

첨부는 2021년 국제 뇌 연구기구 IBRO (International Brain Research Organization)에 게재된 연구자료 논문으로 네오센서리 제품의 성능 및 기능을 객관적으로 입증할 수 있는 번역 자료입니다.

Michael V. Perrotta, ^a Thorhildur Asgeirsdottir ^a and David M. Eagleman ^{a,b*}

^a Neosensory, 4 West 4th Street, Suite 301, San Mateo, CA 94402, USA

^b Department of Psychiatry and Behavioral Sciences, Stanford University, 401 Quarry Road, Stanford, CA 94304, USA

피부의 진동패턴을 통한 소리 해독 (Deciphering Sounds Through Patterns of Vibration on the Skin)

요약

감각 대체는 비정형 감각 경로를 통해 뇌에 정보를 공급하는 개념을 나타냅니다. 우리는 여기에서 참가자(청각 장애인 및 난청)가 손목 피부의 진동의 시공간 패턴으로 알고리즘적으로 번역된 소리를 식별하는 방법을 배울 수 있는 정도를 조사했습니다.

세 가지 대안이 있는 강제 선택 과제에서 참가자들은 단순히 피부 진동의 공간적 패턴으로 최대 95%, 평균 70%의 자극을 식별할 수 있었습니다. 한 달 동안 성능이 크게 향상되었습니다.

더 어린 참가자들은 더 높은 점수를 받는 경향이 있었는데, 아마도 더 높은 뇌 가소성(brain Plasticity), 더 민감한 피부 또는 더 나은 디지털 게임 기술 때문일 수 있습니다.

한 단어의 소리를 나타내는 패턴을 피부에 표시한 다음 두 번째 단어의 소리를 나타내는 패턴 판별에서도 유사한 결과를 얻었습니다.

참가자들은 단어가 같은지 다른지 대답했습니다.

최소 차이의 단어(예: 'house' 및 'mouse'와 같이 하나의 음소로만 구별됨)의 경우 최고의 성능은 83%(평균 62%)인 반면 최소 구분차이가 아닌 단어(예: 'house' 및 'zip'의 경우) 최고의 성능은 100%(평균 70%)였습니다.

종합적으로, 이러한 결과는 참가자가 청각 자극을 해석하기 위해 피부 채널을 사용할 수 있음을 보여주며, 청각 장애인 및 난청 커뮤니티를 위한 저비용의 착용 가능한 감각 대체의 길을 열어줍니다.

2021 IBRO Elsevier Ltd의해 발행됨: 모든권리 소유.

핵심어(Keyword): 감각대체, 햅틱, 소리 식별, 청력 상실, 이명, 난청

머리말(Introduction)

다른 감각 경로를 통해 감각 정보를 전달하는 방법인 감각 대체는 수십 년 동안 문서화되었습니다(Eagleman, 2020).

일반적으로 여기에는 비디오 피드의 시각 정보를 피부에 닿는 터치(Bach-y-Rita et al., 1969), 혀에 대한 터치(Danilov and Tyler, 2005; Grant et al., 2016)로 변환하는 작업이 포함됩니다. (Amedi et al., 2007; Auvray et al., 2007; Ward and Meijer, 2010; Striem-Amit et al., 2012) 이러한 접근 방식을 통해 시각 장애인 사용자는 시각적 개체와 장면을 식별하는 방법을 배울 수 있습니다.

균형 장애를 완화하기 위한 균형 대 접촉(Tyler et al., 2003) 및 신경 손상이 있는 사람에게 신체 감각을 제공하는 접촉 대 접촉(예: 나병; Bach-y-Rita, 1999) 또는 의수를 사용하는 사람(Riso, 1999).

청각 상실 및 난청을 돕기 위해 소리 대 촉각 감각 대체 장치도 개발되었습니다.

그러나 이전 버전은 크기와 계산 속도가 제한되었습니다.

이러한 장치는 다른 방법으로는 할 수 없는 감각 정보에 액세스할 수 있도록 하여 감각 장애가 있는 사람들을 도울 수 있습니다. 감각 대체가 실험적으로 효과적이기는 하지만, 사이즈, 비용, 착용의 불편함 등으로 실용성이 떨어지는 단점이 있다(Bach-y-Rita, 1983; Maidenbaum et al., 2014).

이러한 관점에서 우리는 4개의 진동 모터로 구성된 손목 밴드, 소리를 캡처하는 마이크, 실시간으로 오디오를 시공간 패턴으로 변환하는 정교한 처리 시스템과 같은 실용적이고 편리한 감각 대체 장치를 개발했습니다.

아래의 방법과 Novich 및 Eagleman(2015)에 자세히 설명되어 있습니다. 이 접근 방식을 사용하면 청각장애인 또는 난청이 있는 참가자는 진동만으로 소리 범주를 식별하는 방법을 배울 수 있습니다.

우리는 여기에서 소리 대 촉각 대체 장치로서 이 장치의 효능을 테스트합니다. 우리는 손목에 착용하고 단 4개의 모터를 포함하는 그러한 장치가 유사한 진동 패턴을 구별하고 진동에서 소리 범주를 식별하는 방법을 배울 수 있을 만큼 충분한 정보를 사용자에게 전달할 수 있는지 여부를 정량화하기 시작했습니다.

감각 대체 장치로 향상된 성능은 아마도 신경가소성 변화에 의존한다는 것을 알고 있습니다 (Rauschecker, 1995; Bach-y-Rita 및 Kercel, 2003; Bach-Y-Rita, 2004; Bubi et al., 2010; Proulx et al., 2014 ; Eagleman, 2020) 그리고 장치의 실제 사용이 여기에서 유용해야 한다고 가정하고 우리는 한 달 동안 청각장애인 및 난청 참가자를 테스트하고 이 기간 동안 손목 밴드를 집으로 가져가서 사용할 수 있도록 했습니다. 그러나 그들은 일상 생활에서 원했습니다. 여기에서 참가자의 성능을 분석하여 사용자가 소리를 식별하고 유사한 진동 패턴을 구별할 수 있는지 여부를 평가합니다.

실험 절차(Experimental Procedures)

참가자 구성

우리는 18 명의 참가자(남성 8 명) 연령대 23~84 (중앙값=59) 를 테스트했습니다. 참가자는 손목 밴드에 대한 사전 경험이 없었으며, 모든 참가자는 심각하거나 심한 청력 손실을 가졌습니다. 3 명의 추가 참가자가 연구가 끝나기 전에 중도 탈락했습니다. 그들의 데이터는 이 분석에 포함되지 않습니다.

18 명의 참가자의 인구 통계 데이터는 표 1 에 나와 있습니다.

표 1. 인구 통계 데이터. 청력 상실 연령은 참가자가 청력을 상실하기 시작한 연령(또는 참가자가 청각 장애 또는 청력 상실을 갖고 태어난 경우 0)을 나타냅니다.

입술 읽기 자체 평가는 참가자가 보고한 입술 읽기 능력 수준을 나타내며 1은 '매우 나쁨'이고 7은 '매우 좋음'입니다.

ASL 사용량은 참가자가 친구, 가족 및 미국 수화(ASL)를 사용하여 보고한 금액을 나타냅니다. 여기서 1은 '전혀 없음'이고 5는 '매우 많음'입니다.

Tech는 참가자가 현재 보청기(HA), 인공와우(CI) 또는 둘 다 사용하지 않음(없음)을 나타냅니다. 난청 값은 왼쪽 귀와 오른쪽 귀의 6개 순음에서 난청의 데시벨입니다. 청력 손실 값은 인공와우 또는 보청기 없이 측정됩니다. 90dB의 청력 손실은 테스트가 감지할 수 있는 가장 많은 청력 손실의 양이며 90dB 이상의 청력 손실을 나타냅니다.

