çoğunlukla kafalarını üst gövdelerine göre 0 ila 16 derece arasında bir miktar geriye döndürmüş olabilirler. Bu çalışmanın bir başka sonucuna göre çarpışma öncesinde kafa üst gövdeye göre fleksiyon durumunda ise biyomekanik tepkiler düşük olmaktadır; kafa üst gövdeye göre ekstansiyon durumunda ise biyomekanik tepkiler yüksek çıkmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Gönüllü çarpışma testleri, boyun travması, boyun duruşu, arkadan çarpma

THE EFFECT OF PRE-IMPACT NECK POSTURE ON THE BIOMECHANICAL RESPONSE OF VOLUNTEERS SUBJECTED TO REAR IMPACT

ABSTRACT

In traffic accidents involving rear impacts, the occupant's pre-impact neck posture can have an influence on the grade of whiplash which is a common type of disorder in rear impacts occurring mainly in the head-neck system. In order to investigate the motion of the human body in rear impacts, volunteer tests were performed in the past in Japan Automobile Research Institute (JARI). A biofidelic 50th percentile male human model is utilised to investigate the effect of pre-impact neck posture on the biomechanical response of volunteers. The human body model is subjected to JARI volunteer impact test conditions with the neck in neutral position, flexed position and extended position before the impact. The responses of the human model in these 3 cases are compared to those of the volunteers. The results indicate that the male volunteers might have slightly extended their heads relative to the upper torso between 0 and 16 deg at the time of impact. Another outcome of this study is that biomechanical responses are the lowest when the head is flexed and the highest when the head is extended with respect to the upper torso before the impact.

Keywords: Volunteer impact tests, whiplash, neck posture, rear impact

1. GİRİŞ

Boyun travması özellikle düşük hızlardaki arkadan çarpmalarda sıklıkla görülebilen bir bozukluktur. Yaralanma yerine bozukluk olarak adlandırılmasının nedeni tıbbi cihazlar ile teşhis

edilememesidir. Boyun travması kafanın üst gövdeye göre savrulması sonucunda oluşmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde 2010 ile 2014 yılları arasındaki trafik kazalarına ait istatistikler incelendiğinde yılda ortalama 869000 boyun yaralanması olmaktadır; bunun

%96.7'si boyun travmaları, geri kalan yaralanmalar ise kırıklar, çıkıklar omurlar arası disklerdeki ve omurilikteki yaralanmalar şeklinde olmaktadır [1]. Boyun travmalarında yumuşak dokular zedelenmektedir ama herhangi bir kemik kırığı oluşmamaktadır. Boyun travmalarında kaslar, omurlar arası diskler ve faset eklemleri yük altında kalmaktadır [2].

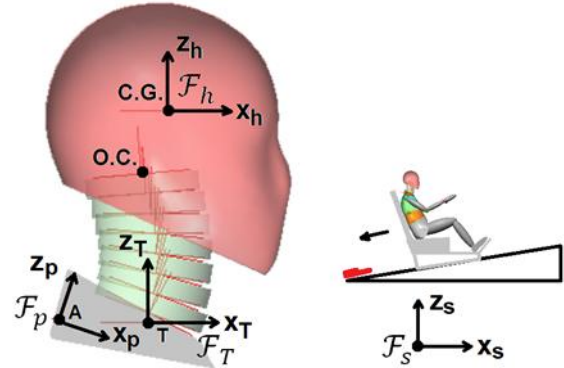
Boyun travmalarının mekanizmalarını anlayabilmek, bu tür kazalarda insan hareketini incelemek ve insan modellerini doğrulayabilmek için kadavra ve gönüllü testleri düzenlenmektedir. Gönüllü testleri, deneyin yapılacağı kişinin rızası ve etik kurulu onayı gerektirdiği için çok az sayıdadır çünkü bu tür testlerde sağlıklı gönüllüler test sonrası birkaç gün rahatsızlık hissedebilmektedir [3].

Trafik kazalarında arkadan çarpmalara karşı koruma sağlamak için koltuk ve koltuk başlığı tasarımının iyi yapılması gerekmektedir [4, 5]. Koltuk tasarımlarını yapabilmek için de biyolojik doğruluğa sahip insan modelleri kullanılması gerekmektedir. Arkadan çarpma koltuk testleri için endüstride standart olarak BioRID II ortalama erkek çarpışma test mankeni kullanılmaktadır [6]. Son 10 yılda yapılan çalışmalar sonucunda ortalama kadın çarpışma test mankeni geliştirilmiştir ama henüz çarpışma test yönetmeliklerinde kullanılmamaktadır [7]. Arkadan çarpma simülasyonları için çoklu cisim veya sonlu eleman insan ve çarpışma test mankeni modelleri geliştirilmiştir [8-11].

