

근전도 라이트 피드백 안정화 운동이 머리전방자세 및 근육 특성에 미치는 영향: 무작위배정 대조군 연구

정승화[†]

건양대학교 물리치료학과

Effects of Stabilization Exercises Using EMG Light Biofeedback on Forward Head Posture and Muscle Characteristics: A Randomized Controlled Trial

Seung-Hwa Jung, PT, PhD[†]

Department of Physical Therapy, Konyang University, Daejeon, Republic of Korea

Received: September 15, 2025 / Revised: September 29, 2025 / Accepted: October 25, 2025

© 2026 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: This study examined the effects of stabilization exercises utilizing electromyography (EMG) light feedback on correcting the forward head posture and assessed the changes in cervical muscle characteristics.

METHODS: Thirty-one adults with a forward head posture were divided randomly into two groups. One group performed stabilization exercises with EMG light feedback, while the other group performed conventional stabilization exercises. The cervical angles and cervical muscle characteristics were measured before and after the intervention.

RESULTS: The results showed no significant differences or interactions between the groups and over time in CVA and

CRA. The SCM muscle tone increased significantly over time in the experimental group, with notable differences compared to the control group at the mid and post measurements. The SCM stiffness showed significant time-dependent changes only in the experimental group. The upper trapezius muscle tone exhibited significant changes over time in both groups, with group differences observed at the mid and post-intervention points. The stiffness of the upper trapezius also changed significantly over time in both groups, but no significant differences between the groups were found at any time point.

CONCLUSION: The muscle characteristics showed significant improvement in the SCM only in the experimental group, while the upper trapezius improved in both groups, due likely to the effective activation of deep neck flexors through EMG light feedback exercises.

Feedback-based stabilization exercises are effective for neck muscle function recovery and balance, and future studies should investigate the long-term effects of habitual posture correction.

[†]Corresponding Author : Seung-Hwa Jung
pt45686@naver.com, <https://orcid.org/0000-0002-9021-1826>

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Key Words: Biofeedback, Electromyography, Muscle tension, Posture

I. 서론

머리전방자세는 시상면에서 제7경추(C7)와 귀의 이주를 연결한 선이 수평선과 이루는 각도, 즉 머리척추각(Craniovertebral angle, CVA)으로 평가된다. 이 각도가 작을수록 머리의 전방 이동이 심하다고 판단되며, 일반적으로 53° 이하일 경우 머리가 체간 전방으로 2cm 이상 돌출되어 목뼈의 생리적 전만이 감소하고, 상부목뼈 펴 및 하부목뼈 굽힘이 보상적으로 증가하는 머리전방자세로 구분한다[1-3]. 이러한 부정렬은 관절과 근육에 지속적인 부담을 주어 피로와 통증을 유발하며[4], 특히 깊은목굽힘근(Deep neck flexor muscle)인 목긴근(Longus colli)의 약화와 얇은목굽힘근(Superficial neck flexor muscle)인 목빗근(Sternocleidomastoid) 및 목갈비근(Scalenus)의 과활성을 동반한다[5]. 이외에도 뒤통수밀근의 단축으로 긴장도가 증가하는데, 해당 근육은 근방추와 압통점이 풍부하여 긴장성 두통(Tension-type headache)과 밀접하게 관련되는 것으로 보고되고 있다[6,7].

선행 연구들에서 머리전방자세에 따른 통증을 개선하기 위해 도수치료, 도구를 이용한 안정화 운동 및 테이핑 적용을 통해 근본적인 원인을 해결하는 방법에 초점을 맞추고 있다[8,9]. 그러나 도수치료는 적용 강도가 치료사의 주관적 판단과 대상자의 근력·지구력에 따라 달라져 효과가 일정하지 않다는 한계가 있다. 또한 압력기구를 활용한 깊은목굽힘근 강화운동 연구에서는 머리전방자세 그룹이 정상 자세 그룹보다 얇은목굽힘근을 과도하게 동원하고 깊은목굽힘근의 근 두께가 얇게 나타났으며, 협응 능력 유도에도 효과적이지 않았다[10]. 더불어 근전도 바이오피드백 없이 시행한 어깨뼈 안정화 운동에서는 위 등세모근과 큰가슴근의 불필요한 활성 증가, 앞뿔니근의 활성 감소가 확인되어 보상작용을 적절히 조절하지 못하는 한계가 보고되었다[11]. 이러한 결과는 잘못된 안정화 운동이 오히려 2차 손상을 유발할 수 있음을 시사한다.

효과적인 자세 및 안정화 운동을 위해서는 목 주위 안정

근들의 협응 능력 회복이 필수적이며, 이를 위해 바이오피드백 활용이 권장된다[12,13]. 바이오피드백은 대상자가 자신의 근육 활동을 시각적으로 확인하며 조절할 수 있도록 돕는 방법으로, 그중 근전도 바이오피드백은 표적 근육의 선택적 활성화를 유도하고 움직임의 제한이 없어 운동 효과를 극대화할 수 있다[13]. 실제로 근전도 바이오피드백은 근육 선택적 수축 향상과 기능적 문제 개선에 긍정적인 효과를 보였다[14,15]. 그러나 압력기구를 활용한 운동과 근전도 피드백을 동시에 적용할 경우, 대상자가 압력계기와 근전도 파형 모니터를 모두 주시해야 하므로 집중도가 분산되고 운동 수행에 혼란이 생길 수 있다는 한계가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 빛을 이용하였다. 빛은 다른 감각 수용기에 비해 주의 분산이 적고, 운동 수행 중 시야 내에서 지속적 피드백을 받을 수 있다는 장점이 있다. 이를 추가한 장치인 근전도 라이트 피드백은 즉각적이고 직관적인 시각 자극을 제공하여, 피험자가 자신의 근활성 수준을 빠르게 이해하고 조절할 수 있게 한다. 이에 본 연구에서는 근전도 라이트 피드백을 활용한 안정화 운동이 머리전방자세와 우세측 목빗근(SCM) 및 위 등세모근(Upper trapezius)의 근육 특성에 미치는 영향을 평가하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자 및 절차