	Age	Hearing loss age	Lip reading self-rating	ASL usage	Tech	Hearing loss (dB)											
						250 Hz		500 Hz		1000 Hz		2000 Hz		4000 Hz		8000 Hz	
						L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
B1	23	4	4	5	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B2	32	12	6	5	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B3	35	3	5	1	HA	90	53	90	60	90	59	90	52	90	60	90	90
B4	39	0	7	5	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B5	42	0	5	5	HA	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B6	53	14	5	1	HA	27	18	34	36	41	39	63	37	90	34	90	90
B7	54	45	5	2	HA	14	10	21	20	33	42	63	57	48	42	35	33
B8	56	32	6	1	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B9	58	6	7	2	HA	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B10	59	40	6	1	HA	90	90	90	40	90	90	90	90	90	90	90	90
B11	59	5	1	3	CI	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B12	59	0	6	5	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B13	62	4	7	5	HA	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B14	62	57	5	1	None	12	4	17	14	24	24	45	38	47	41	29	18
B15	66	3	1	4	None	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B16	69	24	6	2	HA	90	90	90	90	90	71	90	90	90	90	90	90
B17	80	17	7	3	CI	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
B18	84	75	4	1	HA	22	22	38	18	46	30	48	38	90	90	90	90

손목 밴드(Wristband)

기기. Neosensory Buzz 밴드는 스트랩(밴드)에 내장된 4개의 진동 모터로 구성되어 있습니다. (그림 1A). 모터는 175Hz에서 사인파로 진동하는 선형 공진 액추에이터(LRA)이며(다양한 진동 강도에서 기본 및 고조파 주파수를 측정하여 확인)

30ms 이내에 진폭의 0%에서 50%까지 상승합니다.

일관성 없는 진동을 유발할 수 있는 낮은 전압을 피하기 위해 최소 강도를 설정했습니다. 모터 진폭은 8비트 정밀도로 제어할 수 있습니다. 즉, 모터는 256가지 다른 진폭으로 제어할 수 있습니다. 가장 높은 진폭에서 각 모터는 1.7GRMS(16.6m/s²)로 진동합니다. 모터는 소형 및 대형 손목 밴드 크기에 대해 각각 18.2mm 및 19.2mm의 거리에서 서로 분리되어 있습니다(중심 간 거리). 각 모터 패드는 8.2mm x 8.5mm 크기의 직사각형 영역에서 착용자의 피부와 접촉합니다.

손목 밴드의 상단에는 전원 버튼, 사용자 설정 버튼, 마이크 및 마이크로 컨트롤러가 포함된 모듈이 있습니다.

마이크는 16ms 어구단위로 오디오를 캡처하고 각 16ms 오디오 어구를 마이크로 컨트롤러로 보냅니다. 마이크로 컨트롤러는 Neosensory의 sound-to-touch 알고리즘을 통해 오디오 데이터를 처리하고 알고리즘의 출력에 따라 모터를 진동시킵니다.

소리 정보를 진동으로 변환하는 유사한 접근 방식이 이전에 연구되었습니다. 예를 들어, Fletcher et al. (2019)는 진동 신호가 인공 와우와 함께 사용될 때 음성 인식을 증가시킬 수 있음을 발견했습니다.

Fletcher et al. 는 진동하는 모터의 진동 주파수(50Hz에서 230Hz)를 변경하여 음의 주파수를

나타내었지만, 본 연구에 사용된 모터는 일정한 주파수로 진동하는 반면 손목의 물리적 공간에 걸쳐 오디오의 주파수 정보를 나타냅니다. 우리의 모터는 피부가 가장 낮은 임계값을 갖는 진동 주파수인 175Hz에서만 진동합니다.

(즉, 가장 높은 감도; Verrillo, 1980).

그림 1. 신감각 버즈. (A) 스트랩에 4개의 진동 모터가 내장된 밴드. (B) Neosensory Buzz에 의해 포착된 소리는 진동하는 모터를 통해 재생됩니다. 4개의 모터가 연속적인 주파수 공간을 나타낼 수 있도록 햅틱 착시(Haptic illusion)가 사용됩니다.

햅틱 착시 현상은 인접한 두 개의 모터를 켤 때 두 모터 사이에 착시점이 느껴지는 현상이다. 진동의 인지된 위치는 300~7500Hz 사이의 소리를 나타냅니다. 주파수 공간은 대수적(對數-logarithmically)으로 조정됩니다.



알고리즘(Algorithm)

이 알고리즘은 주파수 기반이며, 이산 푸리에(Fourier) 변환을 사용하여 300Hz에서 7500Hz까지의 빈에 있는 사운드에 존재하는 다양한 주파수의 진폭을 분석합니다(그림 1B). 업데이트된 주파수 진폭은 16ms마다 계산됩니다. 이 기간은 환경 소리의 빠른 시간적 차이를 캡처하기에 충분히 짧지만 다음 프레임 전에 모터가 목표 진동 진폭에 도달할 수 있도록 충분히 긴 기간입니다. 주파수 진폭을 계산한 후 알고리즘은 손목 밴드에 표시되어야 하는 주파수(있는 경우)를 선택합니다(주어진 16ms 프레임에 대해 두 개 이상의 주파수가 표시되지 않음). 알고리즘은 자체 실행 평균보다 높은 한 진폭이 가장 큰 주파수를 선택합니다.

즉, 주파수 빈이 주어진 프레임에서 가장 큰 진폭을 포함하지만 실행 평균의 진폭보다 작은 경우 다음으로 가장 큰 주파수 빈이 알고리즘에 의해 대신 선택됩니다. 임의의 빈에 대한 실행 평균은 0.03의 평활 계수를 사용하여 지수 평활을 사용하여 계산되므로 실행 평균은 33 프레임(또는 1.056초)에서 새 값의 63%에 도달합니다.

이로 인해 밴드가 AC 장치와 같이 일정하고 큰 웅웅거리는 소리를 나타내지 않습니다. 주파수 빈의 진폭도 최소 20dB SPL(음압)이어야 합니다.

진동의 진폭은 선택한 주파수 빈의 진폭과 관련이 있습니다. 최소 진폭 진동은 해당 주파수 빈의 실행 평균 바로 위의 주파수 빈 진폭에 해당합니다.

최대 진동 진폭은 알고리즘의 현재 동적 한도에 해당하며, 이는 모든 주파수 빈에서 최근 사운드의 진폭을 기반으로 하는 변화하는 값입니다.

큰 소리가 나면 다이내믹 한도가 그 큰 소리의 레벨까지 올라갔다가 점차 떨어집니다(소리가 더 이상 크지 않은 경우).

이 동적 상승한계를 통해 조용한 환경의 조용한 소리는 상당한 진폭으로 느낄 수 있지만 시끄러운 환경의 동일한 조용한 소리는 약한 것으로 등록됩니다. 이것은 동적 범위 압축과 비슷합니다.

최소값과 최대값 사이의 모든 진동 진폭은 지수 곡선에서 조정됩니다. 이것은 Weber의 법칙(Geldard, 1957)을 설명하기 위한 것으로 참가자가 차이를 인식하려면 두 개의 높은 진폭의 자극이 두 개의 낮은 진폭의 자극보다 더 큰 진폭의 차이를 필요로 합니다.

그런 다음 알고리즘은 잘 알려진 햅틱 착시를 활용하여 수행되는 256개의 다른 공간 위치 중 하나에 주파수를 매핑하여 이 주파수와 진폭을 모터 출력으로 변환합니다(Ailles, 1970; Rahal et al., 2009; Luzhnica et al., 2017). 구체적으로, 착시 위치는 모터가 그 지점에 직접 위치하지 않는 경우에도 밴드 착용자가 느끼는 손목 상의 지점이다. 착용자가 두 모터 사이의 한 지점이 진동하는 것처럼 느낄 수 있도록 특정 진폭에서 착시 위치의 양쪽에 하나씩 두 개의 모터를 켜서 이러한 착시 위치를 자극합니다.

주파수 범위는 대수 공간의 손목 밴드에 표시됩니다(그림 1B 참조). 이것은 더 높은 주파수에 비해 더 낮은 주파수에서 더 많은 공간 정밀도를 제공합니다. 이 매핑은 인간이 200Hz 톤, 400Hz 톤, 800Hz 톤 및 1600Hz 톤이 균일한 간격으로 인식되도록 로그(logarithmic) 스케일에서 주파수를 인식하기 때문에 선택되었습니다. 이 알고리즘은 매우 다른 소리가 매우 다르게 느껴지고 매우 유사한 소리가 매우 유사하게 느껴지도록 환경 소리를 표현하는 것을 목표로 이러한 방식으로 설계되었습니다.

테스트(Tests)

세션. 각 참가자는 0일(손목 밴드를 처음 받은 날), 14일, 28일의 세 번 실험실에 왔습니다. 각 세션 동안 참가자는 최소 임계값 작업, 패턴 판별 작업, 및 소리 식별 작업. 참가자들은 모든 모터 패드가 피부에 닿도록 손목 밴드를 꼭 맞으면서도 편안하게 착용하도록 지시했습니다. 연구 과정이 끝나면 참가자들은 인구 통계학적 설문지와 청력 테스트도 완료했습니다. 세션 사이에 참가자들은 손목 밴드를 집으로 가져갔고 매일 최소 4시간 동안 착용하는 한 원하는 만큼 손목 밴드를 착용하도록 지시했습니다. 위약 효과(placebo-effect)가 불가능하기 때문에 이 연구에는 통제 조건이 포함되지 않았습니다.