Bu bildiriye yazar tarafından geliştirilen çoklu cisim ortalama erkek modeli [8] kullanılarak çarpışma öncesi boyun duruşunun boyun travması derecesine etkisi incelenmiştir. Bunun için Japon Otomobil Araştırma Enstitüsü (JOAE) gönüllü testlerindeki veriler [6] kullanılmıştır ve insan modeline bu gönüllü testlerinde uygulanan çarpışma koşulları uygulanmıştır. Bu söz konusu gönüllü testlerinde gönüllünün çarpışma öncesi boyununun doğal (normal), fleksiyon (öne eğik) veya ekstansiyon (arkaya eğik) durumunda olmasının boyun travması riskini ne şekilde etkilediği incelenmiştir. JOAE ortalama erkek gönüllü test verilerini kullanarak yapılan bu çalışma daha önce literatürde yapılmamıştır.

2. JOAE GÖNÜLLÜ TESTLERİ

JOAE ortalama erkek gönüllü testleri 1990'ların sonunda yapılmıştır. Bu testlerde ortalama boy ve kiloya sahip (yaklaşık 175 cm ve 75 kg) erkek gönüllüler katı bir koltuğa oturmuşlardır. Bu katı koltuğun başlığı ve emniyet kemeri yoktur. Koltuğun sırtlığı dikeye göre 20 derecedir. Şekil 1'de gösterilen düzenekte koltuğun bağlandığı kızak yataya göre 10 derece açıda bulunan raylar üzerinde yerçekiminin etkisiyle kayarak zemindeki sönümleyiciye 8 km/saat ile çarpılmaktadır. Oluşan çarpışma kuvveti kızakta 9.3 km/saat'lik hız değişimine ve 3.8 g'lik maksimum ivmeye neden olmaktadır. Kas elektromyografi sinyal ölçümlerine göre gönüllüler çarpışma öncesi rahat bir durumdadırlar, kendilerini kasmamışlardır. Gönüllüler, otomobil sürücülerinin tipik oturma şekline uygun bir şekilde koltuğa oturmuşlardır [6].



Şekil 1. Test düzeneği ve eksen takımları

Kafaya ve T1 omuruna (göğsün ilk omuru) video işaretleri ve ivme ölçerler yerleştirilmiştir. Kızağa takılan F_s isimli eksen takımının x eksenine yere paraleldir. Kafaya bağlanan F_h isimli eksen takımının merkezi kafanın kütle merkezindedir (C.G.) ve x eksenine çarpışma öncesi yere paraleldir. T1'deki ivme ölçerinin eksen takımı F_p olarak adlandırılmıştır ve z_p eksenine T1 spinöz çıkıntısının üzerindeki derinin üstündedir. T1 omurunun anatomik eksen takımı ise F_T olarak adlandırılmıştır ve merkezi olan T noktası T1 omurunun merkezidir. T1 omurunun merkezi göğüs kemiği ve T1 omuruna takılan video işaretlerinin orta noktasıdır [6]. Çarpışma öncesi F_s ve F_T eksen takımları birbirine paraleldir.

3. İNSAN MODELİNİN KURULMASI

Bu bildiriye kullanılan ortalama erkek insan modeli JOAE gönüllü testleriyle doğrulanmıştır [8, 12]. Şekil 2'de gösterilen bu çoklu cisim ortalama erkek insan modelinde cisimler birbirlerine doğrusal olmayan dönel yaylar ve sönümleyiciler ile bağlanmışlardır. Refleks kas kasılmaları ile birlikte yumuşak dokuların viskoelastik ve dinamik katılma özellikleri zamana bağlı viskoz sönümleyici katsayıları ile benzetilmiştir. İnsan modelinin mekanik ve geometrik özellikleri 8 ve 12 numaralı kaynaklarda detaylı bir şekilde sunulmuştur. İnsan ve koltuk modelinin çarpışma simülasyonları VisualNastran 4D çoklu cisim dinamiği yazılımıyla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2. İnsan modelinin çarpışma öncesi duruşları

