



Göz İçi Membran Soyma Prosedürleri Sırasında, Hareket Hatalarını İndüklemeye ve Kontrol Etmede Cerrahın Rolü

The Surgeon's Role in Inducing and Controlling Motion Errors During Intraocular Membrane Peeling Procedures

© Mahmut Doğramacı*, © David Steel**

*Princess Alexandra Hastanesi, Göz Hastalıkları Bölümü, Essex, Birleşik Krallık

**Sunderland Göz Kliniği, Sunderland, Birleşik Krallık ve Biyobilim Enstitüsü, Newcastle Üniversitesi, Newcastle Upon Tyne, Birleşik Krallık

Öz

Amaç: Göz içi membran soyma prosedürleri sırasında meydana gelen hareket hatalarının indüklemeye ve düzeltilmesinde cerrahın rolünü anlamak.

Gereç ve Yöntem: 23-gauge pnömatik forsepsin distal ucundaki hareket hatalarını kayıt etmek için optik yansıtıcı sensörler kullanıldı. Hareket hataları, forseps sapı hem elde tutulduğunda hem de insan teması olmadan sabitlendiğinde kaydedildi. Ayrıca hareket hataları forseps şaftının hem proksimal kısmında (sklerotomi bölgesine yakın) hem de distal kısmında kaydedildi ve sonuçları karşılaştırıldı. Optik sensörlerden elde edilen sinyallerin karekök ortalaması (RMS) ve aralığı, yüksek (7-13 Hz) ve düşük (<5 Hz) frekans filtreleri uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra hesaplandı.

Bulgular: İnsan teması olmadan, sabitleştirilmiş pnömatik forsepsin ucundaki hareket hatalarının RMS ve aralığı, elde tutulan pnömatik forsepsin ucundaki hareket değerleri ile karşılaştırıldığında, X ekseninde tüm frekanslarda ve Z ekseninde sadece yüksek frekansta istatistiksel olarak daha düşük bulunurken, Y ekseninde frekansların hiçbirinde istatistiksel olarak fark bulunmadı ($p < 0,05$). Ayrıca, yine insan teması olmadan, sabitleştirilmiş pnömatik forsepsin distal kısmındaki hareket hatalarının RMS ve aralığı, forsepsin proximal kısmındaki değerler ile karşılaştırıldığında, tüm frekanslarda distal kısımındaki hareket değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksekti ($p < 0,05$). İnsan teması olmadan, sabitleştirilmiş pnömatik forsepsi kapatmaya yönelik, sapına uygulanan yükleme derecesi ile forsepsin ucundaki hareket hatalarının RMS ve aralığı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif korelasyon tüm eksenlerde ve sadece yüksek frekansta görüldü ($r = 0,21-0,51$; $p < 0,05$).

Sonuç: Cerrahın kaynaklanan ve cerrahın kaynaklanmayan hareket hataları tüm eksenlerde görülmektedir, ancak deneyimli cerrahlar bu hataları düzeltmek için bir mekanizma uygulamaktadırlar. Cerrahların uyguladığı bu düzeltme mekanizması, görsel geri bildirimle dayalıdır ve etkisi görünebilir düzlemlerde daha belirgindir. Sklerotomi bölgeleri forseps için pivot ve stabilizasyon noktası sağlar ve iyi koordinasyona sahip olan bir cerrah bu bölgeyi hareket hatalarını azaltmak için kullanır. Bu tekniği mesleğe yeni başlayan cerrahlara öğretmek faydalı olabilir.

Anahtar Kelimeler: Vitrektomi, epiretinal membran, göz içi forseps, maküla deliği, cerrahi hatalar

Abstract

Objectives: To understand the surgeon's role in inducing and correcting movement inaccuracies during intraocular membrane peeling procedures.

Materials and Methods: Optical sensors were used to record movement errors during actuation at the distal tip of 23-gauge pneumatic forceps both when the handle was handheld and when fixed with no human contact. Movements were also recorded at the proximal part of the forceps shaft (near the sclerotomy site) and compared to movement recorded at the distal end. The root mean square

Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Mahmut Doğramacı, Princess Alexandra Hastanesi, Göz Hastalıkları Bölümü, Essex, Birleşik Krallık
E-posta: mahmutdogramaci@hotmail.com **ORCID-ID:** orcid.org/0000-0002-0424-8455

Geliş Tarihi/Received: 07.08.2020 **Kabul Tarihi/Accepted:** 05.11.2020

Cite this article as: Doğramacı M, Steel D. The Surgeon's Role in Inducing and Controlling Motion Errors During Intraocular Membrane Peeling Procedures. Turk J Ophthalmol 2021;51:288-293

©Telif Hakkı 2021 Türk Oftalmoloji Derneği
Türk Oftalmoloji Dergisi, Galenos Yayınevi tarafından basılmıştır.

