介護食の食感改善のための疑似咀嚼音生成手法に関する基礎検討

金子 秀和[*1]　遠藤　博史[*1]　井野 秀一[*1]

More natural pseudo chewing sounds to improve the texture of nursing care foods

Hidekazu Kaneko[*1], Hiroshi Endo[*1], and Shuichi Ino[*1]

Abstract - To improve the texture of nursing care foods, we have been developing a pseudo-chewing-sound generator referring to electromyogram (EMG) signals of mastication muscles. Usage of EMG signals enables us to promptly present care recipients a pseudo chewing sound with the intensity corresponding to mastication strength. However, actual chewing sounds vary more than EMG signals in the intensity and duration. In this study, we investigated changes in EMG signals and actual chewing sounds during the mastication of some foods (rice crackers and Japanese pickles) to improve our previously proposed pseudo-chewing-sound generator. As a result, we found that the intensity and duration of the chewing sounds decreased as the number of strokes increased. Furthermore, the intensity and duration of the chewing sounds and the latency between the onset of the EMG signals and that of the chewing sounds were also different between foods. For the EMG signals, only the intensity differed between foods. These effects about the chewing sounds showed statistically large effect sizes according to Cohen's criteria. Based on our findings, we modified the pseudo-chewing-sound generator to enable the intensity and duration of pseudo chewing sounds changeable by the number of mastication strokes and by foods.

Keywords: Chewing sound, Masseter muscle, Electromyography, Food texture, and Mastication

1.　はじめに

加齢によって咀嚼機能や嚥下機能が低下した場合，少ない咀嚼回数でも嚥下可能な介護食に移行することを余儀なくされる．介護食に移行することによって誤嚥性肺炎を防ぐ効果が期待されるが，食感に乏しい食事を強いられることになるため，食への興味が損なわれて食事量が低下する可能性がある．食事量の減少は低栄養を引き起こし，虚弱状態に陥るというリスクを生じる．このようなリスクを避けるためには，食への興味を回復させることが必要である．

我々は，咀嚼動作に合わせて疑似咀嚼音を呈示することで介護食の食感を改善する技術を開発してきている[1, 2]．食感は口腔内の感覚だけでなく，咀嚼音によっても形成される複合的な感覚であることから[3-7]，介護食のような柔らかい食物の咀嚼中に擬似咀嚼音を聞かせることで，硬さ感やざらざら感のような食感だけでなく，食べている実感が増すなどの心理的効果も誘発できる [1, 8]．また，この効果は，疑似咀嚼音と食物との違和感が小さくなるほど増大することが分かっている[9]．

これまで我々が開発してきた疑似咀嚼音呈示装置は，咬筋筋電図を全波整流して平滑化して得られた波形（整流値平均電位波形）を変調信号として，咀嚼音データベースに保存されている連続咀嚼音を振幅変調することで疑似咀嚼音を生成していた．しかし，この方法では，食物を噛みしめたときには咬筋の筋電図が発生し続けるため，噛みしめ初期にのみ聞こえるはずの咀嚼音が持続して聞こえてしまうという不自然な状態を生じてしまう．

本研究では，このような不自然な疑似咀嚼音の発生を抑制し，実際の咀嚼音に近い疑似咀嚼音を生成できるようにする．そのために，咀嚼時の咬筋の筋電図と実際の咀嚼音を同時計測し，咀嚼物の違いや咀嚼回数に応じた筋電図と咀嚼音の発生タイミング，信号振幅，持続時間の変化について統計解析を行い，得られた結果に基づいて疑似咀嚼音呈示装置を改良した．

2.　実験１：咬筋筋電図と実咀嚼音の同時計測

2.1　計測方法

咀嚼時の咬筋の筋電図と実際の咀嚼音を同時計測する．図１は実験状態の模式図である．左側咬筋上に表面筋電図計測用の銀塩化銀電極（日本コビディエン株式会社製ケンドール電極，型式 H124）を約 2cm の間隔で咬筋の筋線維走行方向に沿って貼り付け，無線式差動アンプ（cometa 製ワイヤレス筋電計 Wave Plus wireless EMG）で

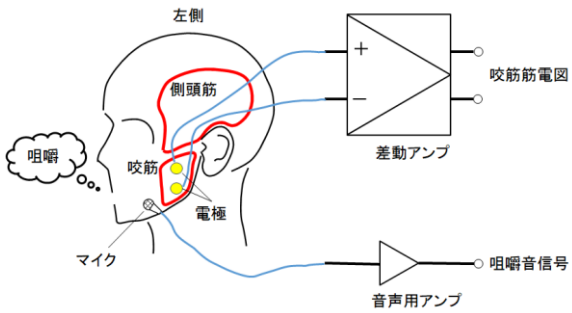

図１　実験状態（実験１）．

Fig. 1　Experimental setup (Exp. 1).