JOAE gönüllü testlerindeki örnek resime göre erkek gönüllüler Şekil 2'de N harfiyle gösterilen oturma pozisyonuna sahiptirler. N harfi doğal oturma durumuna karşılık gelmektedir ve kafa Şekil 1'de gösterildiği gibi ileri doğru bakmaktadır. İnsan modeli bu doğal oturma durumuna göre başarıyla doğrulanmıştır [8, 12]. Ancak çarpışma anında kafa-boyun duruşu doğal durumdan biraz sapmış olabilir. Bu çalışmanın amacı da boyun duruşu farklılıklarının insanın biyomekanik davranışına olan etkilerini araştırmaktır. Şekil 2'de F ve E olarak adlandırılan duruşlarda kafa üst gövdeye göre sırasıyla öne ve arkaya doğru dönmüştür. Anatomide boyunun F duruşu fleksiyon, E duruşu ekstansiyon olarak adlandırılır. N, F ve E durumlarında sadece kafanın T1'e (üst gövde) göre açısı farklıdır; gövde ve uzuvların çarpışma öncesi duruşları bu 3 durum için aynıdır.

Boynun F ve E duruşlarında boyun eklemlerinin açılarını gerçekçi olarak belirlemek için Şekil 3'de gösterilen statik denge simülasyonları yapılmıştır. Boynun F duruşunu elde etmek için N duruşunda kafa gövdeden ayrılmış, T1 sabitlenmiş ve sistem serbest bırakılmıştır. Kafanın kütle merkezinin T1'in merkezine göre önde olmasından dolayı fleksiyon oluşmuştur yani kafa-boyun öne doğru eğilmiştir. Kafa, T1'e göre 16 derece öne eğildiğinde boyunun eklemlerinin açıları kaydedilmiştir ve boyun bu haliyle

Şekil 2'de gösterildiği gibi gövdeye tekrar bağlanmıştır.



Şekil 3. Boyun duruşu belirlenmesi

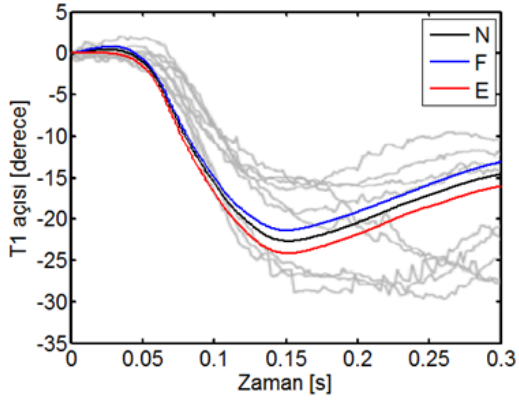
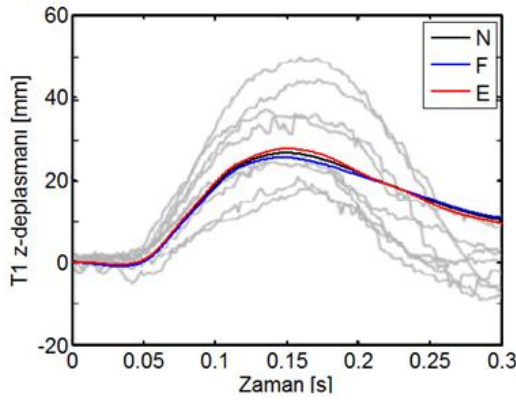
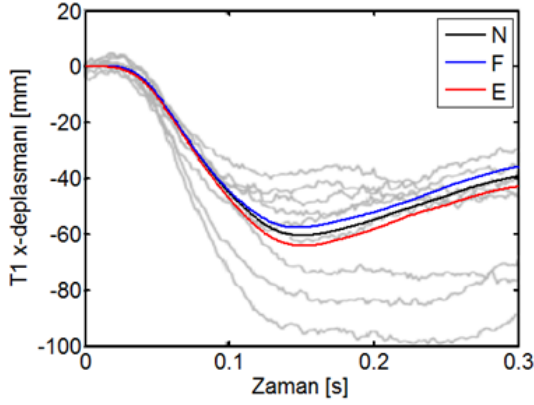
Boynun E duruşundaki eklemlerini elde etmek için kafa-boyun sistemi gene gövdeden ayrılmış, sistem saatin tersi yönünde toplu halde 15 derece döndürülmüş ve T1 sabitlenmiştir. Serbest bırakılan sistemde kafa, T1'e göre geriye doğru 16 derece döndüğünde boyun eklemlerinin açıları kaydedilmiştir. Boyun bu ekstansiyon (E) haliyle gövdeye tekrar bağlanırken kafa-boyun sistemi toplu halde saat yönünde 15 derece döndürülmüştür ve böylelikle Şekil 2'de görüldüğü gibi T1'in yere göre açısı sıfır dereceye ayarlanmıştır; bu işlemi yaparken ekstansiyon durumuna karşılık gelen eklemlerinin açıları değişmemiştir. 16 derecelik fleksiyon ve ekstansiyon açıları seçilirken model davranışının gönüllü verileriyle uyumuna özen gösterilmiştir. Bu açılar ne azdır, ne de çoktur.