(RMS) and range values of the signals obtained from the sensors were calculated before and after applying high (7-13 Hz) and low (<5 Hz) frequency filters.

Results: Comparison of RMS and range values of movement errors at the distal end of the forceps during actuation when the forceps handle was fixed and handheld showed that without human contact, these values were significantly lower in the X axis at all frequencies and in the Z axis at high frequencies compared to handheld ($p<0.05$), while there were no significant differences in the Y axis. Comparison of values from the distal and proximal ends of the forceps showed that when the forceps were fixed, RMS and range values were significantly higher for movement errors at the distal end compared to the proximal end at all frequencies ($p<0.05$). There was significant positive correlation between the extent of actuation and the RMS and range values for high-frequency movement errors but not low-frequency errors in all three axes with the fixed pneumatic handle ($r=0.21-0.51$, $p<0.05$).

Conclusion: Surgeon- and non-surgeon-related errors are apparent in all axes, but skilled surgeons correct these errors through visual feedback, resulting in better correction in the visible planes. Sclerotomy sites provide a pivoting and stabilizing point for the shaft of the forceps and it is likely that skilled surgeons make use of the sclerotomy point to dampen motion errors, a skill worth teaching to beginners.

Keywords: Vitrectomy, epiretinal membrane, intraocular forceps, macular hole, surgical errors

Giriş

El tipi vitreoretinal forseps, retina yüzeyinden membran soyamak için yaygın olarak kullanılmaktadır.^{1,2} Membran soyulurken forseps ucunda istemsiz hareket hataları meydana gelebilir. Bu hareket hataları hassasiyet kaybına ve olasılıkla cerrahi travmaya neden olabilir. Daha önce yapılan çalışmalarda, sistem etkinleştirilirken önemli hareket hatalarının olabileceği, bunun farklı bir aktivite katmanı eklediği ve cerrahın dikkatini dağıttığı gösterilmiştir. Bu korelasyon tek bir cerrah veya tek bir tip alete özgü değildir.^{3,4,5,6} Etkinleştirme sürecinin daha iyi kontrol edilmesini sağlamak ve istemsiz hareketleri azaltmak amacıyla, etkinleştirmenin pnömatik olarak yapıldığı el aletleri geliştirilmiştir (CONSTELLATION® Pnömatik elcik, Grieshaber® Gelişmiş DSP uçları). Bu elcikler hafif ve ergonomik olacak şekilde tasarlanmıştır ve etkinleştirme ayak pedalı ile daha kontrollü şekilde yapılır. Bununla birlikte, pnömatik forseps hakkında farklı görüşler vardır. Bazı cerrahlar iç limitan membranı soymaya başlamanın daha kolay olduğunu düşünürken, diğerleri optik sensörlerden yararlanarak yaptıkları karşılaştırmada pnömatik elcikler ile manuel etkinleştirilen elcikler arasında, eğer manuel etkinleştirilen elcikler bu cihazlar ile deneyimi olan cerrahlar tarafından kullanılıyorsa, düşük frekanslı istenmeyen hareketleri azaltma açısından bir fark olmadığını göstermiştir.^{4,7} Bu bulgu, bu hareket hatalarının bir kısmının cerrahların kas hafızasından veya belki de forsepslerin farklı kısımlarının birbirleri ve çevre dokularla etkileşiminden kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Bu çalışmada, pnömatik etkinleştirilen forsepslerdeki hareket hatalarına cerrahların pozitif veya negatif katkılarını anlamayı amaçladık.