본 연구는 대전광역시 소재 P 병원에서 목 통증으로 입원 또는 외래 치료를 받고 있는 환자 중, 연구 목적을 이해하고 자발적으로 참여 의사를 밝힌 성인을 대상으로 하였다. 선정 기준은 ① 3개월 이상 지속된 목 통증[16], ② 방사선 촬영을 통해 측정된 머리척추각(Craniovertebral angle, CVA)이 53° 미만[1], ③ 목 장애지수(Neck Disability Index, NDI) 5~24점[17], ④ 18~65세 성인으로 하였다. 제외 기준은 최근 1개월 내 진통제 복용, 중추신경계 또는 전정기관 이상, 임신 또는 임신 가능성, 적록색맹, 중재 참여율 80% 미만이였다. 연구 대상자의 표본 수는 G*Power 3.1 프로그램을 이용하여 이원 반복측정 분산분석(Two-way repeated measures ANOVA)을 위한 사전 검

정(power analysis)을 실시한 결과 산정되었다. 효과크기 $f = 0.25$ (중간 효과), 유의수준 $\alpha = .05$, 검정력 $(1 - \beta) = 0.80$, 그룹 수 = 2, 반복 측정 횟수 = 3, 반복 측정 간 상관관계 $r = 0.5$ 로 설정한 결과, 총 32명의 대상자가 필요한 것으로 산출되었으며, 탈락률을 고려하여 총 36명을 모집하였다. 최종 선정된 36명은 컴퓨터 난수표를 이용하여 무작위로 실험군과 대조군 각각 18명씩 배정되었다. 무작위 배정은 참여자 목록에 일련번호를 부여한 후, 컴퓨터로 생성된 난수표를 활용하여 각 그룹에 균등하게 배분되도록 수행하였다. 연구 도중 거주지 이전(1명)과 개인 사정(4명)으로 5명이 탈락하여 총 31명(실험군 16명, 대조군 15명)이 연구를 완료하였다.

본 연구는 무작위 대조군 임상시험 설계(Randomized controlled trial design)로 일반적 안정화 운동 프로그램을 수행하는 대조군(Control group)과 근전도 라이트 피드백을 적용하여 안정화 운동 프로그램을 수행하는 실험군(Experimental group)으로 구성되었다. 8주 동안의 안정화 운동 프로그램 적용을 통해 자세조절, 근육의 특성에 미치는 영향을 측정하여 비교, 분석하였다. 측정은 사전 측정(Pre test), 4주간 중재 후 중간 측정(Mid test), 이후 4주간 추가 중재 후 사후 측정(Post test), 총 3회로 나누어 측정하였다. 중재 프로그램은 현직에 종사 중인 물리치료사가 시행하였으며, 평가 또한 별도의 물리치료사가 담당하여 중재와 평가 간의 역할을 분리하였다.

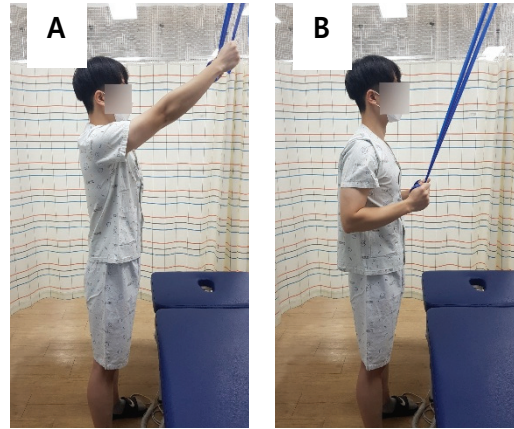
연구 진행 전 모든 대상자는 본 연구의 내용을 충분히 이해하고 동의서를 작성하였고, 건양대학교 기관 생명윤리위원회의 심의(IRB:KYU-2020-196-01)를 받고 실시하였다.

2. 실험 방법

1) 안정화 운동 프로그램

(1) Lat pull down

중간·하부 등세모근, 작은마름근, 큰마름근, 작은원근, 뒤 어깨세모근 강화를 목적으로 실험군과 대조군 모두 탄력밴드(Theraband, The Hygenic Corp., U.S.A)를 사용하여 바로 선 자세에서 수행하였다. 성별에 따라 남성은 파란색, 여성은 빨간색 밴드를 사용하였다. 밴드를 45° 위쪽에 고정 후 팔을 뻗어 잡고, 팔꿈치가 몸통을 스치듯 당기며



(A: Start, B: Finish)

Fig. 1. Lat pull-down.

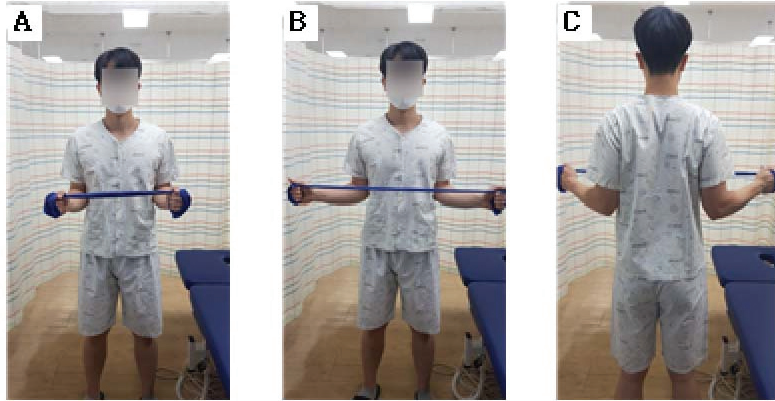
끝 자세에서 90° 이상 굽힘을 유지하도록 하였다[18]. 어깨 뼈는 뒤쪽, 아래쪽으로 모으며 실시하였으며, 끝 자세에서 7초 유지 후 3분 동안 최대 반복횟수를 1 세트로 하였다[19]. 1~4 주는 2 세트, 5~8 주는 3 세트로 점진적으로 강도를 높였고, 세트 사이 휴식은 30 초로 하였다(Fig. 1).