*1: 産業技術総合研究所　人間情報研究部門
*1: Human Informatics Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

咬筋筋電図を導出する．咀嚼音は口元にコンデンサマイク（SONY 製コンデンサマイク，型式 ECM-77B）を貼り付け，音声用アンプ（ALTO Professional 製ミキサ，型式 ZMX124）で取得した．筋電図と咀嚼音は AD 変換器（National Instruments 製 AD 変換器，型式 USB-6003）を用いてサンプリング周波数 1 kHz で汎用計算機に記録した．

実験には，咀嚼機能に異常のない実験協力者 3 名（男性 3 名，年齢 31-54 才）が参加した．1.5 Hz で左右に振れるメトロノームに合わせて，およそ 0.67 秒に 1 回の咀嚼を 8 回以上行わせ，食物ごとに 5 試行のデータを取得した．また，咀嚼する食物には漬物（JP: Japanese Pickles）と煎餅（RC: Rice Cracker）を用いた．

2.2　信号処理と統計解析

咬筋筋電図と咀嚼音信号の立上り時刻（onset）及び立下り時刻（offset）を検出し， peak-to-peak 振幅値，持続時間，咬筋筋電図の発生から咀嚼音信号発生までの潜時を評価値として算出した．

各食物ごとに 5 試行実施することで得られたこれら評価値の平均値に対し，実験協力者（3 名）を変量効果，食物（JP と RC の 2 通り）と咀嚼回数（8 回以下）を固定効果として，Aligned rank transform を用いた線形混合モデルを適用し，ノンパラメトリックな統計解析を実施した[10, 11]．尚， peak-to-peak 振幅値，持続時間，咬筋筋電図の発生から咀嚼音信号発生までの潜時の 5 つの評価値を被説明変数として用いるので多重検定の様相を呈することになる．そのため，多重検定によって得られる有意確率の補正法として Bonferroni の補正法を用いた[12]．また，前記統計解析結果において，有意水準 α を 0.05 に設定した上で有意差が検出された場合には，Aligned rank transform を用いた *post hoc* 多重比較検定を必要に応じて実施した[10]．その際は，False discovery rate の調整に基づく Benjamini-Hochberg の補正を実施した[13]．また，効果量 η^2 を算出し[14]，Cohen の基準に準じて効果量の大きさを示した．以上の統計解析は統合開発環境”Rstudio”（Rstudio, Inc., version 1.1.453）上にて R（version 3.5.0）及びパッケージ ”lme4”, ”ARTool”, ”emmeans”, ”phia”, ”dplyr”, ”pwr” を用いて実施した．

2.3　実験結果

煎餅を咀嚼したときの波形例として，図 2 に実験協力者 2 の第 1 試行における最初の 5 回の咀嚼に伴う咬筋筋電図と咀嚼音信号を示した．S/N 比は良好であり，評価値を算出するのに問題は生じなかった（他の実験協力者のデータも同様）．咬筋筋電図波形が咀嚼回数によらずほぼ一定の振幅や持続時間を示しているのに対して，実際の咀嚼音信号は咀嚼回数に伴って音量が低下しており，持続時間も短くなっていることが分かる．

表 1 は食物，咀嚼回数，それらの交互作用について有意確率，効果量を示した．その結果，咬筋筋電図の持続時間は安定していた（表 1 (b)）．また，その振幅も漬物（JP）よりも煎餅（RC）で大きく（表 1 (a)．*post hoc* t-test, t(30)

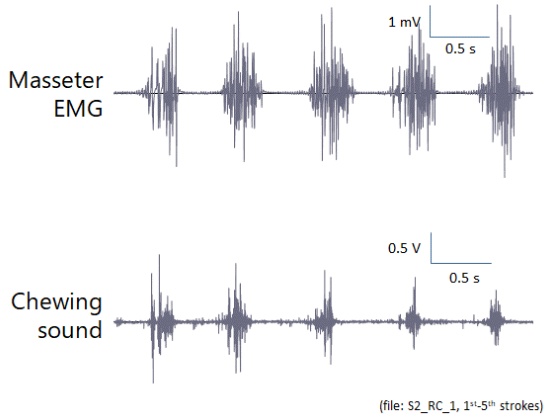

図 2　煎餅を咀嚼したときの波形例．
Fig. 2　An example of waveforms observed in the mastication of a rice cracker.