Gereç ve Yöntem

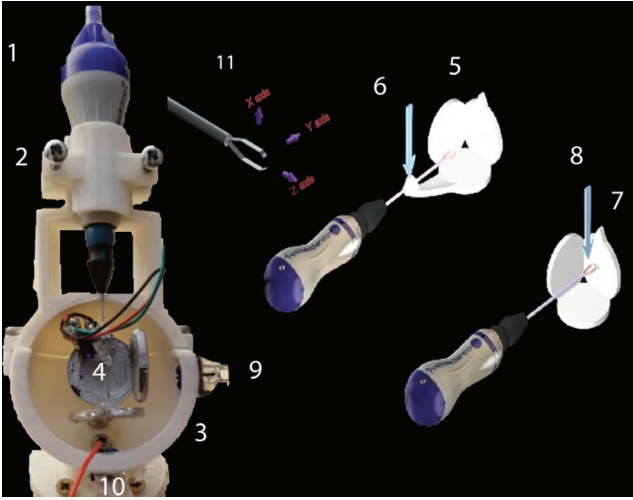
Göz içi forsepslerin kavrama uçlarının kartezyen koordinatlarını kaydetmek ve aynı anda hareketin sınırlarını izlemek için optik sensörler kullandık. Test sistemi daha önce bildirilmiştir. Kısaca, yansıtıcı optik sensörler (YOS) (Vishay semiconductors, model numarası TCRT5000) kullanıldı. Yansıtıcı sensörler, 950 nm dalga boyuna sahip kızılötesi vericiler ve görünür ışığın ulaşmadığı fototransistörlerden meydana gelir. Kullanılan YOS'lerin ölçüleri 10,2x5,8x7 mm, tepe çalışma mesafesi 2,5 mm ve çalışma aralığı 0,2 ila 15 mm idi.

Kırk iki mm çapında plastik bir yarım kürenin amaca yönelik hazırlanan yuvalarına 3 periferik YOS yerleştirildi. Yuvalar, YOS panellerden 10 mm mesafede ve panellere dik bir açıyla tutacak şekilde tasarlandı. Aletin kavrama ucuna dik olan birinci panele bakan şaftı oluşturan tüpe merkezi bir YOS'de yerleştirildi. Ayrıca, intraoküler forsepsin şaftına birbirine dik açıda üç adet düz dairesel plastik panel takıldı.² Ön panel kavrama ucuna dik olacak şekilde yerleştirildi ve iki adet yan panel forsepsin şaftına paralel olarak konumlandırıldı. Forseps şaftı sklerotomiye taklit eden bir delikten yarım küreye sokuldu.⁴ Deneyler sırasında, 23G bir uca (Grieshaber ® Advanced DSP) bağlı pnömatik elciğin (CONSTELLATION ®) ucu, etkinleştirme işlemi gerçekleştirilirken her üç sensörden de kayıt alınmasını sağlamak için yarımkürenin merkezinde tutuldu. Ölçümler ayak pedalı kullanılarak 4 etkinleştirme döngüsü boyunca tekrarlandı. Sistem, cerrahtan kaynaklanmayan hareket hatalarını kaydetmek için kullanıldığında, forseps sapı ve sensörler arasındaki hareketleri ortadan kaldırmak için forseps sapı, optik sensörleri barındıran plastik yarımküreye takıldı. Ancak, sistem cerrahların etkisini kaydetmek için kullanıldığında, Birleşik Krallık'ta eğitim almış, daha önce en az 2.000 retina ve 500 maküla cerrahisi deneyimi olan ve çalışma sırasında İngiltere Ulusal Sağlık Servisi'nde bağımsız vitreoretinal danışman görevine devam eden iki vitreoretinal cerrahtan, pnömatik elciği elle tutmaları ve ucunu alanın ortasındaki bir noktaya sabitlenmiş olan kalemin altında tutmaya çalışmaları istendi. Dört döngüden oluşan her deney 5 kez tekrarlandı ve cerrahi sırasında karşılaşılan durumu taklit etmek için işlem, ameliyat mikroskobu ile doğrudan görüntüleme yapılırken gerçekleştirildi.

Bu çalışmada ayrıca, forseps şaftının cerrahta bağlı olmayan distal (sklerotomi bölgesinden uzaktaki) ve proksimal (sklerotomi bölgesine daha yakın olan) bölgedeki hareketlerini karşılaştırdık. Bunun için, paneller modifiye edilerek elcik plastik yarımküreye takılıyken panellerin forsepsin proksimal kısmına bağlanmaları sağlandı ve etkinleştirme sırasında panellerin hareketleri kaydedildi. Şekil 1'de kayıt sisteminin detayları, şaftın proksimal ve distal kısımlarına bağlanan modifiye paneller ve eksenlerin forsepsin distal ucuna göre hizalanması gösterilmektedir.