4. GÖNÜLLÜ VE MODEL ANALİZİ

Koltuk-insan modeline her üç durum için (N (doğal), F (fleksiyon) ve E (ekstansiyon)) aynı çarpışma ivmesi uygulanmıştır. Boynun bu üç farklı duruşuna ait kinematik tepkiler gönüllü verileriyle karşılaştırılmıştır. Şekil 4-7 'de gri renkli eğriler gönüllü verilerini, N ile adlandırılan siyah eğri boyun duruşunun doğal olduğu durumdaki tepkiyi, F ile adlandırılan mavi eğri boyunun fleksiyon durumundaki tepkisini ve E ile adlandırılan kırmızı eğri boyunun ekstansiyon durumundaki tepkisini göstermektedir.

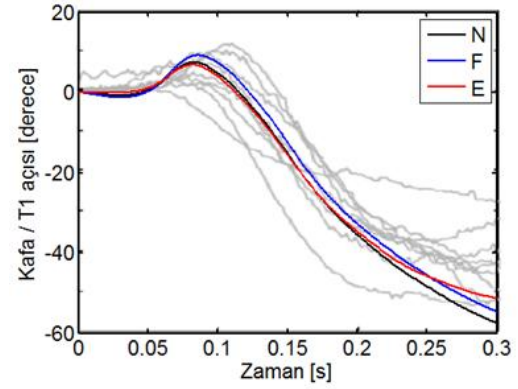
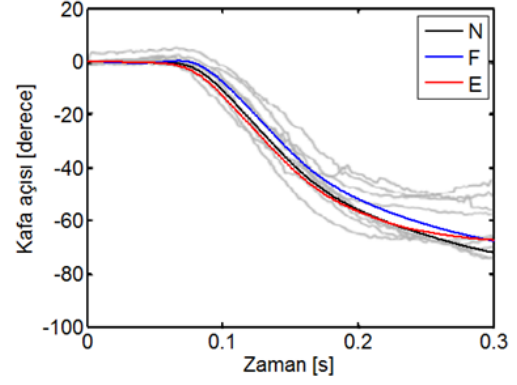
Şekil 4'deki T1 omurunun yer değiştirmeleri, Şekil 1'deki T noktasının hareketini temsil etmektedir. T1'in yer değiştirmeleri, kızağa göre verilmiştir ve kızağa takılı \mathcal{F}_s eksen takımında ifade edilmiştir. Şekil 5'deki kafa açıları hem kızağa hem de T1'e göre verilmiştir. Oksipital eklemlerinin çıkıntısının (O.C.), T noktasına (T1'in merkezi) göre yer değiştirmesi T1 anatomik eksen takımını \mathcal{F}_T 'de ifade edilmiştir ve Şekil 6'da verilmiştir. O.C. veya OC noktası kafatası ile en üst boyun omurunun kesişim noktasıdır ve Şekil 1'de gösterilmiştir. Kafanın toplam ivmeleri, kafaya bağlanan \mathcal{F}_h eksen takımında ifade

edilmiştir ve Şekil 7'de verilmiştir. Kafanın çizgisel ivmeleri kafanın kütle merkezine aittir.

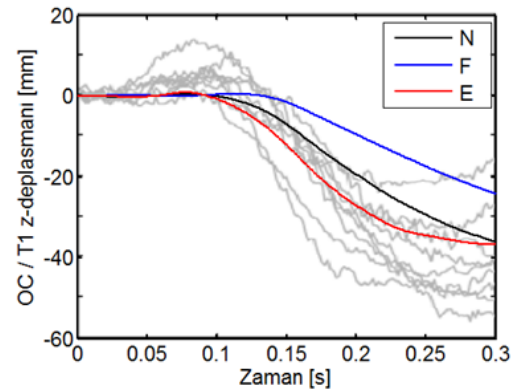
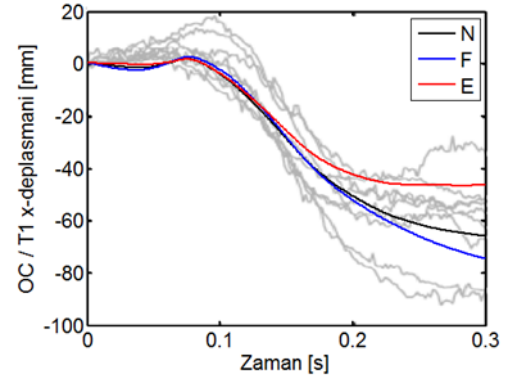