인구통계. 참가자들은 성별, 연령 및 청력 상실 프로필에 대한 설문지를 작성했습니다(예: 언제 청력을 잃었는지, ASL을 사용하여 친구 및 가족과 대화하는 시간).

청력도. Mimi 청력 테스트(apps.apple.com)와 Beyerdynamic Aventho 유선 온이어 헤드폰을 사용하여 참가자의 청력 손실을 측정했습니다. 각 참가자의 데이터는 표 1에 나와 있습니다.

소리 식별. 참가자들은 다음과 같은 작업을 수행했습니다. 손목의 진동 패턴을 기반으로 소리를 식별할 수 있는지 확인합니다. 각 시험에서 팔찌는 1.6초에서 7.2초 사이에 지속되는 진동 패턴을 나타냈습니다(모든 파일 및 해당 기간 목록은 보충 자료 표 S1 참조)

진동을 일으키는 가청 소리가 재생되지 않았습니다. 대신 작업 전에 오디오 녹음에서 적절한 진동 패턴을 구성하고 Bluetooth를 통해 손목 밴드로 전송했습니다. 그런 다음 참가자는 패턴과 일치한다고 믿는 세 가지 옵션(예: 개 짖는 소리, 사이렌, 흐르는 물) 목록에서 하나를 선택했습니다. 이 목록은 참가자가 진동을 느끼기 시작하자마자 볼 수 있었습니다. 참가자가 대답하면 어떤 대답이 정답인지 보여줍니다.

진동 패턴(모터 활성화)은 sound-to-touch 알고리즘을 통해 다른 소리의 오디오 녹음을 전달하여 생성되었습니다(그림 2). 소리는 아기 울음 소리, 자동차 경적 소리, 자동차 추월 소리, 박

수, 시계 알람, 기침, 개 짖는 소리, 문 노크, 웃음, 벨소리, 흐르는 물, 사이렌, 연기 경보 및 말하기의 14개 소리 범주 목록에서 선택되었습니다.

14개의 사운드 카테고리 각각에는 총 70개의 오디오 녹음에 대해 5개의 사운드 녹음이 연관되어 있으며, 각각은 진동 패턴으로 변환되었습니다.

각 시도에서 대상 사운드 범주에 대한 5가지 패턴 중 하나가 선택되어 참가자가 정확히 동일한 진동 패턴을 다시 만나지 않고 대신 주어진 사운드 범주에 대해 유사하지만 다른 진동 패턴이 제시되었습니다.

참가자들은 3개의 세션 각각에서 소리 식별 작업의 56개 시도를 완료했습니다. 14개의 소리는 각 세션마다 정확히 4번의 시도에서 정답이 되도록 시도 전체에 고르게 분포되었습니다. 나머지 13개의 소리 중에서 2개의 오답을 무작위로 선택했습니다.

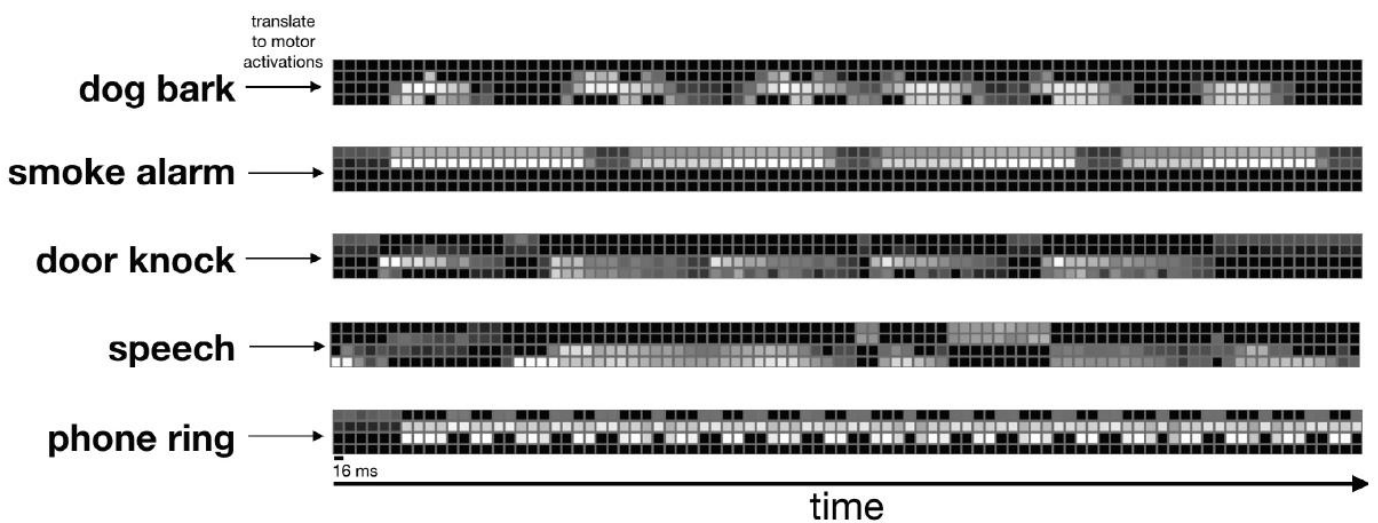


그림 2. 소리 식별 작업. 사운드 파일은 알고리즘에 따라 모터 활성화 패턴으로 변환되었습니다. 두 개의 모터가 활성화되면 그 위치 사이의 환상적 위치가 감지됩니다. 70개 자극의 5개 예가 표시됩니다.

패턴 판별(Pattern Discrimination)

참가자들은 손목에서 다른 패턴의 진동을 구별할 수 있는지 여부를 결정하는 작업을 수행했습니다. 각 시험에서 참가자는 진동 패턴 사이에 300-600ms의 침묵이 있는 1초의 두 가지 진동 패턴이 제공되었습니다.

참가자는 두 개의 진동 패턴이 동일한지 다른지 답했습니다. 피드백은 참가자에게 자신의 대답이 맞거나 틀렸는지 여부를 알려줍니다.

진동 패턴은 음성 대 터치 알고리즘을 통해 음성 단어의 오디오 녹음을 오프라인으로 전달하고 각 단어의 오디오 녹음과 관련된 모터 출력을 캡처하여 생성되었습니다(그림 3).

시도의 절반에 대해 두 개의 진동 패턴이 동일했습니다(즉, 단일 단어의 동일한 오디오 녹음에서 생성됨). 나머지 절반의 경우 두 가지 다른 단어의 오디오 녹음에서 두 가지 진동 패턴이 생성되었습니다. 이러한 시도 중 절반은 '최소 차이단어'이었고 절반은 '비최소 차이단어'이었습니다. "최소 차이단어" 시험에서 진동 패턴을 생성하는 데 사용된 두 단어는 음소 하나(예: bees/cheese, rip/zip, bad/bed)만 서로 다릅니다. 각 최소차이 단어 시도에 대해 262개의 최소 차이단어 중 하나가 무작위로 선택되었습니다.

최소 차이단어가 아닌 시도에서 진동 패턴을 생성하는 데 사용된 두 단어는 262개의 최소 차이 단어를 구성하는 524개 단어에서 무작위로 선택되었습니다(예: bees/zip 또는 rip/bed). 단어

목록, 각 단어에 대한 각 오디오 파일의 지속 시간 및 최소차이 단어 목록은 보충 자료 표 S2 및 S3을 참조하십시오.

단어가 서로 유사한 진동 패턴을 생성하는 데 사용되었지만 이 작업은 참가자의 음성 이해 능력을 테스트하는 것을 목표로 하지 않습니다. 대신, 과제는 참가자가 유사한 두 가지를 구별하는 능력을 결정하는 것을 목표로 합니다.

그러나 다른 패턴. 최소한의 단어와 최소차이가 아닌 단어를 사용하여 패턴 식별의 두 가지 수준을 간단하게 테스트할 수 있습니다.

그러나 참가자들은 패턴이 블루투스를 통해 조용히 전달되었기 때문에 자신이 느끼고 있는 패턴이 단어라는 것을 인식하지 못했다는 점에 유의하는 것이 중요합니다.

