







Bianca Oliveira Ismael da Costa¹ 
Alana Moura Xavier Dantas² 
Liliane dos Santos Machado¹ 
Hilton Justino da Silva² 
Leandro Pernambuco¹ 
Leonardo Wanderley Lopes¹ 

Descritores

Mastigação
Deglutição
Voz
Dispositivos Eletrônicos Vestíveis
Tecnologia Biomédica

Keywords

Mastication
Deglutition
Voice
Wearables
Biomedical Technology

O uso de tecnologias vestíveis para análise e monitoramento de funções relacionadas à alimentação e comunicação

Wearable technology use for the analysis and monitoring of functions related to feeding and communication

PREZADAS EDITORAS,

O uso de dispositivos e sistemas baseados em tecnologias vestíveis tem se revelado uma alternativa contemporânea para superar desafios relacionados à análise e monitoramento de funções relacionadas à alimentação e comunicação. Diante disso, esta carta tem como objetivo comentar sobre esse cenário nas áreas de mastigação, deglutição e voz.

Alimentação e comunicação são atividades indispensáveis à sobrevivência humana que possuem em comum o fato de estarem ligadas a aspectos sociais e emocionais e serem dependentes de ações fisiológicas que ocorrem na região crânio-orocervical⁽¹⁾. O ato de se alimentar acontece por meio da mastigação e deglutição e está relacionado à manutenção do estado nutricional e hídrico, além de carregar significado social, cultural, comportamental e afetivo⁽²⁾. Já a comunicação é utilizada para a interação social, sendo a voz responsável por grande parte das informações transmitidas, transparecendo características individuais⁽³⁾.

A prevalência de distúrbios relacionados à mastigação, deglutição e voz é de aproximadamente 30%⁽⁴⁻⁶⁾. Dentre os principais e mais complexos desafios na atenção a esses distúrbios está o monitoramento, seja com finalidade de apoio ao diagnóstico ou no acompanhamento das mudanças comportamentais inerentes ao tratamento. É justamente nesse contexto que se vislumbra a potencial contribuição do uso de tecnologias vestíveis.

Os sistemas vestíveis para monitoramento da saúde incluem aplicativos instalados em dispositivos móveis (*smartphones, tablets, smartwatches*, entre outros) que permitem coletar dados do usuário em condições naturalísticas durante as atividades de vida diária⁽⁷⁾. Tecnologias desse tipo já existentes na área da saúde proporcionam o monitoramento de sinais vitais como frequência cardíaca, pressão arterial, frequência respiratória, saturação de oxigênio no sangue e temperatura corporal, permitindo acompanhar as mudanças que ocorrem ao longo da abordagem terapêutica ou durante um determinado período. Outras vantagens das tecnologias vestíveis incluem: documentação quantitativa; investigação fora do *setting* controlado pelo avaliador; automatização do tempo de análise dos dados; maior precisão por ser menos dependente do avaliador; e

Endereço para correspondência:

Leandro Pernambuco
Departamento de Fonoaudiologia,
Cidade Universitária, Universidade
Federal da Paraíba – UFPB
Loteamento Cidade Universitária,
Campus I, João Pessoa (PB), Brasil,
CEP: 58051-900.
E-mail: leandropernambuco@gmail.com

Recebido em: Outubro 22, 2021

Aceito em: Novembro 18, 2021

Trabalho realizado na Universidade Federal da Paraíba – UFPB - João Pessoa (PB), Brasil.

¹ Programa de Pós-graduação em Modelos de Decisão e Saúde, Cidade Universitária, Universidade Federal da Paraíba – UFPB - João Pessoa (PB), Brasil.

² Programa de Pós-graduação em Odontologia, Cidade Universitária, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

Fonte de financiamento: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

Conflito de interesses: nada a declarar.