Şekil 4. T1'in yer değiştirmeleri

Her üç boyun duruşu için T1'in x ve z yönündeki deplasmanları arasındaki farklar önemsenmeyecek kadar küçüktür. Çarpışma öncesi boyun duruşu, fleksiyondan ekstansiyona gidildikçe T1 açısı artmaktadır. Kafanın T1'e göre açısı 0.3 sn sonunda en fazla N (doğal) duruşunda ve en az E (ekstansiyon) duruşunda gerçekleşmiştir. Kafa ve T1'in yer değiştirmeleri, gönüllü verilerinin oluşturduğu koridorlar içerisinde kalmaktadır.

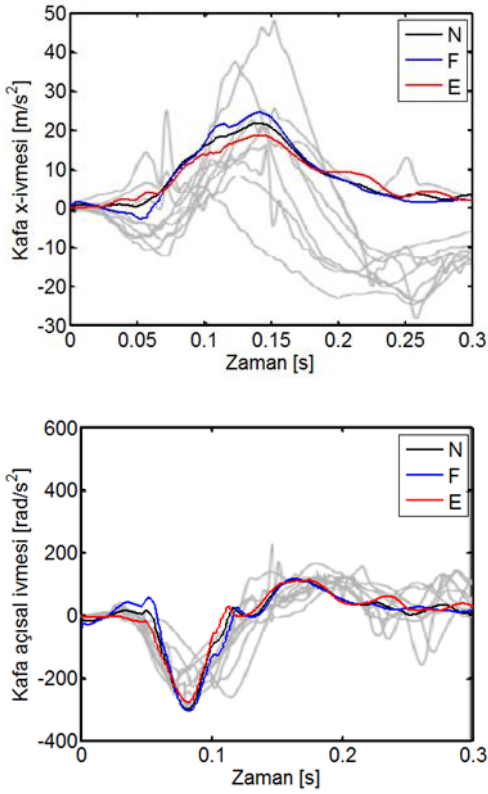


Şekil 5. Kafa açıları, kızağa ve T1'e göre



Şekil 6. OC'nin T1'e göre yer değiştirmeleri

Üç boyun duruşu için en büyük farklar, OC'nin T1'e göre yer değiştirmelerinde gözlemlenmektedir. OC'nin T1'e göre x yönündeki deplasmanları her üç boyun duruşu için gönüllü davranışlarıyla uyumludur. Çarpışma öncesi boyun duruşu fleksiyondan ekstansiyona gidildikçe, OC'nin T1'e göre x deplasmanı azalmaktadır. Bunun tam tersi olarak, çarpışma öncesi boyun duruşu fleksiyondan ekstansiyona gidildikçe, OC'nin T1'e göre z deplasmanı artmaktadır. Boyun duruşu boyun geometrisini değiştirmektedir ve buna bağlı olarak da boynun direnci değişmektedir. OC'nin T1'e göre z deplasmanına bakıldığında, boynun çarpışma öncesi fleksiyon (F) durumunda olması gönüllü tepkileriyle pek uyuşmamaktadır. Bu yüzden JOAE testlerindeki gönüllülerin çarpışma öncesinde boyun duruşunun doğal (N) veya ekstansiyon (E) durumunda olmuş olması beklenmektedir.



Şekil 7. Kafa ivmeleri

Şekil 7'de gösterildiği üzere her üç boyun duruşu için ivme davranışlarında önemli bir fark bulunmamaktadır ve ivmesel tepkiler gönüllü verilerinin oluşturduğu koridorlar içerisinde kalmaktadır.