(2) Scapular retraction

중간 등세모근, 작은원근, 가시아래근 강화를 목적으로 실험군과 대조군 모두 탄력밴드를 사용하여 바로 선 자세에서 진행하였다. 성별에 따라 남성은 파란색, 여성은 빨간색 밴드를 사용하였다. 시작 자세에서 어깨관절은 중립, 팔꿈치 90° 굽힘, 아래팔 중립 위치에서 밴드를 타이트하게 잡은 후, 어깨관절 수직축을 기준으로 가쪽돌림 방향으로 당기며 어깨뼈를 뒤쪽·아래쪽으로 모으도록 실시하였다[18]. 끝 자세에서 7초 유지, 3분 동안 최대 반복횟수를 1 세트로 설정하였으며, 1~4 주는 2 세트, 5~8 주는 3 세트로 점진적으로 강도를 높였고, 세트 간 휴식은 30 초로 하였다[19](Fig. 2).

(3) Self-stretch exercise

큰가슴근과 작은가슴근 스트레칭을 목적으로 실험군과 대조군 모두 동일하게 진행하였다. 벽을 잡고, 벽에서 먼 쪽 다리는 한 발짝 앞으로, 가까운 다리는 한 발짝 뒤로 위치시킨 후 앞쪽 무릎을 굽히고 몸통은 정면을 유지하였다. 팔이 뒤쪽으로 이동하면서 가슴 근육이 충분히 스트레



(A: Start, B, C: Finish)

Fig. 2. Scapular retraction.

칭 되도록 하였으며[20], 끝 자세에서 30초 유지 후 3회 반복을 1세트로 하였고, 1~8주간 2세트 수행하였다. 세트 간 휴식은 30초로 하였으며 양쪽 모두 실시하였다(Fig. 3).

(4) 압력기구를 이용한 깊은목굽힘근 강화운동

본 동작은 선행연구를 기반으로 운동 처방 원리에 따라 설정하였으며[21], 바로 누운 자세에서 수행하였다. 환자는 턱을 당기면서 목 아래 에어백을 눌러 목표 압력을 유지하도록 하였으며, 초기 20mmHg에서 매주 2mmHg씩 점진적으로 증가시켰다. 주차별 목표 압력은 1주차 20~22mmHg, 2주차 20~24mmHg, 3~4주차 20~26mmHg, 5~6주차 20~28mmHg, 7~8주차 20~30mmHg로 설정하였다. 각 반복은 15초 유지, 15회 반복을 1세트로 하였으며, 총 3세트를 수행하였다. 세트 간 휴식은 30초로 하였다 (Fig. 4).

2) 근전도 라이트 피드백 장치

근전도 센서는 R-FIT EMG (Robotnmore, Anyang, Korea)를 사용하였다. 센서 신호의 표본추출률(Sampling rate)은 1kHz로 설정하였고, 대역 필터(Band pass filter)는 25~125Hz로 적용하였다. 수집된 신호는 완파 정류(Rectification)한 후, 실효 값(Root mean square, 50 sample window)을 이용하여 평활화(Smoothing, 10Hz)한 다음 피드백 장치에 이용되었다.

라이트 장치는 R-FIT light (Robotnmore, Anyang,



Fig. 3. Self-stretch exercise.



Fig. 4. Deep neck flexor strengthening exercise.



Fig. 5. Electromyography light feedback device.

Korea)를 사용하였다. 이 장치는 0~100%의 근 활성도를 16단계로 나누어 서로 다른 색상의 빛으로 표현하는 장치이다.

근전도 센서와 라이트 장치는 안드로이드(Android) 운영 체제를 갖춘 스마트폰 (SM-G973N, Samsung Electronics Co., Ltd., Suwon, Korea)에 R-FIT 애플리케이션(Robotmore, Anyang, Korea)을 설치하여 블루투스(Bluetooth) 연결을 통해 사용하였다. R-FIT 애플리케이션을 통해 최대 등척성 수축(Maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 측정할 수 있으며, %MVIC 수치에 따라 라이트 장치에서 표현되는 빛의 색이 설정된다(Fig. 5).

실험군은 탄력밴드를 이용한 두 가지 근력 운동(Lat pull down, Scapular retraction) 수행 시 우세측 위 등세모근에 근전도 센서를 부착하였다. 제7목뼈 가시돌기와 우세측 어깨뼈 봉우리 바깥쪽 중간지점의 위 등세모근 근복 부위에 센서를 부착하고 최대 등척성 수축(MVIC)을 산출하여 10%MVIC를 보상작용 기준으로 설정하였다[22]. 위 등세모근 활성도가 10%MVIC 이하일 경우 녹색, 초과 시 빨간색으로 표시되도록 설정하였으며, 대상자가 운동 중 녹색을 유지하도록 교육하였다(Fig. 6).

깊은목굽힘근 강화운동 시에는 우세측 목빗근에 근전도 센서를 부착하고 MVIC의 10%를 기준으로 보상근 활성도를 조절하였다. 머리전방자세 성인 10명을 대상으로 한 선행연구에서 20~24mmHg 강도로 깊은목굽힘근 운동 시 목빗근 활성도가 13.2%MVIC로 나타난 결과를 바탕으로, 본 연구에서는 목빗근 10%MVIC를 보상근 활



성 기준으로 설정하였다[23]. 근육 활성도가 10%MVIC 이하일 경우 녹색, 초과 시 빨간색으로 표시되며, 운동 수행 중 대상자가 경계를 인지해 녹색을 유지하도록 훈련하였다(Fig. 7).