Este é um artigo publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Attribution, que permite uso, distribuição e reprodução em qualquer meio, sem restrições desde que o trabalho original seja corretamente citado.

maior viabilidade para a rotina clínica no âmbito individual e coletivo, com maior disponibilidade e viabilidade financeira do que alguns exames instrumentais tradicionais⁽⁸⁾. Além disso, se comparado aos métodos tradicionais, o conjunto de dados gerados pelas tecnologias vestíveis é maior e de mais fácil acesso. Em síntese, o uso de sistemas vestíveis tem a vantagem de monitorar o comportamento do indivíduo no ambiente natural, gerando dados em larga escala que permitem a construção de modelos preditivos de saúde e comportamento⁽⁹⁾.

No caso da mastigação, o monitoramento do padrão de atividade habitual de longo prazo de músculos mastigatórios pode fornecer dados que representam com precisão a função e disfunção mandibular em configurações da vida real. Diferentes sistemas de sensores vestíveis já foram relatados para reconhecimento da mastigação, incluindo microfones^(10,11) e sensores de proximidade intra-auriculares⁽¹²⁾, sensores de deformação^(13,14), sensores de eletromiografia de superfície⁽¹⁵⁾ e acelerômetros⁽¹⁰⁾. Sabe-se que dispositivos deste tipo interferem minimamente no comportamento espontâneo da mastigação⁽¹⁶⁾, o que favorece a avaliação mais precisa das capacidades funcionais, o gerenciamento da atividade muscular excessiva e o controle do bruxismo e dor. Portanto, tecnologias vestíveis usadas com esse objetivo representam um avanço consistente em relação à complexidade de configuração, preparo e execução da maioria dos recursos disponíveis para avaliação instrumental da mastigação^(17,18).

O uso de sensores de alta resolução, em especial acelerômetros e sensores piezoelétricos, também tem contribuído para complementar o mapeamento da deglutição e seus distúrbios^(17,19). Estes sensores captam espectros de sinais vibratórios, acústicos e de deslocamentos que ocorrem na região do pescoço⁽⁸⁾. Portanto, contribuem para rastrear, detectar, mensurar e/ou monitorar parâmetros isolados como o deslocamento de estruturas^(20,21) ou a coordenação entre deglutição e outras funções como a respiração^(19,22), por exemplo, por meio de sensores com sinais sincronizados pelo mesmo sistema de aquisição de dados⁽⁸⁾. Esta abordagem tem incentivado o desenvolvimento de dispositivos de custo cada vez mais acessível para analisar e monitorar a deglutição em tempo real e em situações cotidianas, sobretudo durante as refeições. Estudos apontam que as tecnologias vestíveis permitem gerar algoritmos com propriedades ótimas de medida para classificar indivíduos quanto às condições de deglutição^(20,23-26), sendo possível encontrar registros promissores do uso de métodos de aprendizagem de máquina como Redes Neurais Profundas^(20,23,24,27), Máquinas de Vetores Suporte (SVMs - *Support Vector Machines*)⁽²⁸⁾ e Análise Discriminante Linear (LDA - *Linear Discriminant Analysis*)⁽²⁹⁾. A utilização de grande volume de dados (*big data*) para treinamento desses sistemas possibilitará definir modelos de aprendizagem profunda cada vez mais robustos e confiáveis para realizar análise automática de parâmetros de deglutição.

Quanto à voz, a maioria dos distúrbios é ocasionado por comportamento vocal abusivo nas atividades de vida diária dos indivíduos. De maneira geral, os pacientes disfônicos trazem estimativas inferiores às reais demandas vocais durante a avaliação clínica, considerando-se que os padrões de uso de voz são automáticos e habituais, e que raramente estão no nível consciente⁽³⁰⁾. Nesse sentido, embora a avaliação vocal