5. BOYUN YÜKLERİ

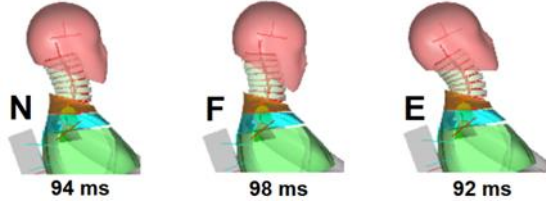
Çarpışma öncesi boynun üç farklı duruşunun boyun travması riskini nasıl etkilediğini anlamak için boyundaki yükler incelenmiştir. Sağlıklı gönüllüler üzerinde yapılan bu testlerde çarpışma sonrası birkaç gün boyun ağrısı gözlemlenebilmiştir [3,6]. Boynun bu üç farklı duruşunun (N, F, E) hangisinin en az ve hangisinin en çok boyun travması riski oluşturduğunu bulmak için Tablo 1'deki ölçütler kullanılmıştır. Tablo 1'de * ile işaretlenmiş kriterler Avrupa Yeni Araç Değerlendirme Programı (EuroNCAP) [13] tarafından boyun travması riskini değerlendirmek için kullanılan kriterlerdir ve sınır değerleri tablonun en sağdaki sütununda verilmiştir. Bu sınır değerlerin aşılması boyun travması riskinin kabul edilemez derecede olduğunu göstermektedir. Ölçüt değerleri büyüdükçe boyun travması riski artmaktadır.

Tablo 1. Boyun travması ölçüt değerleri

Ölçüt	N	F	E	Sınır
NDI (°)	4.81	4.86	6.89	-
*NIC (m ² /s ²)	5.99	5.48	6.06	27
*Nkm	0.366	0.340	0.374	0.75
*Fsh (N)	116	116	111	364
Fcm (N)	166	179	138	-
*Ftn (N)	105	69	135	1024
*MyU (Nm)	10.5	9.34	11	30
*FshL (N)	183	164	201	360
*MyL (Nm)	27.2	25.3	28.2	30
OU (mm)	23.8	22.8	24.8	-

Arkadan çarpmalarda özellikle koltuk başlığının olmadığı veya koltuk başlığının kafa'dan uzak olduğu durumlarda boyunda S harfine benzer bir şekil bozukluğu oluşabilmektedir. Bu şekil bozukluğunda tipik olarak üst boyunda fleksiyon, alt boyunda ekstansiyon görülür ve kafa üst gövdeye doğru geriye çekilir. NIC ölçütü, kafanın üst gövdeye doğru geri çekilmesiyle gelişen omurilik sıvısındaki basınç farklılığının oluşturabileceği boyun travması riskini ölçer [14]. NDI ölçütü, kafanın üst gövdeye göre geriye veya ileriye gitme durumunu derece cinsinden ölçen bir ölçüttür ve boynun üst ve alt taraflarındaki fleksiyon, ekstansiyon miktarları üzerine kurulan bir formüldür [4, 5, 15]. NDI için sınır değer henüz oluşturulmamıştır. Bu bildiride boynun her üç durumunu incelemek için yapılan simülasyonlarda NDI değerleri hep artı

değerdedir. Tablo 1'de verilen NDI değerleri boyundaki S şeklinin en bariz olduğu durumu (kafanın T1'e göre en fazla geriye çekildiği durumu) sayısal olarak göstermektedir. Çarpışma öncesi boynun üç farklı duruşunun çarpışma sırasında oluşturduğu en bariz S şekilleri Şekil 8'de gösterilmiştir ve bu durumun olduğu zamanlarla da verilmiştir. Çarpışmanın başlangıcında zaman sıfır değerindedir.



Şekil 8. Boyunda oluşan en bariz S şekilleri

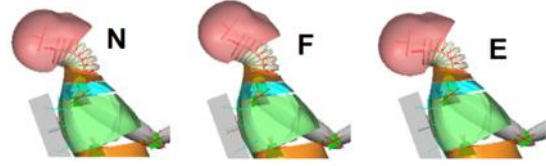
Nkm, üst boyunda (OC noktasında) gelişen moment ve kesme kuvvetinin birleşiminden oluşan bir yaralanma ölçütüdür [14]. Tablo 1'deki Fsh, Fcm, Ftn, MyU ölçütleri sırasıyla OC noktasındaki en büyük kesme kuvvetini, basma kuvvetini, çekme kuvvetini ve momenti belirtmektedir. Basma kuvveti için EuroNCAP tarafından belirlenmiş herhangi bir sınır değeri yoktur çünkü düşük hızlardaki arkadan çarpmalarda basma kuvveti baskın değildir [4, 5]. FshL ve MyL ise alt boyunda (boynun en alt omuru C7 ile T1 omuru arasında) gelişen en büyük kesme kuvvetini ve momentini gösterir. Tablo 1'in en altındaki OU ölçütü çarpışma sırasında omurganın ne kadar uzadığını veya açıldığını gösterir. Omurga uzaması (OU) ise T1 omuru ile leğen kemiğinde bulunan iliak kanat arasındaki mesafenin değişimine karşılık gelir. OU için sınır değeri henüz belirlenmemiştir.