表 1　ノンパラメトリック統計解析の結果．食物と咀嚼回数及びそれらの交互作用が評価量に及ぼす影響を解析した．F:F 統計量，df1 : 注目する要因の自由度，df2 : 残差の自由度，p : 有意確率，η^2 : η^2 効果量，ES : 効果量の大きさ（$\eta^2 > 0.25$: large，$\eta^2 > 0.09$: medium，$\eta^2 > 0.01$: small, others: very small）．

Table 1　Results of nonparametric statistical analysis. These tables show the effects of food, stroke, and their interaction on the evaluation values.　F: F-statistics;　dfs: degrees of freedom for the targeted factor (df1) and residuals (df2);　p: p-value;　η^2: Eta squared;　ES: effect size ($\eta^2 > 0.25$: large, $\eta^2 > 0.09$: medium, $\eta^2 > 0.01$: small, others: very small).

(a) Peak-to-peak amplitude of masseter EMG

	F	df1	df2	p		η^2	ES
Food	11.811	1	30	<0.010	**	0.210	medium
Stroke	0.524	7	30	>0.200		0.065	small
Interaction	1.524	7	30	>0.200		0.190	medium

(b) Duration of masseter EMG

	F	df1	df2	p		η^2	ES
Food	0.139	1	30	>0.200		0.004	very small
Stroke	0.447	7	30	>0.200		0.084	small
Interaction	0.577	7	30	>0.200		0.108	medium

(c) Peak-to-peak amplitude of chewing sound

	F	df1	df2	p		η^2	ES
Food	17.583	1	30	<0.001	***	0.196	medium
Stroke	4.305	7	30	0.011	*	0.336	large
Interaction	1.692	7	30	>0.200		0.132	medium

(d) Duration of chewing sound

	F	df1	df2	p		η^2	ES
Food	17.992	1	30	<0.001	***	0.138	medium
Stroke	9.770	7	30	<0.001	***	0.523	large
Interaction	2.042	7	30	>0.200		0.109	medium

(e) Latency from the onset of masseter EMG to that of chewing sound

	F	df1	df2	p		η^2	ES
Food	34.626	1	30	<0.001	***	0.402	large
Stroke	2.228	7	30	>0.200		0.181	medium
Interaction	0.855	7	30	>0.200		0.069	small

= -3.437, p < 0.010)，食物によって異なっていたものの，咀嚼回数によらず安定していた．

これに対して咀嚼音については，持続時間も振幅も食物の違いや咀嚼回数によって変化していた（表 1 (c)及び(d)）．持続時間は食物によって異なり，煎餅は漬物よりも長く（*post hoc* t-test, t(30) = -4.242, p < 0.001），咀嚼回数が増えるにしたがって低下していた（図３．*post hoc* t-test の結果は割愛）．また，振幅も食物によって異なり，煎餅は漬物よりも大きく（*post hoc* t-test, t(30) = -4.193, p < 0.001），咀嚼回数に応じて減少していた（図４．*post hoc* t-test の結果は割愛）．

咬筋筋電図の onset から実際の咀嚼音の onset までの潜時は食物によって異なることが分かった（表 1 (e)）．咀嚼音の発生までの潜時は漬物よりも煎餅の方が短かった

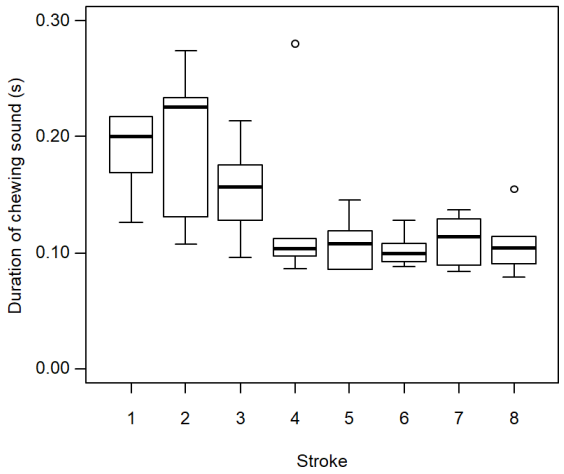

図３　咀嚼音の持続時間は咀嚼回数が増えるにしたがって低下．箱ひげ図の中央の太線は中央値，箱の最上端は第 3 四分位数，箱の最下端は第 1 四分位数，箱の上端から下端までは四分位範囲（IQR）を示す．また，上側のひげは第 3 四分位数から IQR の 1.5 倍上方までの範囲内での最大データ点を示し、下側のひげは第 1 四分位数から IQR の 1.5 倍下方までの範囲内での最小データ点を示す。上側のひげおよび下側のひげで示される範囲を超えたデータは外れ値として丸印で示した。

Fig. 3　Duration of chewing sound decreased as the number of mastication strokes increased. In each box-and-whisker plot, the thick line indicates the median. The upper and the lower edge of the box indicate the third and the first quartile, respectively. The range between the third and the first quartile is the inter quartile range (IQR). The upper whisker indicates the maximum value of the data in the range of 1.5 IQRs above the third quartile. The lower whisker indicates the minimum value of the data in the range of 1.5 IQRs below the first quartile. The data out of the range between the upper and lower whiskers are shown as circles.