Deneyler sırasında veriler 4 meridyende kaydedildi: (1) ön-arka (X eksen): kavrama ucunun kullanıcıya doğru veya kullanıcıdan uzağa sapması, bu eksen sagittal düzlemde

kullanıcıya diktir ve dolayısıyla kullanıcı tarafından en az görülebilen eksendir, (2) lateral (Y eksen): kavrama ucunun yana doğru sapması, (3) derinlik (Z eksen): bulbus içindeki forseps şaftının uzunluğudur ve forseps ucunun retina ya yaklaşma ve uzaklaşma hareketini yansıtır (4) etkinleştirme (A eksen): şaftın etkinleştirme tüpünde ilerlemesi. Yarımküre içinde kavrama ucunun konumunu belirlemek için periferik YOS ile paneller



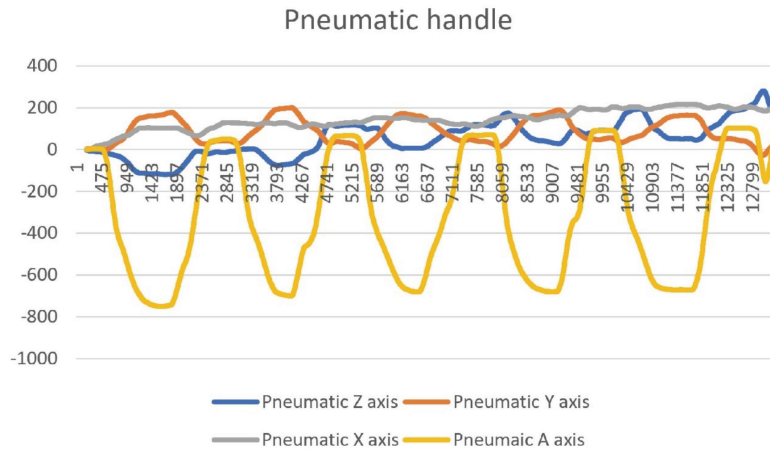
Şekil 1. Hareket hatalarını kaydetmek için kullanılan sistem. 1: Pnömatik elcik (Constellation pnömatik DSP). 2: Cerrahla ilgili hataları ortadan kaldırmak için elciği optik sensörün bulunduğu yarımküreye güvenli bir şekilde sabitlemek üzere özel olarak tasarlanmış yuva. 3: X, Y ve Z yönlerindeki hareketleri izlemek için 3 optik sensör barındıran plastik yarımküre. 4: Etkinleştirme düzeyini izlemek için forseps şaftına bağlanan optik sensör. 5: Forseps şaftının sklerotomi alanına daha yakın olan proksimalinde gerçekleşen hareketleri algılamak için tasarlanmış plastik paneller. 6: Proksimal bağlanma yeri. 7: Sklerotomi alanından uzakta forsepsin distalindeki hareketleri algılamak için tasarlanmış plastik paneller. 8: Distal bağlanma yeri. 9: Y ekseninde hareket hatalarını saptayan optik sensörler. 10: Z eksenindeki hareketi algılayan optik sensörler. X eksenindeki hareketleri algılayan optik sensörler, forsepslerin arkasında yer almaktadır. 11: Forsepsin distal ucuna göre X, Y ve Z eksenlerinin konumu

arasındaki mesafeye ait veriler kullanıldı. İlerletme düzeyini belirlemek için ise merkezi YOS ile ön panel arasındaki mesafeye ait veriler kullanıldı. Kalibrasyon, önceki çalışmamızda tarif edilen şekilde yapıldı.⁴ Şekil 2, X, Y ve Z eksenlerindeki hareket hatalarını ve elde tutulan ancak ayak pedalı ile pnömatik olarak etkinleştirilen forsepslerin ilerlemesini göstermektedir.

Kaydedilen verilerin karekök ortalaması («root mean square», RMS) değerleri, sırasıyla yüksek (fizyolojik tremor) ve düşük frekanslı (kayma ve seçirme) istemsiz hareketlerin spesifik analizini yapabilmek için 7 ve 13 Hz köşe frekanslı bir üçüncü dereceden Butterworth filtresi ve 5 Hz köşe frekanslı düşük geçiş filtresi uygulanmadan önce ve sonra hesaplanmıştır. Elde edilen veriler parametrik değildi; bu nedenle, etkinleştirme düzeyi ile istemsiz hareketler arasındaki korelasyon Spearman korelasyon katsayısı ile ve istemsiz hareketlerin aralığı ile RMS'nin karşılaştırılması ise Mann-Whitney U testi ile yapıldı. P değerinin 0,05'ten küçük olması istatistiksel anlamlı kabul edildi.