즉, 참가자는 자신이 구별하는 패턴에 대해 아무것도 몰랐고, 이는 이 알고리즘이 참가자가 음성을 식별할 수 있는지 여부를 테스트하지 않았기 때문입니다.

오히려 우리는 패턴의 기원에 관계없이 패턴을 식별할 수 있는 정도를 수량화했을 뿐입니다. 참가자들은 세 세션 각각에서 패턴 판별 작업의 60회 시도를 완료했습니다.

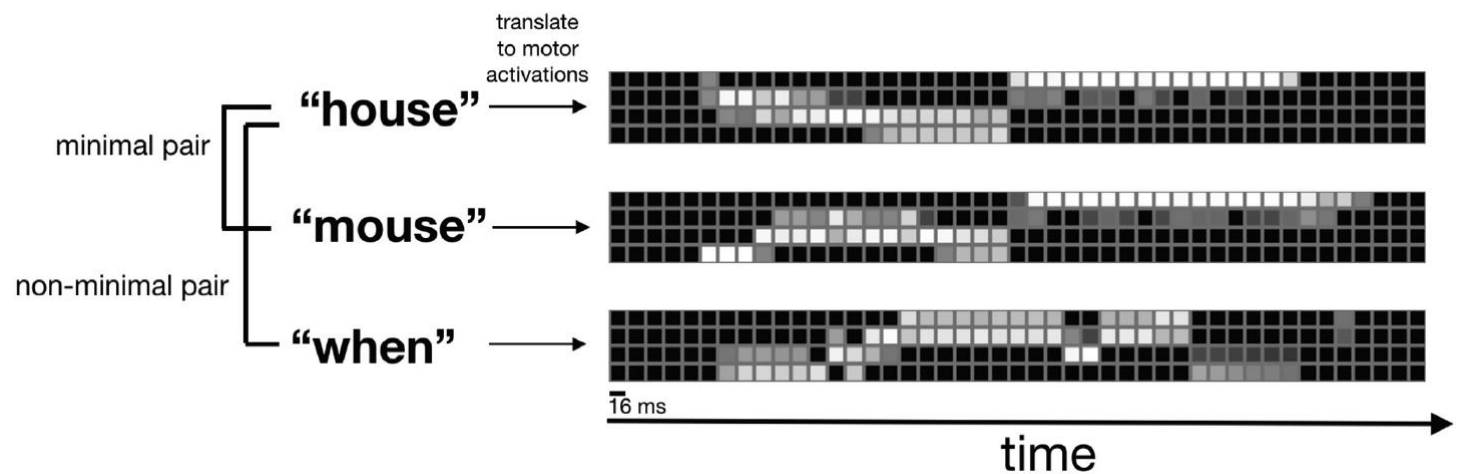


그림 3. 패턴 판별 작업. 음성은 밴드에서 일련의 운동 활성화로 변환됩니다. 524 자극의 세 가지 예가 표시됩니다.

최소 임계값 (Minimum threshold)

참가자들은 피부에서 감지할 수 있는 가장 낮은 진동 진폭을 결정하는 작업을 수행했습니다. 이 작업에서 참가자들은 손목의 한 위치에서 진동 펄스를 느꼈습니다. 펄스의 길이는 각각 32ms이고 300ms로 분리되었습니다. 참가자는 진동을 느낄 수 있는 즉시 버튼을 길게 누르고 맥동 진동이 너무 약해져서 느낄 수 없게 되면 버튼에서 손을 떼도록 지시했습니다.

버튼을 누르면 진동이 덜 강해졌습니다. 버튼을 누르지 않으면 진동이 더 강해졌습니다.

그림 4는 참가자가 진동을 느낄 수 있거나 느낄 수 없음을 나타낼 때 진동 진폭이 어떻게 변하는지 보여줍니다. 참가자가 버튼을 누르거나 놓을 때마다 각 진폭 간의 변화량이 감소하여 진동이 느껴지는 시점을보다 정확하게 나타낼 수 있는 기회를 제공했습니다. 참가자가 버튼을 6번 눌렀다 놓으면 시험이 종료됩니다.

주어진 시험에 대한 최소 임계값은 참가자가 버튼을 눌렀다 놓은 진폭의 평균으로 계산되었습니다. 이 평균은 처음 세 번의 프레스 및 릴리스를 제외하고 마지막 세 번의 프레스 및 릴리스만 포함합니다(그림 4에서 빨간색 플러스로 표시됨). 참가자가 감각에 느리게 반응하여 발생하는 오류를 줄입니다.

각 참가자의 5개 위치에 대한 최소 임계값을 수량화했습니다. 위치 중 3개는 손목 밴드의 개별 모터였고 나머지 2개는 2개의 모터를 동시에 진동시켜 생성된 "착시 위치"였습니다(위의 알고리

증 섹션 참조). 참가자의 최종 최소 임계값은 5개 위치 모두에서 최소 임계값의 평균으로 계산되었습니다.

최소 임계값 진폭은 GRMS(제공 평균 제공근 가속도)로 측정됩니다. 최대 진폭에서 손목 밴드는 1.7GRMS에서 진동합니다.

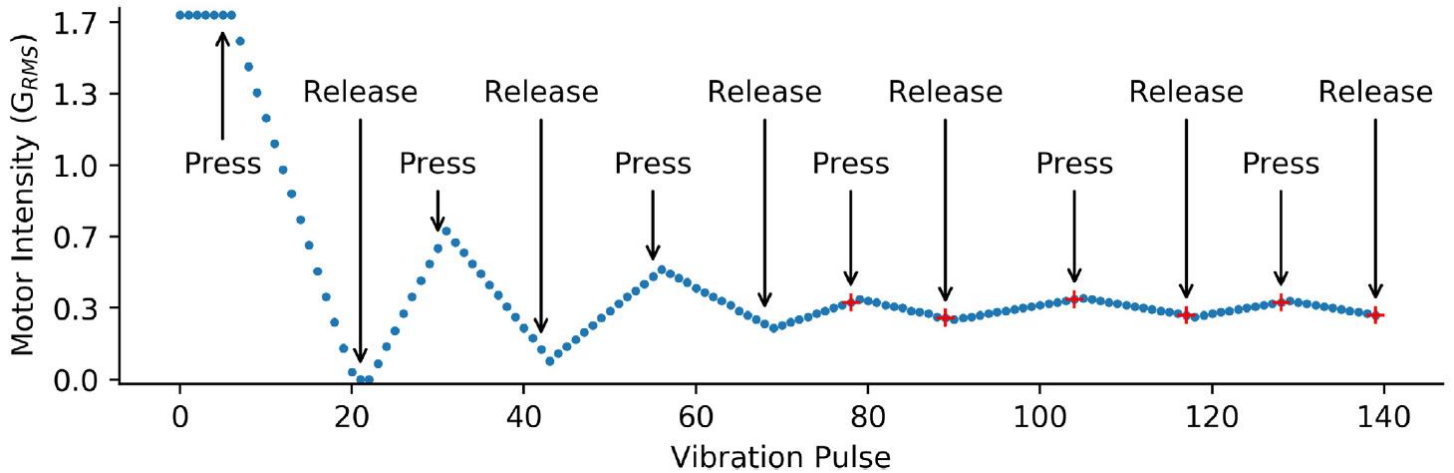


그림 4. 최소 임계값 테스트 - 대표적인 예. 진동하는 일련의 진동이 주어졌을 때 참가자들은 진동이 느껴질 만큼 강할 때 버튼을 길게 누르고 진동이 너무 약하여 느낄 수 없을 때 버튼을 땁니다. 진동은 버튼을 눌렀을 때 약해지고 손을 떼면 더 강해졌습니다. 진동 진폭의 변화율은 시험 내내 감소했습니다. 6개의 빨간색 십자가는 단일 시험에 대한 참가자의 최소 임계값을 결정하기 위해 평균화된 값을 나타냅니다. (이 그림 범례의 색상 참조에 대한 해석을 위해 독자는 이 기사의 웹 버전을 참조하십시오.)

기관 검토위원회 (Institutional Review Board)

연구 프로토콜은 Association for Accreditation of Human Research Protection Programs, Inc.의 인증을 받은 독립 기관 검토 위원회인 Solutions IRB의 승인을 받았습니다. 모든 피험자는 헬싱키 선언에 따라 서면 동의서를 제공했습니다.