no contexto clínico busque mapear a produção vocal eliciando várias tarefas para dar conta da dinâmica laríngea, o uso de tecnologias vestíveis com acelerômetro e microfone na região do pescoço tem apresentado resultados promissores e elucidado questões clínicas importantes, desde o processo de avaliação até a reabilitação vocal propriamente dita⁽³¹⁾. Por meio do uso dessas tecnologias é possível extrair medidas como dose de tempo, dose de ciclo, dose de distância, medidas acústicas e estimativas das medidas aerodinâmicas. O índice de fonotrauma diário (*Daily Phonotrauma Index – DPI*), por exemplo, é obtido pela coleta de dados com tecnologias vestíveis e possui acurácia superior a 85% para discriminar pacientes com lesão fonotraumática e indivíduos saudáveis⁽³²⁾. Adicionalmente, na área de voz, as tecnologias vestíveis podem ser utilizadas para dar suporte à implementação de mudanças no comportamento vocal do paciente por meio de *biofeedback*⁽³³⁾. Elas permitem monitorar o paciente em tempo real, conscientizar sobre os períodos de comportamento vocal abusivo e maximizar a aprendizagem motora com reforço dos ajustes necessários e calibração do paciente. Em síntese, o uso das tecnologias vestíveis na área de voz permite compreender a complexa relação entre demanda vocal e resposta à demanda⁽³⁴⁾.

Finalizamos nossas considerações salientando que os dispositivos vestíveis são capazes de monitorar de forma contínua, abrangente e simultânea uma grande quantidade de sinais de funções relacionadas à alimentação e comunicação, gerando um número de dados com potencial de melhorar a base de conhecimento para a tomada de decisão por meio de sistemas computacionais que permitem a construção de modelos preditivos de saúde e comportamento. Pacientes com dificuldades em transferir para o cotidiano os padrões de comportamentos adaptativos ou compensatórios aprendidos na clínica serão especialmente beneficiados com o uso desses recursos. Deste modo, as tecnologias vestíveis representam um avanço para os serviços de saúde. Porém, questões como preocupações com a privacidade do paciente, interoperabilidade do sistema, acesso à internet e o manejo de grande volume de dados por paciente ainda representam um desafio. Espera-se que a consolidação das evidências científicas permita a implementação de sistemas de tecnologias vestíveis no cotidiano com vistas à realização do monitoramento clínico.

REFERÊNCIAS

1. Dragone MLS. Disfonia e disfagia: interface, atualização e prática clínica. *Rev Soc Bras Fonoaudiol*. 2010;15(4):624-5. <http://dx.doi.org/10.1590/S1516-80342010000400026>.
2. Brasil. Ministério da Saúde. Guia alimentar para a população brasileira. Brasília, DF: Ministério da Saúde; 2008.
3. Behlau M. Voz: o livro do especialista. Rio de Janeiro: Revinter; 2001.
4. Holland G, Jayasekeran V, Pendleton N, Horan M, Jones M, Hamdy S. Prevalence and symptom profiling of oropharyngeal dysphagia in a community dwelling of an elderly population: a self-reporting questionnaire survey. *Dis Esophagus*. 2011;24(7):476-80. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1442-2050.2011.01182.x>. PMID:21385285.
5. Pernambuco LA, Espelt A, Balata PMM, Lima KC. Prevalence of voice disorders in the elderly: a systematic review of population-based studies. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2015;272(10):2601-9. <http://dx.doi.org/10.1007/s00405-014-3252-7>. PMID:25149291.