Tablo 1'e bakıldığında ölçüt değerlerinin hepsi her üç boyun duruşu için sınırların altındadır ancak alt boyundaki moment değerleri sınır değeri olan 30 Nm'ye yakındır. Bunun nedeni ise JOAE gönüllü testlerinde koltuk başlığı kullanılmamasıdır ve kafa-boyun geriye doğru çok esnemektedir.

Tablo 1'de her ölçüt için en yüksek değerler kırmızı, en düşük değerler yeşil ile işaretlenmiştir. Boynun çarpışma öncesi ekstansiyon (E) duruşu, bu 10 ölçütün 8'inde en yüksek değerlerin oluşmasına sebep olmuştur. 10 ölçütün 7'sindeki en düşük değerler boynun

çarpışma öncesi fleksiyon (F) duruşu sonucunda gerçekleşmiştir.

NDI ve NIC ölçütlerinin sonuçlarına göre çarpışmada kafanın en bariz şekilde T1'e göre geriye gittiği durum, boynun çarpışma öncesi ekstansiyon duruşu sonucunda gerçekleşmiştir (Şekil 8'e bakınız). Nkm, Fsh ve MyU ölçütlerine göre üst boyundaki kesme kuvveti ve momenti boynun her üç duruş için benzer değerler oluşturmuştur. Ftn, MyU, FshL, MyL ve OU ölçütlerine göre kafa-boyun-ve-omurga en çok ekstansiyon durumunda ve en az fleksiyon durumunda geriye doğru savrulmuştur (Şekil 9'a bakınız). Çarpışma öncesinde boyun duruşunun fleksiyon olma durumunda üst boyundaki basma kuvveti (Fcm) görece bir miktar fazla çıkmıştır çünkü kafa çarpışma sırasında fleksiyondan ekstansiyona geçiş yaparken omurga uzamasına daha uzun bir süre maruz kalmaktadır. Gövde geriye doğru esnerken omurga yukarı doğru uzar ve boyuna baskı uygular.



Şekil 9. Kafa-boyun savrulmaları (0.3 sn'de)

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada gönüllü testlerinde çarpışma öncesi boyun duruşunun biyomekanik davranışı ve boyun travması riskini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Bunun için biyolojik doğruluğa sahip bir ortalama erkek insan modeline JOAE arkadan çarpma gönüllü testleri uygulanmıştır. Çarpışma öncesi boynun üç duruşu N (doğal yani kafa ileriye bakarken), F (fleksiyon yani kafa öne eğikken) ve E (ekstansiyon yani kafa geriye eğikken) modellenmiş ve simülasyonlar yapılmıştır. Bu üç durum için insan modelinde sadece kafa-boyun geometrisi değiştirilmiştir.

Gönüllü verileriyle insan modeli tepkileri karşılaştırıldığında boynun bu üç farklı duruşunun gönüllü verilerinin oluşturduğu koridorlar içerisinde kaldığı görülmüştür. Ancak boynun fleksiyon duruşuna ait OC / T1 z deplasmanı eğrisi gönüllü eğrilerinden bir miktar sapmıştır. Buna dayanarak erkek gönüllülerin JOAE arkadan çarpma testlerinde boyunlarını çarpışma öncesi doğal (N) konumda tuttuğu veya bir miktar geriye doğru

eğdiği (16 derece kadar) düşünülmektedir. Çarpışma testinde gönüllülerin kafasına ivme ölçerleri ve video işaretlerini içeren bir braket bağlanmıştır. Bu braket kafanın önünde durmaktadır ve bazı gönüllüler bunun ağırlığını dengede tutmak için bir miktar kafayı geriye doğru eğmiş olabilirler.

Simülasyon sonuçlarına göre çarpışma öncesi bu üç boyun duruşu için yüklerin en az olduğu durum boynun fleksiyon durumu, en yüksek olduğu durum ise boynun ekstansiyon durumudur. Arkadan çarpma testlerinde gönüllünün kendini korumak amacıyla boynunu refleks olarak öne doğru eğmesi koruyucu bir hareket olabilir. Kadınlar üzerinde uygulanan JOAE arkadan çarpma testlerinde kadınların boyunlarını çarpışma öncesi refleks olarak öne eğdiği gözlemlenmiştir [3, 11]. Bu sonuçlar, başlığı olmayan koltuklarla yapılmış arkadan çarpma testleri için geçerlidir. Başlığı olan standart otomobil koltuklarında başlığın çarpışma öncesi kafaya yakın olması gereklidir [4, 16] aksi takdirde öne eğik durumda olup başlıktan uzakta duran bir kafa arkadan çarpmalarda koltuğa doğru hız kazanacak ve sonuç olarak kafa başlığa çarptığında yüksek boyun kuvvetleri oluşacaktır. Arkadan çarpmalarda koltuk başlığının kafayı en kısa süre içerisinde desteklemeye başlaması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