결과 (RESULTS)

소리 식별(Sound Identification)

놀랍게도 첫 번째 세션에서는 참가자 18명 중 11명이 이러한 소리를 진동 패턴으로 느끼는 것만으로도 62% 이상의 소리를 식별할 수 있었습니다.

참가자가 세 세션 중 하나에서 받은 가장 높은 점수는 94.6%(기회 수행은 33.3%)였습니다(그림 5A).

한 달 동안 상당한 개선이 있었습니다. 참가자의 현재 세션 및 연령(formula=user_correct session+age)을 사용하여 주어진 시험에서 참가자 성과를 예측하기 위해 로지스틱 혼합 모델(ML 및 Nelder-Mead 옵티마이저를 사용하여 추정)을 적합합니다.

모델은 무작위 효과로 참가자의 ID를 포함했습니다(공식= 1 | user_id). 표준화된 버전의 데이터 세트에 모델을 피팅하여 표준화된 매개변수를 얻었습니다. 이 모델 내에서 세션 수는 성과와 양의 상관관계가 있고(베타=0.24, SE=0.05, 표준 베타=0.19, p<0.001) 연령 효과는 음의 상관관계가 있습니다(베타=0.02, SE=8.49e 03, 표준 베타= 0.28, p<0.05).

우리는 또한 청력 상실 발병 시 참가자의 나이로 주어진 시험에서 참가자 수행을 예측하기 위해 로지스틱 혼합 모델을 적합합니다. 그러나 유의미한 효과는 발견되지 않았다.

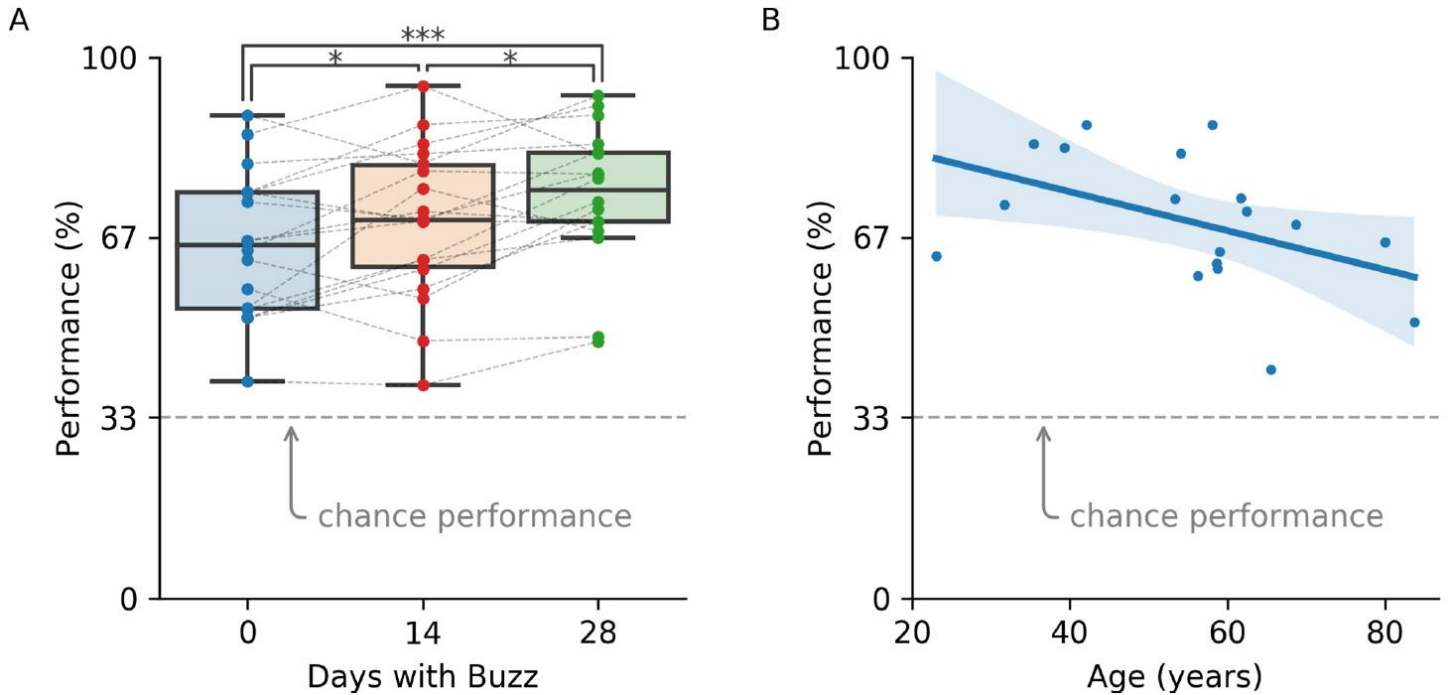


그림 5. 소리 식별 성능. (A) 참가자는 28일째에 0일보다 훨씬 더 높은 점수를 받았습니다($p < 0.001$). 상자 그림은 상자 외부의 사분위수 범위의 1.5배 이상 떨어지는 것으로 정의된 이상값과 함께 Tukey의 원래 구성(McGill et al., 1978)을 사용합니다. (B) 나이가 많은 참가자는 젊은 참가자보다 점수가 낮습니다($p = 0.028$). 세 세션 동안의 평균 성능입니다. 음영 영역은 선형 회귀에 대한 95% 신뢰 구간을 보여줍니다.

패턴 판별(Pattern Discrimination)

우리는 참가자들이 손목 밴드를 통해 연주되는 유사한 진동 패턴을 구별할 수 있다는 것을 발견했으며, 한 참가자는 최소가 아닌 쌍 시도에서 평균 87.8%를 기록했습니다(그림 6A). 두 가지 대안이 있는 강제 선택 작업이기 때문에 참가자는 패턴(즉, 기회)을 구별할 수 없는 경우 50%의 점수를 받을 것으로 예상됩니다.

참가자는 최소 및 최소차이가 아닌 단어조건(단축, 단일 표본 학생 t-검정: 최소차이가 아닌 단어 $t(17) = 8.61$, $p < 0.001$, 최소 쌍 $t(17) = 6.69$, $p < 0.001$).

참가자들은 최소차이 단어 실험보다 최소차이가 아닌 단어 실험에서 유의하게 더 높은 점수를 받았습니다($t(17) = 3.78$, $p < 0.001$). 첫 번째 세션에서 세 번째 세션까지 통계적으로 유의한 점수 향상을 측정하지 않았습니다. 따라서 우리는 세 가지에 걸쳐 데이터를 평균화했습니다.

세션(0일, 14일, 28일). 더 긴 사용 기간이 차별을 개선하는지 여부는 추가 연구가 결정될 것입니다.

두 가지 다른 진동 패턴이 단일 시도 내에서 길이가 다를 수 있기 때문에(모든 시도에 대한 평균 지속 시간 차이는 94ms임), 두 가지의 길이 사이에 0ms 차이가 있었던 '다른' 실험에서 참가자의 점수를 조사했습니다. 패턴. 0ms 기간 차이가 있는 235개의 시도 중 131개의 시도가 올바르게 응답되었습니다.

단축 이항 검정은 기간의 차이 없이 시행에 올바르게 응답할 확률이 확률보다 유의하게 더 크다는 것을 보여줍니다($x = 131$, $n = 235$, $p = 0.0448$).

우리는 또한 패턴 판별 작업에서 연령과 수행 간의 관계를 조사했습니다. 알파 값 0.05에서 유의한 상관 관계를 찾지 못했습니다($r(16) = 0.31$, $p = 0.075$, 그림 6B).

그러나 데이터는 일반적으로 나이가 많은 참가자가 더 낮은 점수를 받을 가능성이 있음을 시사합니다.