Bulgular

Y ekseninde, sabitlenmiş bir pnömatik elcik ile elde tutulan bir pnömatik elcik arasında RMS ve hareket hatası aralığı açısından tüm frekanslarda, düşük frekanslarda ve yüksek frekanslarda anlamlı bir fark yoktu. X ekseninde, sabitlenmiş bir pnömatik elcik ile elde tutulan bir pnömatik elcik arasında RMS ve hareket hatası aralığı değerleri tüm frekanslarda, düşük frekanslarda ve yüksek frekanslarda anlamlı düzeyde daha düşüktü ($p<0,05$). Z ekseninde, sabitlenmiş bir pnömatik elcik ile elde tutulan bir pnömatik elcik arasında RMS ve hareket hatası aralığı değerleri tüm frekanslarda ve düşük frekanslarda anlamlı bir fark yoktu. Ancak sabitlenmiş bir pnömatik elcik için yüksek frekanslı hareket hatalarının RMS ve aralık değerleri elde tutulan bir pnömatik elcikte tespit edilenlere göre anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). Tablo 1'de sabitlenmiş veya elde tutulan forsepsler için her eksenlerdeki ve tüm frekanslardaki RMS ve aralık değerleri gösterilmektedir.



Şekil 2. Ayak pedalı ile etkinleştirilen pnömatik forsepsin X, Y ve Z eksenlerindeki frekans filtrelerini uygulamadan önce saptanan hareket hataları ve ilerleme boyutu

Forsepsin distal ve proksimal bölümleri karşılaştırıldığında, tüm frekanslarda, düşük frekanslarda ve yüksek frekanslarda 3 eksen de genel hareket hatalarının RMS ve aralık değerlerinin forsepsin distal bölümünde proksimal bölüme göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulundu. Tablo 2’de forseps şaftının distal ve proksimal bölümlerinin RMS ve aralık değerleri gösterilmiştir.

Hareket hataları ile etkinleştirme derecesi arasındaki ilişkiye bakıldığında, her üç eksen de insan teması olmayan sabitlenmiş pnömatik elcik yüksek frekanslı hareket hataları için, etkinleştirme düzeyi ve RMS ve aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif korelasyon vardı ($p \leq 0,05$). Bu korelasyonun Spearman korelasyon katsayıları sırasıyla X ekseninde 0,285 ve 0,205, Y ekseninde 0,478 ve 0,415 ve Z ekseninde 0,506 ve 0,431 idi. Ancak, etkinleştirme derecesi ile düşük frekanslı hareket ve tüm frekanslardaki hareketler arasındaki korelasyonlar istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Tablo 3, sabitlenmiş bir pnömatik elciğe bağlı 23G bir forsepsin distal ucundaki etkinleştirme derecesi ile düşük frekanslı hatalar arasındaki korelasyonu göstermektedir.

Tartışma

İntraoküler membran soyma işlemi sırasındaki hareket hataları, doku hasarına ve geri dönüşü olmayan görmeyi tehdit edici komplikasyonlara neden olabilir.^{8,9} Bu tür hatalar daha önce araştırılmış ve fizyolojik titremeyi temsil eden yüksek frekanslı hareket hataları ve seğirme, sapmaları ve kaymaları temsil eden düşük frekanslı hareket hataları olarak ayrılmıştır. Düşük frekanslı hareket hataları, yüksek frekanslı olanlardan daha büyük genliktedir ve operatör, forseps bıçaklarının kapanmasını sağlamak için elciği sıkarak forsepsi manuel olarak etkinleştirmeye çalıştığında daha büyük ve fark edilebilir hatalara neden olabilir.^{3,4,10,11,12,13,14} Bu nedenle, bu tür hataları

Tablo 1. Elde tutulan pnömatik forseps ile insan teması olmayan sabitlenmiş pnömatik forseps arasında düşük frekanslı, yüksek frekanslı ve tüm hareket hatalarının RMS ve aralık değerlerinin karşılaştırılması. Veriler, cerrah tarafından görülemeyen eksen olan, sadece X ekseninde cerrah faktörünün ortadan kaldırılmasının hareket hatalarını azalttığını göstermektedir