6. Cavalcante FT, Moura C, Perazzo PAT, Cavalcante FT, Cavalcante MT. Prevalence of chewing difficulty among adults and associated factors. *Cien Saude Colet*. 2019;24(3):1101-10. <http://dx.doi.org/10.1590/1413-81232018243.10122017>. PMID:30892530.
7. Pires IM, Marques G, Garcia NM, Flórez-revuelta F, Ponciano V, Oniani S. A research on the classification and applicability of the mobile health applications. *J Pers Med*. 2020;10(1):11. <http://dx.doi.org/10.3390/jpm10010011>. PMID:32120849.
8. Sejdić E, Malandraki GA, Coyle JL. Computational deglutition: using signal- and image-processing methods to understand swallowing and associated disorders [Life Sciences]. *IEEE Signal Process Mag*. 2019;36(1):138-46. <http://dx.doi.org/10.1109/MSP.2018.2875863>. PMID:31631954.
9. Hicks JL, Althoff T, Sosic R, Kuhar P, Bostjancic B, King AC, et al. Best practices for analyzing large-scale health data from wearables and smartphone apps. *NPJ Digit Med*. 2019;2(1):45. <http://dx.doi.org/10.1038/s41746-019-0121-1>. PMID:31304391.
10. Amft O. A wearable earpad sensor for chewing monitoring. In: *Proceedings of IEEE Sensors; 2010 Nov 1-4; Hawaii, Piscataway: IEEE; 2010*. p. 222-7. <http://dx.doi.org/10.1109/ICSENS.2010.5690449>.
11. Päßler S, Wolff M, Fischer WJ. Food intake monitoring: an acoustical approach to automated food intake activity detection and classification of consumed food. *Physiol Meas*. 2012;33(6):1073-93. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/1073>. PMID:22621915.
12. Bedri A, Verlekar A, Thomaz E, Avva V, Starner T. Detecting mastication: a wearable approach. In: *Proceedings of the 2015 ACM International Conference on Multimodal Interaction*. New York: Association for Computing Machinery; 2015. p. 247-50. <http://dx.doi.org/10.1145/2818346.2820767>.
13. Farooq M, Sazonov E. Comparative testing of piezoelectric and printed strain sensors in characterization of chewing. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Piscataway: IEEE; 2015*. p. 7538-41. <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2015.7320136>.
14. Fontana JM, Farooq M, Sazonov E. Automatic ingestion monitor: a novel wearable device for monitoring of ingestive behavior. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2014;61(6):1772-9. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2306773>. PMID:24845288.
15. Castroflorio T, Bracco P, Farina D. Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *J Oral Rehabil*. 2008;35(8):638-45. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01864.x>. PMID:18466277.
16. Idris G, Smith C, Galland B, Taylor R, Robertson CJ, Bennani H, et al. Relationship between chewing features and body mass index in young adolescents. *Pediatr Obes*. 2021;16(5):e12743. PMID:33079494.
17. Cooper DS, Perlman AL. Electromyography in the functional and diagnostic testing of deglutition. In: Periman A, Shulze-Delrieu K, editors. *Deglutition and its disorders: anatomy, physiology, clinical diagnosis and management*. San Diego: Singular; 1997. p. 255-85.
18. Minami I, Wirianski A, Harakawa R, Wakabayashi NMG, Murray GM. The three-axial gyroscope sensor detects the turning point between opening and closing phases of chewing. *Clin Exp Dent Res*. 2018;4(6):249-54. <http://dx.doi.org/10.1002/cre2.137>. PMID:30603106.
19. Shieh W-Y, Wang C-M, Cheng H-YK, Wang C-H. Using wearable and non-invasive sensors to verification, and clinical application. *Sensors (Basel)*. 2019;19(11):2624. <http://dx.doi.org/10.3390/s19112624>. PMID:31181864.
20. Donohue C, Mao S, Sejdić E, Coyle JL. Tracking hyoid bone displacement during swallowing without videofluoroscopy using machine learning of vibratory signals. *Dysphagia*. 2021;36(2):259-69. <http://dx.doi.org/10.1007/s00455-020-10124-z>. PMID:32419103.