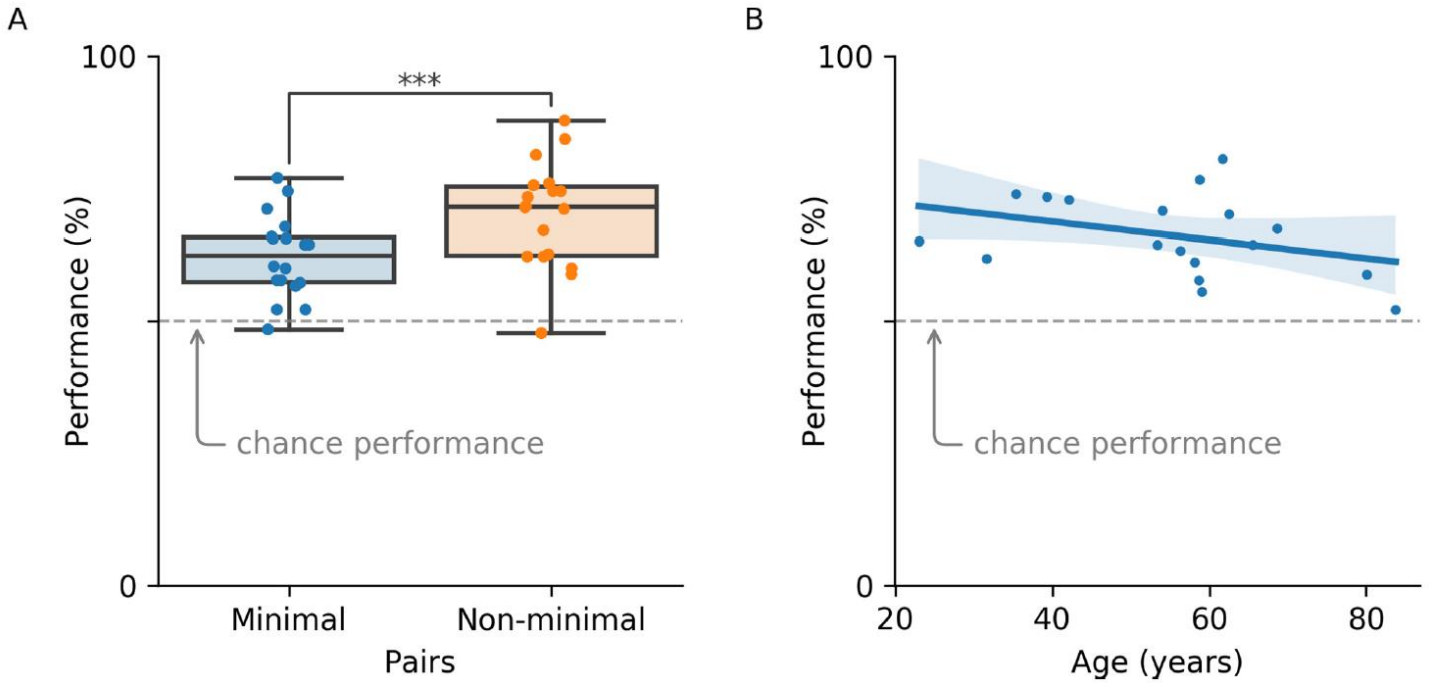


그림 6. 패턴 판별 성능. (A) 참가자는 최소차이 단어보다 최소차이가 아닌 단어에서 유의하게 더 높은 점수를 받았습니다($p < 0.001$). (B) 나이가 많은 참가자는 젊은 참가자보다 점수가 낮은 경향이 있습니다 (유의하지 않음, $p = 0.075$).

최소 임계값 (Minimum threshold)

세 세션에 걸쳐 평균 최소 임계값 점수를 취했을 때 최소 임계값과 연령 사이에 유의미한 상관 관계를 찾지 못했습니다($r(16) = 0.29$, $p = 0.122$; 단측; 그림 7).

우리는 또한 최소 임계값과 사운드 식별 성능 사이에 유의미한 상관 관계를 찾지 못했습니다. ($r(16) = 0.31$, $p = 0.11$; 단측) 또는 패턴 판별($r(16) = 0.43$, $p = 0.04$; 단측).

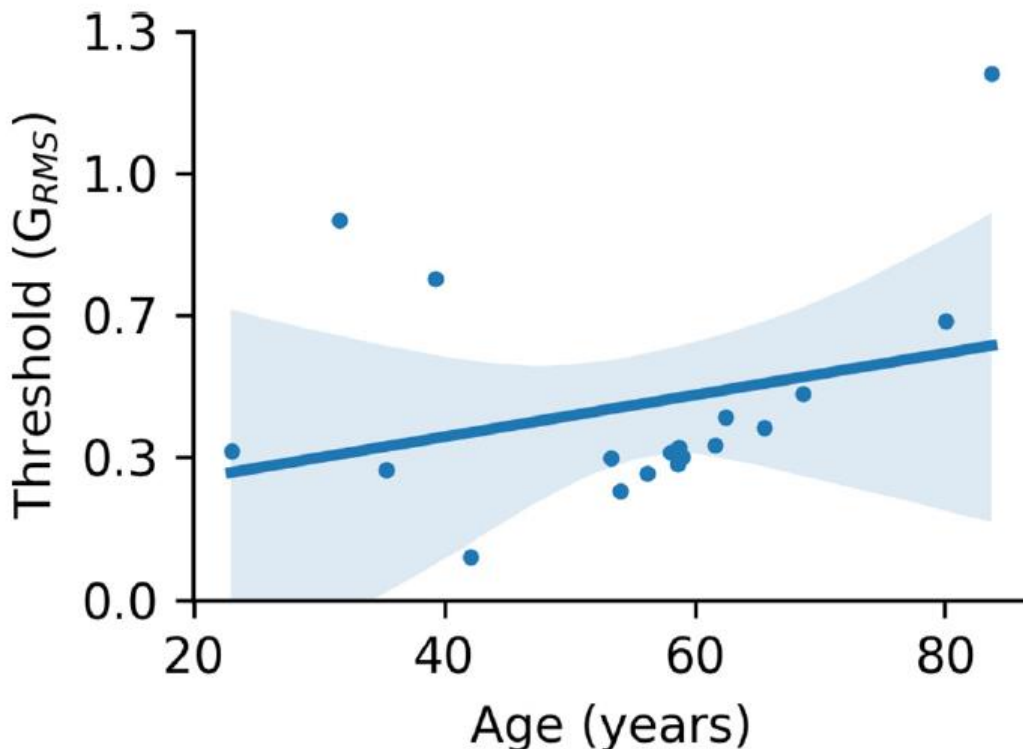


그림 7. 최소 임계값. 나이가 많은 참가자는 젊은 참가자보다 최소 임계값 진폭이 더 높은 경향이 있었습니다(유의하지 않음, $p = 0.122$).

논의(DISCUSSION)

이 연구의 목적은 실용적인 sound-to-touch 감각 대체 장치를 조사하는 것입니다. 우리의 결과는 청각장애 및 난청 참가자가 손목의 진동을 느껴 소리 범주를 식별할 수 있으며 어떤 경우에는 소리 식별의 세 가지 대안 강제 선택 과제에서 거의 완벽하게 점수를 얻을 수 있음을 보여줍니다.

또한 참가자들은 일상 생활에서 소리에 밴드를 착용 한 경험이 있기 전에도 첫날에 기회를 초과하여 수행했습니다. 그런 다음 시간이 지남에 따라 성능이 크게 향상되었습니다.

일부 참가자는 난청으로 태어났고 신호음의 일부를 들어 본 적이 없지만 그럼에도 불구하고 높은 점수를 받았습니다. 이것은 (1) 청각 장애인이 다중 모드 신호(예: 문 노크 보기)를 통해 소리에서 나오는 청각 신호의 감각을 얻을 수 있고 (2) 참가자가 손목 밴드를 착용하여 새로운 청각 정보에 대해 배울 수 있기 때문일 수 있습니다. 이 연구에 참여한 달의 과정입니다.

패턴 판별 테스트에서 참가자는 단일 음소(최소차이 단어)와 단일 음소 이상(즉, 최소차이가 아닌 단어)이 다른 두 단어 간의 차이를 유의하게 감지할 수 있었습니다. 그들은 이러한 차이를 감지할 수 있었습니다. 진동 패턴의 지속 시간 차이가 없습니다.

성능과 연령 간의 상관 관계를 조사할 때 건전한 식별 작업에 대해서만 유의미한 결과를 찾았습니다. 그러나 패턴 식별 작업 및 최소 임계값 작업에 대한 낮지만 중요하지 않은 p값은 더 많은 참가자를 대상으로 테스트할 때 상당한 효과를 찾을 수 있음을 시사합니다.

연령 수행 상관 관계에는 몇 가지 가능성이 있습니다. 첫째, 이전 연구에서는 연령에 따른 진동 임계값의 상당한 감소를 보여줍니다(Verrillo, 1980; Gescheider et al., 1996; Deshpande et al., 2008). 피부가 감도를 잃으면 참가자가 더 적은 햅틱 정보를 수신하고(약한 진동을 느낄 수 없기 때문에) 따라서 진동 패턴을 일으킨 사운드 범주를 식별하거나 두 개의 유사한 진동 패턴을 구별하는 데 더 어려움을 겪는 것은 당연합니다. 두 번째 이유는 나이가 많은 참가자가 신경 가소성 감소로 인해 학습이 더 나빠지기 때문일 수 있습니다(Kempermann et al., 2002; Lu et al., 2004).