- [1] Freeman, M.D., Leith, W.M. (2020). Estimating the Number of Traffic Crash-Related Cervical Spine Injuries in the United States; An Analysis and Comparison of National Crash and Hospital Data, *Accident Analysis & Prevention*, 142, 105571.
- [2] van Lopik, D.W., Acar, M. (2007). Development of a Multi-Body Computational Model of Human Head and Neck, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part K J. Multi-Body Dyn.* 221, 175–197.
- [3] Sato, F., Nakajima, T., Ono, K., Svensson, M., Brolin, K., Kaneoka, K. (2014). Dynamic cervical vertebral motion of female and male volunteers and analysis of its interaction with head/neck/torso behavior during low-speed rear impact, *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics of Injury, IRCOBI 2014*, Berlin, Almanya, 227–249.

[4] Yavuz, S., Himmetoglu, S. (2023). Development of a Restraint System for Rear-Facing Car Seats, *Machines*, 11(12):1076. <https://doi.org/10.3390/machines11121076>

[5] Kaya, A.G., Himmetoglu, S. (2024) Semiactive Car-Seat System for Rear-End Collisions, *Machines*, 12(8):530. <https://doi.org/10.3390/machines12080530>

[6] Davidsson, J., Ono, K., Inami, S., Svensson, M.Y., Lövsund, P. (1999). A comparison between volunteer, BioRID P3 and Hybrid III performance in rear impacts, *Proceedings of the 1999 IRCOBI Conference*, Sitges, İspanya, 165–178.

[7] Karemyr, M., Pettersson, T., Svensson, M., Linder, A. (2022). Seat Evaluation Tools (SETs): Development of Prototype Concepts of the SETs of an Average Female and Male for Low Severity Rear Impact Crash Testing; Swedish National Road and Transport Research Institute, Linköping, İsveç.

[8] Himmetoglu, S., Acar, M., Bouazza-Marouf, K., Taylor, A.J. (2009). A Multibody Human Model for Rear-Impact Simulation, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part D Journal of Automobile Engineering*, 223, 623–638.

[9] Putra, I.P.A., Iraeus, J., Sato, F., Svensson, M.Y., Thomson, R. (2022). Finite Element Human Body Models with Active Reflexive Muscles Suitable for Sex-Based Whiplash Injury Prediction, *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10, 968939.

[10] Sato, F., Holmqvist, K., Linder, A., Svensson, M.Y., Kullgren, A., Tanabe, J., Yamazaki, K. (2017). Average sized male and female rear impact dummy models in simulations of real world cases addressing sensitivity in whiplash associated disorder assessment, *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury*, Antwerp, Belçika.

[11] Şen, F.N., Himmetoglu, S. (2025). A Female Multi-Body Head-and-Neck Model and Validation for Rear Impact Simulations, *Applied Sciences*, 15(12):6519. <https://doi.org/10.3390/app15126519>

[12] Himmetoglu, S. (2022). Integration of muscle tone into a multi-body head-and-neck model for crash applications, *Proceedings of the 26th International Scientific Conference Transport Means*, Kaunas, Litvanya, 27-32.

[13] EuroNCAP. (2021). European New Car Assessment Programme Assessment Protocol – Adult Occupant Protection; Version 9.1.3, Leuven, Belçika.

[14] Schmitt, K.U., Niederer, P.F., Cronin, D.S., Morrison III, B., Muser, M.H., Walz, F. (2019). *Trauma Biomechanics*, 5th edition, Springer Nature, Cham, İsviçre.

[15] Himmetoglu, S. (2016). An evaluation of passive head-restraints with different stiffness and energy dissipation properties for whiplash mitigation, *Proceedings of the 7th International Expert Symposium on Accident Research (ESAR 2016)*, Hannover, Almanya.

[16] Himmetoglu, S. (2023). The effect of seatback angle on whiplash risk in rear-end collisions, *Proceedings of the 27th International Scientific Conference Transport Means*, Palanga, Litvanya, 266-270,