Frekans	Parametre	Operatör	Y vektörü			X vektörü			Z vektörü		
			Ortalama	SS	P değeri*	Ortalama	SS	p değeri*	Ortalama	SS	P değeri*
Tümü	RMS	Sabit	165,16	77,69	0,10	34,35	22,66	<0,001	277,90	196,50	0,93
		Elde tutulan	89,98	36,66		148,93	26,27		220,83	94,26	
	Aralık	Sabit	438,67	166,94	0,12	116,67	45,30	<0,001	1032,67	570,53	0,31
		Elde tutulan	326,00	115,02		438,00	179,78		678,00	294,48	
Düşük (<5 Hz)	RMS	Sabit	164,21	77,67	0,10	34,06	22,77	<0,001	276,37	196,56	0,93
		Elde tutulan	89,22	36,67		148,05	25,85		219,87	94,29	
	Aralık	Sabit	416,07	157,92	0,12	104,92	41,34	<0,001	935,36	552,34	0,55
		Elde tutulan	316,46	121,91		410,92	166,78		665,52	289,31	
Yüksek (7 -13 Hz)	RMS	Sabit	2,43	0,84	0,14	0,78	0,21	<0,001	9,62	4,09	<0,001
		Elde tutulan	1,82	0,27		1,82	0,29		1,89	0,45	
	Aralık	Sabit	35,99	12,16	0,05	8,73	2,82	<0,001	154,49	59,61	<0,001
		Elde tutulan	21,40	10,11		19,35	4,71		24,28	4,33	

*Mann-Whitney U testi, RMS: Karekök ortalaması («root mean square»), SS: Standart sapma

Tablo 2. Forseps şaftının distal ve proksimal uçlarındaki hareket hatalarının RMS ve aralık değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklar bulunmuştur

Frekans	Konum	RMS			Aralık		
		Ortalama	SS	p değeri*	Ortalama	SS	p değeri*
Tümü	Distal	160,94	170,62	<0,001	543,78	631,05	<0,001
	Proksimal	55,51	47,82		140,78	88,45	
Düşük (<5 Hz)	Distal	150,83	170,53	<0,001	448,63	535,60	<0,001
	Proksimal	54,68	47,15		132,20	86,93	
Yüksek (7-13 Hz)	Distal	15,48	36,99	0,05	164,80	302,18	0,04
	Proksimal	1,29	1,16		19,07	21,04	

*Mann-Whitney U testi, RMS: Karekök ortalaması («root mean square»), SS: Standart sapma

Tablo 3. İnsan teması olmadan pnömatik olarak etkinleştirilen sabitlenmiş bir elciğe takılan 23G bir ucun distalinde, farklı frekanslarda ve eksenlerde etkinleştirme derecesi ve hareket hataları arasındaki korelasyonlar. Etkinleştirme derecesi ile yüksek frekanslı hareket hataları arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif korelasyon vardı. Düşük frekanslı ve tüm hareket hataları için ise anlamlı korelasyon saptanmadı

RMS Spearman korelasyon katsayısı							
Frekans		X_RMS	Y_RMS	Z_RMS	X_RMS	Y_RMS	Z_RMS
Tümü	Korelasyon katsayısı	-0,06	0,01	-0,14	-0,13	-0,07	-0,11
	Anlamlılık, (2-yanlı)	0,61	0,91	0,18	0,22	0,54	0,30
Düşük	Korelasyon katsayısı	0,00	0,06	-0,07	-0,08	0,01	-0,08
	Anlamlılık, (2-yanlı)	0,98	0,56	0,51	0,43	0,91	0,48
Yüksek	Korelasyon katsayısı	0,29	0,48	0,51	0,21	0,42	0,43
	Anlamlılık, (2-yanlı)	0,01	<0,001	<0,001	0,05	<0,001	<0,001

RMS: Karekök ortalaması

azaltmak için ayak pedalları aracılığıyla uzaktan çalıştırılan pnömatik forsepsler geliştirilmiştir. Ancak, önceki çalışmalar bu tür forsepslerin manuel olarak çalıştırılanlardan yalnızca yüksek frekanslı hareket hatalarını azaltmada daha üstün olduğunu göstermiştir. Daha önce yapılan çalışmalar, cerrah faktörü ortadan kaldırıldığında etkinleştirmenin hareket hataları üzerindeki etkisinin daha az belirgin olduğunu ileri sürmüş, ancak cerrahın hareket hataları üzerindeki etkisinin niteliği daha fazla araştırılmamıştır.⁴ Bu çalışmada pnömatik, ayak pedalı ile kontrol edilen forsepsler kullanılarak cerrahların farklı eksen ve frekanslarda indükleyici/sönümleyici hareket hataları üzerindeki etkisinin derinlemesine bir analizi gerçekleştirilmiştir. Forseps şaftının farklı bölgelerindeki hareketleri kaydetmek için optik sensörler kullanmayı tercih ettik. Bu yöntemin güvenilir olduğu kanıtlanmıştır ve aynı zamanda bu yöntem ile forseps test teçhizatının çerçevesine sabitlenerek cerrah etkisinin ortadan kaldırılması mümkündür.⁴