학습 감소 자체가 0일차에 연령과 점수 사이의 상관관계를 설명하지는 않지만(우리가 본), 젊은 참가자가 더 빨리 향상되는 이유를 설명할 수 있습니다. 나이가 많은 참가자가 더 낮은 점수를 받은 다른 가능한 이유는 주의력이 낮았고(Wright and Elias, 1979; McDowd and Birren, 1990; Bolton and Staines, 2012) 컴퓨터 기반 테스트와 게임에 덜 익숙했기 때문일 수 있습니다. 또는 또는 피부에 더 심한 2점 차별이 있었습니다(Shimokata and Kuzuya, 1995; Bowden and McNulty, 2013).

마지막으로 일부 사용자는 단일 모터 대신 여러 모터를 사용하는 이유를 묻습니다. 단일 모터는 주파수 성분을 통해서만 구별할 수 있는 소리로 인해 동일한 성능을 제공하지 않는다는 점에 유의하십시오. 예를 들어, 흐르는 물, 자동차 경적, 사이렌 및 전화 벨소리의 사운드 범주는 모두 연속적이고 동일한 진폭의 사운드로 구성될 수 있습니다.

그러나 사용자는 주파수 구성 요소의 차이로 인해 이러한 범주를 구별할 수 있습니다. 자동차 경적은 상당히 안정적이고, 사이렌은 주파수 간에 교대하지만 전화 벨보다 훨씬 느린 속도로, 흐르는 물은 주파수 전체에 시끄럽게 퍼집니다.

우리는 4개의 진동 모터가 있는 실용적인 손목 착용형 감각 대체 장치가 청각 장애인이나 난청 사용자에게 진동 패턴을 통해 소리 범주를 식별할 수 있는 충분한 정보를 제공할 수 있다고 결론지었습니다.

우리의 다음 단계는 더 많은 참가자와 더 오랜 기간에 걸쳐 성과를 정량화하는 연구를 실행하는

것입니다. 몇 개월에 걸친 연구를 통해 시간 경과에 따른 성능 변화를 평가하고 높은 성능을 얻을 수 있는 방법을 결정할 수 있습니다.

인공 와우에 대한 많은 연구는 이식 후 6개월을 기다린 후 건전한 식별 작업을 실행하고 이식 후 수년에 걸쳐 개선을 계속 확인합니다(Grant et al., 1999; Reed and Delhorne, 2005; Shafiro et al., 2015; Strelnikov et al., 2018). 이것은 우리가 수년에 걸쳐 손목 밴드의 성능이 계속 향상될 수 있음을 시사합니다.

미래의 연구는 또한 손목밴드와 학습의 신경 상관 관계를 조사할 것입니다. 우리는 손목 밴드를 사용하는 청각 장애가 있는 참가자가 손목에서 진동 패턴을 느낄 때 청각 피질의 활성화를 보이기 시작할 것이라고 가정합니다. (Finney et al., 2001; Bola et al., 2017; Eagleman, 2020). 비 배타적 가설은 활성화가 꼬리 청각 벨트 피질과 같은 다감각 피질 영역에서 보일 수 있다는 것입니다(Kayser et al., 2005).

착용자가 손목 밴드를 사용하여 fMRI(기능적 자기 공명 영상)에 참여하도록 할 수는 없지만(장치의 자기 구성 요소로 인해) 우리는 (1) 다음과 같은 자기장에 의존하지 않는 뇌 영상 기술로 피질 활성화를 조사할 수 있습니다. fNIRS(기능적 근적외선 분광기)(Ferrari and Quaresima, 2012) 또는 (2) 자기 부품 없이 손목의 감각을 자극하는 fMRI 안전 손목 밴드 버전을 만듭니다.

결론적으로, 우리는 소리의 감각 대체를 위한 저렴하고 독립적인 손목 착용 장치의 유용성을 입증했습니다.

이해 상충

모든 저자는 Neosensory, Inc.에 고용되었습니다.

감사의 말

이 작업에 대한 배경 공헌에 대해 Scott Novich와 Neosensory의 여러 엔지니어에게 감사합니다. MVP와 DME는 실험을 설계하고 원고를 작성했습니다. MVP와 TA는 실험을 진행하고 데이터를 분석했습니다. 이 연구는 공공, 상업 또는 비영리 부문의 자금 지원 기관으로부터 특정 보조금을 받지 않았습니다.

CONFLICTS OF INTEREST

All authors were employed by company Neosensory, Inc.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank Scott Novich and several engineers from Neosensory for their background contributions to this work. MVP and DME designed the experiments and wrote the manuscript. MVP and TA ran the experiments and analyzed the data. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