3. 측정 도구

1) 머리척추각과 머리회전각

머리전방자세 정도를 평가하기 위해 PACS(Picture Archiving and Communications System) Version 4 viewTM를 사용하여 촬영된 방사선 영상을 분석하여 머리척추각(CVA)과 머리회전각(CRA)을 기록하였다[24,25]. 촬영 영상에서 제7목뼈와 귀의 이주(Tragus)를 연결한 선과 수평



Fig. 6. EMG sensor (Upper trapezius).



Fig. 7. EMG sensor (SCM).

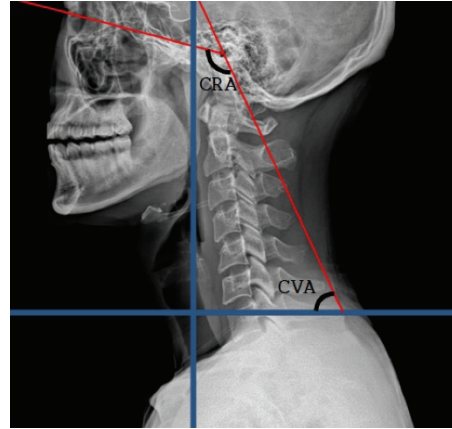


Fig. 8. CVA, CRA.

선이 이루는 각을 CVA로, 제7목뼈와 귀의 이주를 연결한 선과 귀의 이주와 가쪽눈구석을 연결한 선이 이루는 각을 CRA로 기준하였다[26](Fig. 8). 머리전방자세와 둥근 어깨가 심할수록 CVA는 감소하고 CRA는 증가하는 특징을 보이며, 이 측정법은 높은 신뢰도(ICC = .86)를 가진다[24].

2) 근육의 특성(Muscle characteristics)

근육 특성 평가는 MyotonPRO(Myoton AS, Tallinn, Estonia)를 사용하여 수행하였다. 목빗근은 복장뼈 부착부와 관자뼈 꼭지들기 사이 중간 지점을, 위 등세모근은 일곱 번째 목뼈 가시돌기와 우세측 어깨뼈 봉우리를 연결한 선의 중간 지점을 측정 부위로 설정하였다[27]. 정확한 위치 확보를 위해 측정 부위에 'X' 표시를 하였으며, 대상

자는 등받이가 있는 의자에 자연스럽게 앉아 손을 무릎에 올린 상태에서 측정하였다[28](Fig. 9). 장치의 프로브(직경 3mm)를 피부 표면에 수직으로 .18N 압력으로 적용하고, 하부 조직에는 .4N 힘과 1Hz에서 10회의 짧은(15ms) 기계적 충격을 전달하였다. 두 근육 모두 긴장도(Tone)와 경직도(Stiffness)를 세 번 연속 측정한 후 평균값을 기록하였다. MyotonPRO의 'F' 지표는 근육 긴장도를 나타내며, 근육의 기계적·탄력적 특성과 혈류량에 영향을 받는다. 값이 클수록 긴장도가 높음을 의미한다. 'S' 지표는 근육 경직도를 나타내며 근육의 변형에 대한 저항력을 반영하며, 값이 클수록 경직도가 높다. 이 측정법은 높은 신뢰도(ICC = .85~.98)를 가진다[28].

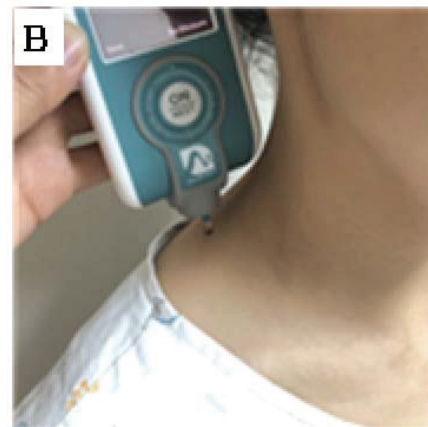
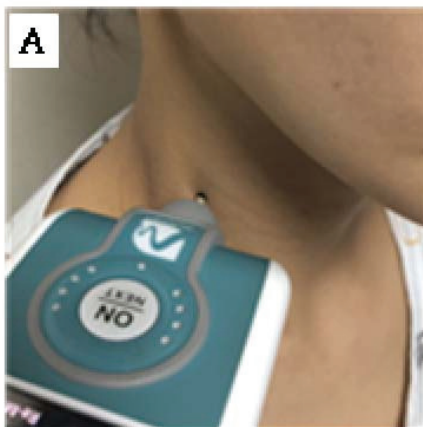


Fig. 9. Measurement site for the muscle characteristics (A: SCM, B: Upper trapezius).

2. 자료 분석

수집된 모든 데이터는 윈도우용 IBM SPSS Statistics ver. 18.0 software (IBM Co., Armonk, NY, USA)를 사용하여 분석하였다. 연구대상자의 일반적 특성 비교는 카이제곱 검정과 독립표본 t-검정을 실시하였다. 정규성 검정은 Shapiro-Wilk 검정을 통해 확인하였으며, 등분산성 검정 (Levene's test)과 구형성 검정(Mauchly's sphericity test)을 시행하였다. 그룹과 측정 시점 간 요인 분석은 이원배치 반복측정 분산분석(Two-way repeated measures ANOVA)을 이용하였고, 그룹 내 시간에 따른 변화는 일원배치 반복 측정 분산분석(One-way repeated measures ANOVA)으로 분석하였다. 유의한 차이가 있을 경우에는 Bonferroni 방법을 적용한 사후 검정을 수행하였다. 모든 통계 결과는 유의 수준 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

1. 일반적 특성

본 연구에 참여하여 연구 절차를 끝마친 대상자는 총 31명이며, 두 군간 성별, 나이, 체중, 신장, 목 장애지수에는 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 1)

2. 머리척추각과 머리회전각의 변화

자세조절을 알아보기 위해 측정된 머리척추각(CVA), 머리회전각(CRA)의 이원반복측정 분산분석 결과를 보면, 그룹, 측정시기, 그룹 및 시간 간 교호작용은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 2, 3).