Çalışmamızda pnömatik forsepslerin el ile tutulmasının farklı eksenlerde farklı şekillerde hareket hatalarını etkilediği gösterilmiştir. Örneğin; forsepslerin elle tutulması, Z eksenindeki yüksek frekans hatalarındaki artış dışında Y ve Z eksenlerinde hareket hatalarını önemli ölçüde etkilememiştir. Ancak cerrahın elinin etkisi, forsepsin düzeneğe sabitlenerek ortadan kaldırıldıktan sonra X ekseninde tüm frekanslardaki hareket hataları azalmıştır. Bu, cerraha bağlı hareket hatalarının en belirgin olarak X ekseninde olduğu anlamına gelmektedir. Bu bulgunun olası bir açıklaması, deneyler sırasında X ekseninin cerrahlar için daha az görünür olması, Y ve Z eksenlerinin ise görme eksenine dik düzlemde olması nedeniyle ellerinden kaynaklanan hareket hataları hakkında görsel geribildirim sağlayarak bu hataları azaltması olabilir.

Çalışmamızda ayrıca, sklerotomi bölgesindeki pivot noktadan uzakta, distal uçta, hareket hatalarının daha belirgin olduğunu izledik. Daha önce yapılan çalışmalarda da sensörler sklerotomi bölgesinden uzakta olan forseps elciğinin ucuna takıldığında hareket hatalarının daha büyük olduğu gösterilmiştir.¹⁵ Bu bulgu büyük olasılıkla sklerotomi bölgesinin stabilize edici etkisinden kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, forsepslerin distal ucunun, soyma işleminin yapıldığı yer olduğu unutulmamalıdır. Forsepsin distal ucu ile cerrahın parmak pozisyonu arasındaki

mesafe kabaca 40 mm olup, pivot noktası olan sklerotomi yeri yaklaşık bu mesafenin ortasında yer almaktadır.⁴ Deneyimli cerrahların sklerotomi bölgesinin stabilize edici etkisini, görsel geri bildirim yoluyla algıladıkları hareket hatalarını azaltmak için kullanıyor olmaları olasıdır.^{5,16}

Bu çalışmanın bir diğer ilginç bulgusu ise cerrah eli etkisi ortadan kalktığında düşük frekanslı hareket hataları ile etkinleştirme işlemi arasındaki korelasyonun kaybolmasıdır. Bu tür bir korelasyon daha önce sadece elle etkinleştirilen forsepslerde değil, aynı zamanda elde tutulan ancak pnömatik olarak etkinleştirilen forsepslerde de bildirilmiştir.⁴ Bulgularımız daha önceki çalışmalarda öne sürülen hipotezi desteklemektedir, forsepsi elle etkinleştirme konusunda daha deneyimli cerrahlar, uzun dönem kas hafızası nedeniyle ayak pedalı ile etkinleştirme sırasında el kaslarını yanlışlıkla kullanma eğilimindedir.

Çalışmanın Kısıtlılıkları

Çalışmanın kısıtlılıklarından biri cerrahların deneyimlerinin sonuca etkisiydi. Ancak, her iki cerrah da deneyimliydi ve deneyler birden fazla kez tekrar edilerek yanlılık daha da azaltıldı.

Sonuç

Sonuç olarak, cerraha bağlı ve cerrahtan bağımsız hareket hataları tüm eksenlerde görülmektedir, ancak deneyimli cerrahlar bu hataları düzeltmek için bir mekanizma kullanır. Bu düzeltme mekanizması, cerrahın en fazla görsel geribildirim aldığı düzlemde en iyi çalışır. Sklerotomi bölgeleri forseps için pivot ve stabilizasyon noktası sağlar ve iyi koordinasyona sahip olan bir cerrah bu bölgeyi hareket hatalarını azaltmak için kullanır. Bu tekniği mesleğe yeni başlayan cerrahlara öğretmek faydalı olabilir.¹⁷ Eye Si gibi göz cerrahisi simülasyon sistemleri el göz koordinasyonunun geliştirilmesinde ve istemsiz el hareketlerinin azaltılmasında önemli rol oynayabilir.^{17,18,19,20}

Etik

Etik Kurul Onayı: Bu araştırma laboratuvar araştırması olduğundan etik kurulu onayına gerek olmamaktadır.

Hakem Değerlendirmesi: Editörler kurulu dışında olan kişiler tarafından değerlendirilmiştir.