21. Li CM, Wang TG, Lee HY, Wang HP, Hsieh SH, Chou M, et al. Swallowing training combined with game-based biofeedback in poststroke dysphagia. *PM R*. 2016;8(8):773-9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.01.003>. PMID:26791426.
22. Costa MMB, Lemme EMD. Coordination of respiration and swallowing: functional pattern and relevance of vocal folds closure. *Arq Gastroenterol*. 2010;47(1):42-8. <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-28032010000100008>. PMID:20520974.
23. Khalifa Y, Coyle JL, Sejdić E. Non-invasive identification of swallows via deep learning in high resolution cervical auscultation recordings. *Sci Rep*. 2020;10(1):8704. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-65492-1>. PMID:32457331.
24. Mao S, Zhang Z, Khalifa Y, Donohue C, Coyle JL, Sejdic E. Neck sensor-supported hyoid bone movement tracking during swallowing. *R Soc Open Sci*. 2019;6(7):181982. <http://dx.doi.org/10.1098/rsos.181982>. PMID:31417694.
25. Mohammadi H, Samadani AA, Steele C, Chau T. Automatic discrimination between cough and non-cough accelerometry signal artefacts. *Biomed Signal Process Control*. 2019;52:394-402. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bsp.2018.10.013>.
26. Steele CM, Sejdić E, Chau T. Noninvasive detection of thin-liquid aspiration using dual-axis swallowing accelerometry. *Dysphagia*. 2013;28(1):105-12. <http://dx.doi.org/10.1007/s00455-012-9418-9>. PMID:22842793.
27. Dudik JM, Kurosu A, Coyle JL, Sejdić E. Dysphagia and its effects on swallowing sounds and vibrations in adults. *Biomed Eng Online*. 2018;17(1):69. <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-018-0501-9>. PMID:29855309.
28. Miyagi S, Sugiyama S, Kozawa K, Moritani S, Sakamoto SI, Sakai O. Classifying dysphagic swallowing sounds with support vector machines. *Healthcare*. 2020;8(2):1-12. PMID:32326267.
29. Steele CM, Mukherjee R, Kortelainen JM, Pölonen H, Jedwab M, Brady SL, et al. Development of a non-invasive device for swallow screening in patients at risk of oropharyngeal dysphagia: results from a prospective exploratory study. *Dysphagia*. 2019;34(5):698-707. <http://dx.doi.org/10.1007/s00455-018-09974-5>. PMID:30612234.
30. Hillman RE, Mehta DD. Ambulatory monitoring of daily voice use. *Perspect Voice Voice Disord [Internet]*. 2011;21(2):56-61. <http://dx.doi.org/10.1044/vvd21.2.56>.
31. Van Stan JH, Mehta DD, Hillman RE. Recent innovations in voice assessment expected to impact the clinical management of voice disorders. *Perspect ASHA Spec Interest Groups*. 2017;2(3):4-13. <http://dx.doi.org/10.1044/persp2.SIG3.4>.
32. Van Stan JH, Ortiz AJ, Cortes JP, Marks KL, Toles LE, Mehta DD, et al. Differences in daily voice use measures between female patients with nonphonotraumatic vocal hyperfunction and matched controls. *J Speech Lang Hear Res*. 2021;64(5):1457-70. http://dx.doi.org/10.1044/2021_JSLHR-20-00538. PMID:33900807.
33. Van Stan JH, Mehta DD, Sternad D, Petit R, Hillman RE. Ambulatory voice biofeedback: relative frequency and summary feedback effects on performance and retention of reduced vocal intensity in the daily lives of participants with normal voices. *J Speech Lang Hear Res*. 2017;60(4):853-64. http://dx.doi.org/10.1044/2016_JSLHR-S-16-0164. PMID:28329366.
34. Hunter EJ, Cantor-Cutiva LC, van Leer E, van Mersbergen M, Nanjundeswaran CD, Bottalico P, et al. Toward a consensus description of vocal effort, vocal load, vocal loading, and vocal fatigue. *J Speech Lang Hear Res*. 2020;63(2):509-32. http://dx.doi.org/10.1044/2019_JSLHR-19-00057. PMID:32078404.

Contribuição dos autores

BOIC e AMXD participaram da coleta de dados na literatura, redação inicial da carta e revisão final; LSM, HJS e LWL participaram da idealização da carta, orientação, redação e revisão final.