일원반복측정 분산분석을 통해 그룹 내 시점별 변화를 확인한 결과 두 그룹 모두 시간의 변화에 따라 유의한 차이를 보이지 않았다. 측정 시점별 그룹 간 차이 또한 세 번의 시점 모두 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 4).

Table 1. General Characteristics of the Participants

(N = 31)

Characteristics	ELG [†] (n = 16)	Control (n = 15)	χ^2 / t	p
	Mean \pm SD	Mean \pm SD		
Sex (male/female)	11 / 5	7 / 8	1.551	.213
Age (year)	36.18 \pm 8.51 [§]	34.26 \pm 8.06	1.143	.262
Weight (kg)	69.81 \pm 10.86	64.26 \pm 10.92	1.417	.167
Height (cm)	171.68 \pm 8.09	168.06 \pm 9.52	1.236	.226
NDI [†] (score)	20.25 \pm 2.29	21.06 \pm 2.37	-.974	.338

[†]ELG: EMG light biofeedback group, [†]NDI: neck disability index

[§]mean \pm standard deviation

Table 2. Two-way repeated measures ANOVA for CVA

(N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	.602	1	.602	.375	.545	.013
Error	46.596	29	1.607			
Within Subject						
Period	1.208	2	.604	.893	.415	.029
Group \times Period	1.029	2	.514	.760	.472	.026
Error	39.252	58	.677			

* p < .05

Table 3. Two-way repeated measures ANOVA for CRA (N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	73.032	1	73.032	.739	.397	.025
Error	2866.156	29	98.833			
Within Subject						
Period	23.394	2	11.697	2.167	.124	.069
Group×Period	5.094	2	2.547	.472	.626	.016
Error	313.040	58	5.397			

*p < .05

Table 4. Change in CVA and CRA (N = 31)

Variable	Mean ± SD		t (p)
	ELG [†] (n = 16)	Control (n = 15)	
Craniovertebral angle (°)			
Pre test	52.38 ± .63	52.25 ± .93	.468 (.643)
Mid test	51.93 ± 1.28	52.27 ± .97	-.832 (.412)
Post test	52.22 ± .95	52.50 ± 1.05	-.759 (.454)
F (p)	1.061 (.359)	.523 (.598)	
η^2	.066	.036	
Cranial rotation angle (°)			
Pre test	143.99 ± 5.51	141.66 ± 6.23	1.102 (.279)
Mid test	142.21 ± 5.62	141.03 ± 6.17	.558 (.581)
Post test	142.93 ± 6.15	141.12 ± 6.56	.793 (.434)
F (p)	1.388 (.265)	1.386 (.267)	
η^2	.085	.090	

[†]ELG: EMG light biofeedback group

*p < .05

Table 5. Two-way repeated measures ANOVA for SCM (Tone) (N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	98.800	1	98.800	7.688	.010*	.209
Error	372.673	29	12.851			
Within Subject						
Period	23.760	2	11.880	13.973	< .001*	.325
Group×Period	8.173	2	4.086	4.806	.012*	.142
Error	49.312	58	.850			

*p < .05

3. 목빗근의 근육 특성 변화

목빗근 긴장도(Tone)에 대한 이원 반복측정 분산분석 결과, 그룹, 측정 시기, 그룹 × 시간 간 교호작용 모두에서 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 반면 목빗근 경직도(Stiffness)는 그룹 간 변화에서는 유의한 차이가 없었으나, 측정 시기 간에는 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 그룹 × 시간 간 교호작용은 유의하지 않았다(Table 5, 6).

일원 반복측정 분산분석 결과, 실험군의 목빗근 긴장도(Tone)는 시점별로 통계적으로 유의한 변화가 있었으며($p < .05$), 사후검정 결과 사전, 중간, 사후 측정 시점 간 모두

유의한 차이를 보였다. 대조군의 긴장도(Tone)는 시간에 따른 변화가 유의하지 않았다. 시점별 그룹 간 비교에서는 중간 측정과 사후 측정에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 실험군의 목빗근 경직도(Stiffness)는 시점별로 유의한 변화가 있었으며($p < .05$), 사후검정 결과 사후 측정이 사전 및 중간 측정과 유의한 차이를 보였다. 대조군의 경직도(Stiffness)는 시점별 변화가 유의하지 않았으며, 그룹 간 시점별 비교에서도 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 7).

Table 6. Two-way repeated measures ANOVA for SCM (Stiffness) (N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	3918.035	1	3918.035	1.027	.319	.034
Error	110615.843	29	3814.339			
Within Subject						
Period	4810.699	2	2405.350	10.545	< .001*	.266
Group×Period	89.813	2	44.906	.197	.822	.007
Error	13230.401	58	228.110			

* $p < .05$

Table 7. Change in muscle characteristics (SCM) (N = 31)

Variable	Mean ± SD		t (p)
	ELG [†] (n = 16)	Control (n = 15)	
SCM [†] tone (Hz)			
Pre test	14.03 ± 1.11	15.56 ± 3.07	-1.823 (.086)
Mid test	13.01 ± 1.52 ^a	14.77 ± 2.66	-2.275 (.030*)
Post test	12.16 ± 1.18 ^{ab}	15.06 ± 2.86	-3.625 (.002*)
F (p)	17.195 (< .001*)	2.708 (.084)	
η^2	.372	.085	
SCM stiffness (N/m)			
Pre test	233.59 ± 30.52	244.93 ± 48.44	-.774 (.447)
Mid test	223.79 ± 30.02	235.66 ± 50.34	-.804 (.428)
Post test	213.78 ± 24.56 ^{ab}	229.53 ± 36.77	-1.411 (.169)
F (p)	9.281 (.001*)	3.096 (.061)	
η^2	.243	.096	

[†]SCM: sternocleidomastoid, [†]ELG: EMG light biofeedback group

^asignificant difference when compared to the pre test ($p < .05$)

^bsignificant difference when compared to the Mid test ($p < .05$)

* $p < .05$

4. 위 등세모근의 근육 특성 변화

위 등세모근 긴장도(Tone)에 대한 이원 반복측정 분산 분석 결과, 그룹과 측정 시기에서 유의한 차이가 나타났으나($p < .05$), 그룹 \times 시간 간 교호작용은 유의하지 않았다. 위 등세모근 경직도(Stiffness)의 분석에서는 그룹 간 변화는 유의하지 않았지만, 측정 시기 간에는 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 그룹 \times 시간 간 교호작용은 나타나지 않았다(Table 8, 9).