Yazarlık Katkıları

Cerrahi ve Medikal Uygulama: M.D., D.S., Konsept: M.D., D.S., Dizayn: M.D., D.S., Veri Toplama veya İşleme: M.D., D.S., Analiz veya Yorumlama: M.D., D.S., Literatür Arama: M.D., Yazan: M.D.

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Dogramaci M, Williamson TH. Dynamics of epiretinal membrane removal off the retinal surface: a computer simulation project. *Br J Ophthalmol*. 2013;97:1202-1207.
2. Henrich PB, Monnier CA, Halfter W, Haritoglou C, Strauss RW, Lim RY, Loparic M. Nanoscale Topographic and Biomechanical Studies of the Human Internal Limiting Membrane. *Nanoscale Studies of the Human ILM*. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012;53:2561-2570.
3. Riviere CN, Rader RS, Khosla PK. Characteristics of hand motion of eye surgeons. *IEEE*. 1997;4:1690-1693.
4. Dogramaci M, Steel DH. Unintentional movements during the use of vitreoretinal forceps. *Transl Vis Sci Technol*. 2018;7:28.
5. Balicki M, Uneri A, Iordachita I, Handa J, Gehlbach P, Taylor R. Micro-force Sensing in Robot Assisted Membrane Peeling for Vitreoretinal Surgery. *Med Image Comput Comput Assist Interv*. 2010;13:303-310.
6. Gonenc B, Feldman E, Gehlbach P, Handa J, Taylor RH, Iordachita I. Towards Robot-Assisted Vitreoretinal Surgery: Force-Sensing Micro-Forceps Integrated with a Handheld Micromanipulator. *IEEE Int Conf Robot Autom*. 2014;2014:1399-1404.
7. Charles M. Closed system and expanded instrumentation improves MIVS outcomes. *Retina Today*. 2011:84-89.
8. Gonenc B, Balicki MA, Handa J, Gehlbach P, Riviere CN, Taylor RH, Iordachita I. Evaluation of a Micro-Force Sensing Handheld Robot for Vitreoretinal Surgery. *Rep U S*. 2012;2012:4125-4130.
9. Hubschman JP, Bourges JL, Choi W, Mozayan A, Tsirbas A, Kim CJ, Schwartz SD. 'The Microhand': a new concept of micro-forceps for ocular robotic surgery. *Eye (Lond)*. 2010;24:364-367.
10. Harwell RC, Ferguson RL. Physiologic tremor and microsurgery. *Microsurgery*. 1983;4:187-192.
11. Schenker PS, Barlow EC, Boswell C, Das H, Lee S, Ohm TR, Paljug ED, Rodriguez G, Charles ST. Development of a telemanipulator for dexterity enhanced microsurgery. *2nd Intl Symp Med Robot Comput Assist Surg*. 1995:81-88.
12. Song C, Gehlbach PL, Kang JU. Swept source optical coherence tomography based smart handheld vitreoretinal microsurgical tool for tremor suppression. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012;2012:1405-1408.
13. Song C, Gehlbach PL, Kang JU. Active tremor cancellation by a "Smart" handheld vitreoretinal microsurgical tool using swept source optical coherence tomography. *Opt Express*. 2012;20:23414-23421.
14. Riviere CN, Khosla PK. Accuracy in positioning of handheld instruments. *Engineering in Medicine and Biology Society, Bridging Disciplines for Biomedicine*. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 1996:212-213.
15. Gomez-Blanco M, Riviere CN, Khosla PK. Intraoperative tremor monitoring for vitreoretinal microsurgery. *Stud Health Technol Inform*. 2000;70:99-101.
16. Mazinani BA, Rajendram A, Walter P, Roessler GE. Does surgical experience have an effect on the success of retinal detachment surgery? *Retina*. 2012;32:32-37.
17. Kottke FJ, Halpern D, Easton JK, Ozel AT, Burrill CA. The training of coordination. *Arch Phys Med Rehabil*. 1978;59:567-572.
18. Omata S, Someya Y, Adachi S, Masuda T, Hayakawa T, Harada K, Mitsuishi M, Totsuka K, Araki F, Takao M, Aihara M, Arai F. A surgical simulator for peeling the inner limiting membrane during wet conditions. *PloS one*. 2018;13:e0196131.
19. Hunter IW, Jones LA, Sagar MA, Lafontaine SR, Hunter PJ. Ophthalmic microsurgical robot and associated virtual environment. *Comput Biol Med*. 1995;25:173-182.
20. Grodin MH, Johnson TM, Acree JL, Glaser BM. Ophthalmic surgical training: a curriculum to enhance surgical simulation. *Retina*. 2008;28:1509-1514.