REFERENCES

- Alles D (1970) Information transmission by phantom sensations. *IEEE Trans Man Mach Syst* 11:85–91. <https://doi.org/10.1109/tmms.1970.299967>.
- Amedi A, Stern WM, Camprodon JA, Bermpohl F, Merabet L, Rotman S, et al. (2007) Shape conveyed by visual-to-auditory sensory substitution activates the lateral occipital complex. *Nat Neurosci* 10:687–689. <https://doi.org/10.1038/nn1912>.
- Auer Jr ET, Bernstein LE, Coulter DC (1998) Temporal and spatio-temporal vibrotactile displays for voice fundamental frequency: an initial evaluation of a new vibrotactile speech perception aid with normal-hearing and hearing-impaired individuals. *J Acoust Soc Am* 104:2477–2489. <https://doi.org/10.1121/1.423909>.
- Auvray M, Hanneton S, O'Regan JK (2007) Learning to perceive with a visuo-auditory substitution system: localisation and object recognition with "The Voice" Available at: Perception 36:416–430. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1068/p5631>.
- Bach-y-Rita P (1983) Tactile vision substitution: past and future. *Int J Neurosci* 19:29–36. <https://doi.org/10.3109/00207458309148643>.
- Bach-y-Rita P (1999) Theoretical aspects of sensory substitution and of neurotransmission-related reorganization in spinal cord injury. *Spinal Cord* 37:465–474. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100873>.
- Bach-Y-Rita P (2004) Tactile sensory substitution studies Available at: *Ann N Y Acad Sci* 1013:83–91. Available from: <https://pdfs.semanticscholar.org/8f2e/1b6f57b1d5f299daed783641903fa904ee3d.pdf>.
- Bach-y-Rita P, Collins CC, Saunders FA, White B, Scadden L (1969) Vision substitution by tactile image projection. *Nature* 221:963–964. <https://doi.org/10.1038/221963a0>.
- Bach-y-Rita P, Kercel W, S. (2003) Sensory substitution and the human-machine interface. *Trends Cogn Sci* 7:541–546. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2003.10.013>.
- Bernstein LE, Demorest ME, Coulter DC, O'Connell MP (1991) Lipreading sentences with vibrotactile vocoders: Performance of normal-hearing and hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am* 90:2971–2984. <https://doi.org/10.1121/1.401771>.
- Bernstein LE, Eberhardt SP, Demorest ME (1989) Single-channel vibrotactile supplements to visual perception of intonation and stress. *J Acoust Soc Am* 85:397–405. <https://doi.org/10.1121/1.397690>.
- Bola Ł, Zimmermann M, Mostowski P, Jednoróg K, Marchewka A, Rutkowski P, Szwed M (2017) Task-specific reorganization of the auditory cortex in deaf humans. *Proc Natl Acad Sci U S A* 114(4): E600–E609. <https://doi.org/10.1073/pnas.1609000114>.
- Bolton DAE, Staines WR (2012) Age-related loss in attention-based modulation of tactile stimuli at early stages of somatosensory processing. *Neuropsychologia* 50:1502–1513. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.03.002>.
- Bowden JL, McNulty PA (2013) Age-related changes in cutaneous sensation in the healthy human hand. *Age* 35:1077–1089. <https://doi.org/10.1007/s11357-012-9429-3>.
- Bubic A, Striem-Amit E, Amedi A (2010) Large-scale brain plasticity following blindness and the use of sensory substitution devices. In: *Multisensory object perception in the primate brain* (J Kaiser, MJ Naumer, eds) pp 351–380 New York, NY: Springer New York doi:10.1007/978-1-4419-5615-6_18.
- Daniilov Y, Tyler M (2005) Brainport: an alternative input to the brain. *J Integr Neurosci* 4:537–550. <https://doi.org/10.1142/s0219635205000914>.
- Deshpande N, Metter EJ, Ling S, Conwit R, Ferrucci L (2008) Physiological correlates of age-related decline in vibrotactile sensitivity. *Neurobiol Aging* 29:765–773. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2006.12.002>.
- Eagleman DM (2020) *Livewired: the inside story of the ever-changing brain*. New York: Pantheon.
- Eberhardt SP, Bernstein LE, Demorest ME, Goldstein MH (1990) Speechreading sentences with single-channel vibrotactile presentation of voice fundamental frequency. *J Acoust Soc Am* 88:1274–1285. <https://doi.org/10.1121/1.399704>.
- Ferrari M, Quaresima V (2012) A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *Neuroimage* 63:921–935. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.03.049>.
- Finney EM, Fine I, Dobkins KR (2001) Visual stimuli activate auditory cortex in the deaf. *Nat Neurosci* 4(12):1171–1173. <https://doi.org/10.1038/nn763>.
- Fletcher MD, Hadeedi A, Goehring T, Mills SR (2019) Electro-haptic enhancement of speech-in-noise performance in cochlear implant users. *Sci Rep* 9:1–8. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-47718-z>.
- Geldard FA (1957) *Adventures in tactile literacy*. Available at. Available from: https://books.google.com/books/about/Adventures_in_tactile_literacy.html?hl=&id=zBCwoAEACAAJ.
- Gescheider GA, Edwards RR, Lackner EA, Bolanowski SJ, Verrillo RT (1996) The effects of aging on information-processing channels in the sense of touch: III. Differential sensitivity to changes in stimulus intensity. *Somatosens Mot Res* 13:73–80. <https://doi.org/10.3109/08990229609028914>.
- Grant GD, Cheng AK, Niparko JK (1999) Meta-analysis of pediatric cochlear implant literature. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 108:124–128. <https://doi.org/10.1177/00034894991080s425>.
- Grant P, Spencer L, Arnoldussen A, Hogle R, Nau A, Szyk J, et al. (2016) The functional performance of the BrainPort V100 device in persons who are profoundly blind. *J Vis Impair Blind* 110:77–88. <https://doi.org/10.1177/0145482X1611000202>.
- Kayser C, Petkov CI, Augath M, Logothetis NK (2005) Integration of touch and sound in auditory cortex. *Neuron* 48:373–384. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2005.09.018>.
- Kempermann G, Gast D, Gage FH (2002) Neuroplasticity in old age: sustained fivefold induction of hippocampal neurogenesis by long-term environmental enrichment. *Ann Neurol* 52:135–143. <https://doi.org/10.1002/ana.10262>.
- Lu T, Pan Y, Kao S-Y, Li C, Kohane I, Chan J, et al. (2004) Gene regulation and DNA damage in the ageing human brain. *Nature* 429:883–891. <https://doi.org/10.1038/nature02661>.
- Luzhnica G, Stein S, Veas E, Pammer V, Williamson J, Smith RM (2017) Personalising vibrotactile displays through perceptual sensitivity adjustment. In: *Proceedings of the 2017 ACM international symposium on wearable computers - ISWC*. p. 17.. <https://doi.org/10.1145/3123021.3123029>.
- Maidenbaum S, Arbel R, Buchs G, Shapira S, Amedi A (2014) Vision through other senses: Practical use of sensory substitution devices as assistive technology for visual rehabilitation. In: *22nd Mediterranean conference on control and automation*. <https://doi.org/10.1109/med.2014.6961368>.
- McDowd JM, Birren JE (1990) Aging and attentional processes. *Handb Psychol Aging* 222–233. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-101280-9.50019-x>.
- McGill R, Tukey JW, Larsen WA (1978) Variations of box plots. *The American Statistician* 32:12–16. <https://doi.org/10.1080/00031305.1978.10479236>.
- Novich SD, Eagleman DM (2015) Using space and time to encode vibrotactile information: toward an estimate of the skin's

- achievable throughput. *Exp Brain Res* 233:2777–2788. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4346-1>.
- Proulx MJ, Brown DJ, Pasqualotto A, Meijer P (2014) Multisensory perceptual learning and sensory substitution. *Neurosci Biobehav Rev* 41:16–25. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2012.11.017>.
- Rahal L, Cha J, El Saddik A (2009) Continuous tactile perception for vibrotactile displays. In: 2009 IEEE international workshop on robotic and sensors environments. <https://doi.org/10.1109/rose.2009.5355986>.
- Rauschecker JP (1995) Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex. *Trends Neurosci* 18:36–43. [https://doi.org/10.1016/0166-2236\(95\)93948-w](https://doi.org/10.1016/0166-2236(95)93948-w).
- Reed CM, Delhorne LA (2003) The reception of environmental sounds through wearable tactual Aids. *Ear Hear* 24:528–538. <https://doi.org/10.1097/01.AUD.0000100207.97243.88>.
- Reed CM, Delhorne LA (2005) Reception of environmental sounds through cochlear implants. *Ear Hear* 26:48–61. <https://doi.org/10.1097/00003446-200502000-00005>.
- Riso RR (1999) Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback – moving closer to the bionic arm. *Technol Health Care* 7:401–409. <https://doi.org/10.3233/thc-1999-7604>.
- Shafiro V, Sheft S, Kuvadia S, Gygi B (2015) Environmental sound training in cochlear implant users. *J Speech Lang Hear Res* 58:509–519. https://doi.org/10.1044/2015_JSLHR-H-14-0312.
- Shimokata H, Kuzuya F (1995) Two-point discrimination test of the skin as an index of sensory aging. *Gerontology* 41:267–272. <https://doi.org/10.1159/000213693>.
- Strelnikov K, Collett E, Gaillard P, Truy E, Déguine O, Marx M, et al. (2018) Categorisation of natural sounds at different stages of auditory recovery in cochlear implant adult deaf patients. *Hear Res* 367:182–194. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2018.06.006>.
- Striem-Amit E, Guendelman M, Amedi A (2012) “Visual” acuity of the congenitally blind using visual-to-auditory sensory substitution. *PLoS ONE* 7:e33036. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0033136>.
- Tyler M, Danilov Y, Bach-Y-Rita P (2003) Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci* 2:159–164. <https://doi.org/10.1142/S0219635203000263>.
- Verrillo RT (1980) Age related changes in the sensitivity to vibration. *J Gerontol* 35:185–193. <https://doi.org/10.1093/geronj/35.2.185>.
- Ward J, Meijer P (2010) Visual experiences in the blind induced by an auditory sensory substitution device. *Conscious Cogn* 19:492–500. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2009.10.006>.
- Weisenberger JM, Craig JC, Abbott GD (1991) Evaluation of a principal-components tactile aid for the hearing-impaired. *J Acoust Soc Am* 90:1944–1957. <https://doi.org/10.1121/1.401674>.
- Weisenberger JM, Heimbred AF, Miller JD (1987) Development and preliminary evaluation of an earmold sound-to-tactile aid for the hearing-impaired Available at: *J Rehabil Res Dev* 24:51–66. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3585784>.
- Weisenberger JM, Kozma-Spytek L (1991) Evaluating tactile aids for speech perception and production by hearing-impaired adults and children Available at: *Am J Otol* 12(Suppl):188–200. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2069181>.
- Weisenberger JM, Miller JD (1987) The role of tactile aids in providing information about acoustic stimuli. *J Acoust Soc Am* 82:906–916. <https://doi.org/10.1121/1.395289>.
- Weisenberger JM, Percy ME (1995) The transmission of phoneme-level information by multichannel tactile speech perception aids. *Ear Hear* 16:392–406. <https://doi.org/10.1097/00003446-199508000-00006>.
- Weisenberger JM, Russell AF (1989) Comparison of two single-channel vibrotactile aids for the hearing-impaired. *J Speech Hear Res* 32:83–92. <https://doi.org/10.1044/jshr.3201.83>.
- Wright LL, Elias JW (1979) Age differences in the effects of perceptual noise. *J Gerontol* 34:704–708. <https://doi.org/10.1093/geronj/34.5.704>.

APPENDIX A. SUPPLEMENTARY DATA

Supplementary data to this article can be found online at <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2021.01.008>.

(Received 23 August 2020, Accepted 5 January 2021)
(Available online 16 January 2021)