일원 반복측정 분산분석 결과, 실험군의 위 등세모근 긴장도(Tone)는 시점별로 유의한 변화를 보였으며($p < .05$), 사후검정에서 사후 측정이 사전 및 중간 측정과 유의하게 차이를 나타냈다. 대조군은 시간에 따른 긴장도 변화가 유의하였으며($p < .05$), 사후검정에서는 중간 및 사후 측정이 사전 측정과 유의한 차이를 보였다. 시점별 그룹 간 비교에서는 중간과 사후 측정에서 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었다($p < .05$). 경직도(Stiffness)의 경우, 실

험군과 대조군 모두 그룹 내 시간에 따른 유의한 변화를 나타냈으며($p < .05$), 사후검정 결과 사후 측정이 사전 및 중간 측정과 유의한 차이를 보였다. 그러나 시점별 그룹 간 비교에서는 세 번의 측정 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 10).

IV. 고 찰

본 연구에서는 머리전방자세를 동반한 만성 목 통증 환자가 안정화 운동을 시행하는 동안 불필요한 보상작용을 줄여주기 위하여 근전도 라이트 피드백을 동시에 적용하였다. 이러한 새로운 안정화 운동 방법으로 8주 동안의 훈련 후에 자세조절 및 근육 특성 변화를 비교하였다. 그 결과 위 등세모근의 근육 특성은 두 그룹 모두 측정 시점 간에 유의한 호전을 보였으며 그룹 및 시간 간 교호작용은

Table 8. Two-way repeated measures ANOVA for Upper trapezius (Tone)

(N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	78.408	1	78.408	5.878	.022*	.168
Error	386.811	29	13.338			
Within Subject						
Period	42.347	2	21.174	22.769	< .001*	.440
Group \times Period	2.695	2	1.348	1.449	.243	.048
Error	53.936	58	.930			

* $p < .05$

Table 9. Two-way repeated measures ANOVA for Upper trapezius (Stiffness)

(N = 31)

Variable	SS	df	MS	F	p	η^2
Between Subject						
Group	19359.291	1	19359.291	3.496	.072	.107
Error	160604.940	29	5538.102			
Within Subject						
Period	8945.731	2	4472.865	26.953	< .001*	.482
Group \times Period	524.957	2	262.478	1.582	.214	.052
Error	9625.258	58	165.953			

* $p < .05$

Table 10. Change in muscle characteristics (Upper trapezius) (N = 31)

Variable	Mean ± SD		t (p)
	ELG [†] (n = 16)	Control (n = 15)	
Upper Trapezius tone (Hz)			
Pre test	15.90 ± 1.93	14.44 ± 2.49	1.829 (.078)
Mid test	15.51 ± 1.92	13.23 ± 2.97 ^a	2.553 (.016 ^b)
Post test	14.40 ± 1.50 ^{ab}	12.63 ± 2.44 ^a	2.440 (.025 [*])
F (p)	12.085 (< .001 [*])	11.936 (< .001 [*])	
η ²	.446	.460	
Upper Trapezius stiffness (N/m)			
Pre test	214.62 ± 37.86	182.93 ± 54.12	1.889 (.068)
Mid test	207.81 ± 37.58	175.06 ± 55.78	1.928 (.064)
Post test	186.37 ± 24.09 ^{ab}	164.20 ± 49.45 ^a	1.571 (.132)
F (p)	13.969 (< .001 [*])	7.098 (.003 [*])	
η ²	.482	.336	

[†]ELG: EMG light biofeedback group

^asignificant difference when compared to the Pre test (p < .05)

^bsignificant difference when compared to the Mid test (p < .05)

*p < .05

보이지 않았다. 목빗근의 근육특성은 실험군에서만 유의한 호전을 보였으며 그룹 및 시간 간 교호작용을 보였다. 본 연구 결과를 통해 근전도 라이트 피드백을 함께 적용하는 것은 근육 특성 호전에 효과적이라는 것을 알 수 있었다.

머리전방자세를 평가하기 위해 측정한 머리척추각(CVA)과 머리회전각(CRA)은 실험군과 대조군 모두에서 유의한 변화를 나타내지 않았다. 이는 본 연구의 중재 프로그램이 대상자의 개별 신체 특성과 생활습관을 충분히 통제하지 못했을 뿐만 아니라, 자세의 구조적 변화를 유도하기에는 중재 기간인 8주가 다소 짧았을 가능성도 고려할 수 있다. 머리전방자세 개선을 위해서는 잘못된 습관 교정과 올바른 자세 인식이 선행되어야 한다. 본 연구 대상자의 평균 연령은 35.29 ± 8.20세로 사회활동이 활발한 연령층으로, 장시간 앉아있는 자세, 운전, 스마트폰 사용, 컴퓨터 사용 등 일상적인 습관이 머리전방자세를 유발했을 가능성이 있다. 이외에도 본 연구의 중재 기간이 8주로 비교적 짧아, 외형적인 자세의 변화까지 의미미하게 이끌어내기에는 한계가 있었을 수 있다. 향후 연구에서는 일상생활에서 흔히 취해지는 자세에서 근전도 라이트 피드백 장치를 적용하여 습관 개선이 이루어지고, 나아가 CVA와 CRA에서 유의한 변화를 확인할 수 있는지 평가한다면 보다 의미

있는 결과를 도출할 수 있을 것이다. 또한, 자세 변화는 단기간의 중재만으로는 나타나기 어려울 수 있으므로, 보다 장기적인 중재 기간을 설정하여 자세의 지속적인 개선 여부를 평가할 필요가 있다.

머리전방자세와 관련된 위세측 목빗근과 위 등세모근의 근육 특성을 측정한 결과, 실험군의 목빗근과 실험군 및 대조군의 위 등세모근에서 유의한 변화가 관찰되었다. 선행연구에서는 머리전방자세군과 정상자세군을 대상으로 깊은목굽힘근 강화운동 시 얇은목굽힘근과 깊은목굽힘근의 근 활성도와 근 두께를 비교한 결과, 머리전방자세군에서 깊은목굽힘근의 활동이 상대적으로 저하되고, 반면 얇은목굽힘근의 동원율은 증가하는 경향을 보였다. 이러한 결과는 머리전방자세를 가진 대상자에게 깊은목굽힘근 강화운동이 반드시 목 주변 근육들의 협응 능력을 향상시키지 않을 수 있음을 시사한다[15]. 반면에 본 연구에서 실험군은 근전도 라이트 피드백 장치를 통해 실시간으로 근 활성 상태를 시각적으로 인지하고, 불필요한 근육 동원을 스스로 조절할 수 있었으며, 이러한 피드백 기반의 운동은 얇은목굽힘근의 과도한 개입을 억제하고, 상대적으로 깊은목굽힘근의 사용을 촉진하는 데 도움이 되었을 가능성이 있다. 이로 인해 실험군의 목빗근 근 활성도가 유의하

게 감소한 것으로 해석되며, 이는 근전도 피드백이 보상작용을 조절하고 자세 안정성을 높이는 데 긍정적인 역할을 했을 수 있음을 시사한다.

위 등세모근의 근육 특성은 두 그룹 모두 중재 적용 후 유의하게 감소하였다. 이는 두 그룹 모두 수행한 안정화 운동의 효과가 반영된 결과로 판단된다. 선행연구에서는 전방머리자세의 정도와 위등세모근의 근긴장도 및 강직도를 측정하였고, 그 결과 자세 불균형과 근긴장 간 유의한 상관관계가 나타났다고 보고하였다[29]. 또 다른 선행연구에서는 어깨 통증을 호소하는 척수손상 환자를 대상으로, 어깨 운동 프로그램 수행 중 일반 표면 근전도 피드백 적용 여부에 따른 위 등세모근 경직도 변화를 비교하였다. 그 결과, 피드백 없이 운동만 수행한 그룹은 375.08 ± 63.81 N/m에서 313.25 ± 32.24 N/m로, 표면 근전도 피드백을 적용한 그룹은 317.58 ± 48.06 N/m에서 270.50 ± 38.47 N/m로 유의하게 감소하였다[30]. 변화량 비교에서는 피드백 미적용 그룹이 더 큰 변화를 보였으나, 본 연구에서는 근전도 라이트 피드백 적용 시 대조군보다 상대적으로 큰 변화량이 확인되었다. 이를 통해 같은 원리로 적용되는 피드백 장치이지만 라이트 피드백을 추가하여 적용한 장치의 차별성을 생각해 볼 수 있겠다. 하지만 어디까지나 대상자의 특성과 안정화 운동의 종류, 강도, 횟수에 따라 결과에 영향을 미칠 것이므로 일반화 시킬 수 없다. 추후 연구에서 두 방법을 직접적으로 비교한다면 더욱 의미있는 연구가 될 것이다

같은 피드백 장치 적용임에도 목빗근에서는 실험군만 유의한 변화가 나타난 반면, 위 등세모근은 두 그룹 모두 유의한 변화를 보였다. 이는 목빗근의 근전도 센서 부착 위치가 깊은목굽힘근과 얇은목굽힘근의 작용 방향 및 피부 표면 축진 위치와 겹쳐, 라이트 피드백 효과가 뚜렷하게 나타난 반면, 위 등세모근은 센서 부착 위치와 강화 근육의 작용 방향이 겹치지 않고, 상대적으로 큰 저항운동과 넓은 운동 범위가 적용되어 두 그룹 모두에서 근육 특성 변화가 나타난 것으로 판단된다.

본 연구는 대상자의 일상생활 습관 및 환경 요인을 충분히 통제하지 못하였으며, 특정 병원에서 치료 중인 환자를 대상으로 하여 연구 결과의 일반화에 한계가 있다. 또한, 근전도 라이트 피드백 장치 사용에 따른 개인별 적응도

및 학습 효과의 차이를 반영하지 못한 점도 제한점으로 작용할 수 있다. 이러한 한계점들은 후속 연구에서 보다 엄격한 변수 통제와 다양한 대상자 모집, 그리고 개별 맞춤형 중재 효과 평가를 통해 보완될 필요가 있다.

V. 결론

본 연구에서는 머리척추각(CVA)과 머리회전각(CRA)에서 유의한 변화가 나타나지 않아, 머리전방자세 개선을 위해서는 단순한 운동 중재뿐 아니라 일상생활에서의 잘못된 습관 교정과 바른 자세 인식이 선행되어야 함을 확인하였다.

근육 특성 측정 결과, 목빗근은 실험군에서만 유의한 변화를 보였으며, 위 등세모근은 두 그룹 모두에서 유의하게 개선되었다. 이는 근전도 라이트 피드백 장치를 적용한 깊은목굽힘근 강화운동이 얇은목굽힘근의 보상 작용을 줄여주고 깊은목굽힘근을 효과적으로 활성화하도록 도움을 주었기 때문으로 생각된다. 또한 안정화 운동이 기슴근과 등 근육을 포함한 상부 근육군의 균형 회복에 기여하여 위 등세모근 근육 특성에도 긍정적인 영향을 미친 것으로 보인다.

결과적으로, 본 연구는 피드백 기반 안정화 운동이 머리전방자세와 관련된 목 주변 근육의 기능 회복에 유용함을 시사하며, 향후 연구에서는 일상생활에서의 피드백 적용 효과를 장기적으로 평가할 필요가 있다.

References

- [1] Nemmers TM, Miller JW, Hartman MD. Variability of the forward head posture in healthy community-dwelling older women. *J Geriatr Phys Ther.* 2009;32(1):10-4.
- [2] ShaghayeghFard B, Ahmadi A, Maroufi N, Sarrafzadeh J. Evaluation of forward head posture in sitting and standing positions. *Eur Spine J.* 2016;25(11):3577-82.
- [3] Ruivo RM, Pezarat-Correia P, Carita AI. Effects of

- a resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder posture in adolescents. *J Manipulative Physiol Ther.* 2017;40(1):1-10.
- [4] Harman K, Hubley-Kozey CL, Butler H. Effectiveness of an exercise program to improve forward head posture in normal adults: a randomized, controlled 10-week trial. *J Man Manip Ther.* 2005;13(3):163-76.
- [5] Falla DL, Jull GA, Hodges PW. Patients with neck pain demonstrate reduced electromyographic activity of the deep cervical flexor muscles during performance of the craniocervical flexion test. *Spine.* 2004;29(19):2108-14.
- [6] Fernández-de-las-Peñas C, Alonso-Blanco C, Cuadrado ML, et al. Trigger points in the suboccipital muscles and forward head posture in tension-type headache. *Headache.* 2006;46(3):454-60.
- [7] Cho SH, Kim SH, Park DJ. The comparison of the immediate effects of application of the suboccipital muscle inhibition and self-myofascial release techniques in the suboccipital region on short hamstring. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(1):195-7.
- [8] Kang JI, Jeong DK, Park SK, et al. Effect of self-stretching exercises on postural improvement in patients with chronic neck pain caused by forward head posture. *J Korean Soc Phys Med.* 2020;15(3):51-9.
- [9] Park SH, Jung SH. Effects of a complex exercise program using dynamic taping on patients with tension-type headache and chronic neck pain with forward head posture. *J. Korean soc. integr. med.* 2022;10(4):23-34.
- [10] Kang D, Oh T. Comparison of the muscle activity in the normal and forward head postures based on the pressure level during craniocervical flexion exercises. *J Kor Phys Ther.* 2019;31(1):1-6.
- [11] Yun SW, Kang JH. Effects of scapular dynamic stabilization exercise applying EMG biofeedback on upper trapezius, pectoralis major and serratus anterior activities. *JCIT.* 2017;7(4):159-64.
- [12] Huang HY, Lin JJ, Guo YL, et al. EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):267-74.
- [13] Vieira TM, Baudry S, Botter A. Young, healthy subjects can reduce the activity of calf muscles when provided with EMG biofeedback in upright stance. *Front Physiol.* 2016;7:158.
- [14] Jung JH, Kang TW. A convergence study of the effect of movement control exercise of hip joint using visual EMG biofeedback on hip rotators. *Journal of the Korea Convergence Society.* 2019;10(12):183-9.
- [15] Voorham JC, De Wachter S, Van den Bos TW, et al. The effect of EMG biofeedback assisted pelvic floor muscle therapy on symptoms of the overactive bladder syndrome in women: a randomized controlled trial. *Neurourol Urodyn.* 2017;36(7):1796-803.
- [16] Lluch E, Schomacher J, Gizzi L, et al. Immediate effects of active craniocervical flexion exercise versus passive mobilisation of the upper cervical spine on pain and performance on the craniocervical flexion test. *Man Ther.* 2014;19(1):25-31.
- [17] Kang JI, Baek SY, Jeong DK. Effects of McKenzie exercise on the neck muscles fatigue, and neck disability index in chronic neck pain patients. *J Korean Soc Phys Med.* 2019;14(4):93-101.
- [18] Manual I. Resistance Band & Tubing Instruction Manual. 2012.
- [19] Kim CS, Kim SG. The effect of strengthening on scapular stabilizer muscles for the rounded shoulders. *PNF & Mov.* 2013;11(2):49-56.
- [20] Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of three stretches for the pectoralis minor muscle. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15(3):324-30.
- [21] Jull GA, Falla D, Vicenzino B, et al. The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical

- flexor muscles in people with chronic neck pain. *Man Ther.* 2009;14(6):696-701.
- [22] Choi JU, Jeong YS, Kwong O. Effect of upper trapezius inhibition on round shoulder posture, upper trapezius muscle activity and neck disability index for adults with round shoulders. *Kor Acad Ortho Man Phys Ther.* 2020;26(1):9-18.
- [23] Kang D, Oh T. Comparison of the muscle activity in the normal and forward head postures based on the pressure level during cranio-cervical flexion exercises. *J Kor Phys Ther.* 2019;31(1):1-6.
- [24] Choi YJ, Hwang R. Effect of cervical and thoracic stretching and strengthening exercise program on forward head posture. *Jour of KoCon a.* 2011;11(10): 293-300.
- [25] Van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C et al. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9(1):1-11.
- [26] Ha NR, Shin HM, Kim MC et al. Effects of abdominal breathing and thoracic expansion exercises on head position and shoulder posture in patients with rotator cuff injury. *J Korean Soc Phys Med,* 2016;11(4):1-9.
- [27] Kocur P, Grzeskowiak M, Wiernicka M, et al. Effects of aging on mechanical properties of sternocleidomastoid and trapezius muscles during transition from lying to sitting position—a cross-sectional study. *Arch Gerontol Geriatr.* 2017;70:14-8.
- [28] Yeo SM, Kang H, An S, et al. Mechanical properties of muscles around the shoulder in breast cancer patients: intra-rater and inter-rater reliability of the myotonPRO. *PM R.* 2020;12(4):374-81.
- [29] Yong MS, Lee HY. Does forward head posture influence muscle tone, stiffness, and elasticity in university students?. *J Clin Med,* 2025;14(6):1888.
- [30] Chung, JW, Lee, KB. The effects of EMG biofeedback training on shoulder pain and muscle tone of upper trapezius in patients with spinal cord injury. *J Clin Mov Sci Human,* 2015;19(1), 25-30.