（*post hoc* t-test, t(30) =5.884, p < 0.001）．

2.4　考察

咬筋筋電図が咀嚼回数や食物によらず比較的安定して発生するのに対して（表 1 (a)及び(b)），実際の咀嚼音は咀嚼回数や食物によってダイナミックに変化していたことから（表 1 (c)及び(d)），咬筋筋電図の整流値平均電位をそのまま連続咀嚼音の変調信号として利用するよりも，咀嚼のタイミングを検出するために咬筋筋電図を利用した方が良いのではないかと考えられた．もちろん，咬筋も筋収縮力が増すのに応じて大きな筋電図信号が観測されるようになるから，咬筋筋電図は食物の堅さをある程度反映している（表 1 (a)）．実際，漬物よりも堅い煎餅では，咬筋筋電図の振幅は大きかった．しかし，それ以外は全般的に咬筋筋電図は実際の咀嚼音に比べて安定に発生するものと考えられる．

また，実際の咀嚼音の振幅や持続時間がダイナミックに変化していたが，咀嚼回数の効果が食物の違いによる効果よりも大きいことが分かった（表 1 (c)及び(d)の ES を比較）．この咀嚼回数の効果は咬筋筋電図には表れていなかったことから（表 1 (a)及び(b)の ES を参照），咬筋筋電図に基づいて咀嚼回数をカウントし，そのカウントに応じて咀嚼音の振幅を小さくすることが有効であると考えられる．また，咀嚼回数に応じて咀嚼音の振幅や持続時間が低下していたが（図３及び図４を参照），最初の 3 ストロークよりも後のストロークでは咀嚼音の振幅や持続時間の低下が見られなくなっていた（詳細は割愛するが，図３及び図４に関する *post hoc* 多重比較の結果）．このことは，最初の数ストロークで食塊の堅さが大きく変

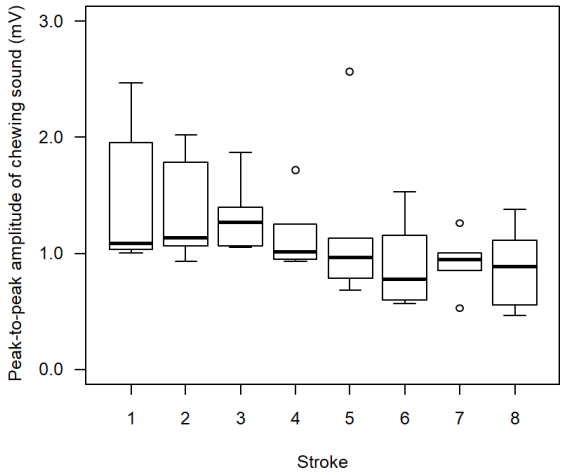

図４　咀嚼音量は咀嚼回数が増えるにしたがって次第に低下．箱ひげ図の見方については図３の説明を参照．

Fig.4　Peak-to-peak amplitude of chewing sounds decreased as the number of mastication strokes increased. For the box-and-whisker plots, see the description of Fig. 3.

化するという報告とも一致している[15]．したがって，咀嚼回数に応じた咀嚼音の振幅と持続時間の調整を最初の数ストロークに対して施し，それ以降は一定の振幅と持続時間とすることで十分と考えられる．

さらに，咬筋筋電図の onset から実際の咀嚼音の onset までの潜時も食物によって異なることが分かった（表 1 (e)）．咀嚼音の発生までの潜時は漬物よりも煎餅の方が短く，場合によっては咬筋筋電図の発生時刻より前に煎餅の咀嚼音が聞こえることもあり得る．咬筋筋電図に基づいて変調信号を生成するにあたり，咬筋筋電図よりも時間的に前に変調信号を立ち上がらせることはできないが，咬筋筋電図の整流値平均電位を閾値処理する際の閾値を下げることによって，咬筋筋電図の発生直後に変調信号を立ち上がらせることは可能と考えられる．

以上より，咬筋筋電図を咀嚼タイミングの手掛かりとして利用し，食物や咀嚼回数に応じて疑似咀嚼音の振幅と持続時間を変化させることが有効であると考えてこれまでの疑似咀嚼音呈示装置の改良することにした．

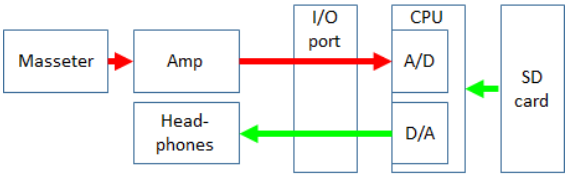

図 5　開発中の疑似咀嚼音呈示装置のブロック図．
Fig. 5　Block diagram of a pseudo chewing sound generator under development (2nd prototype).

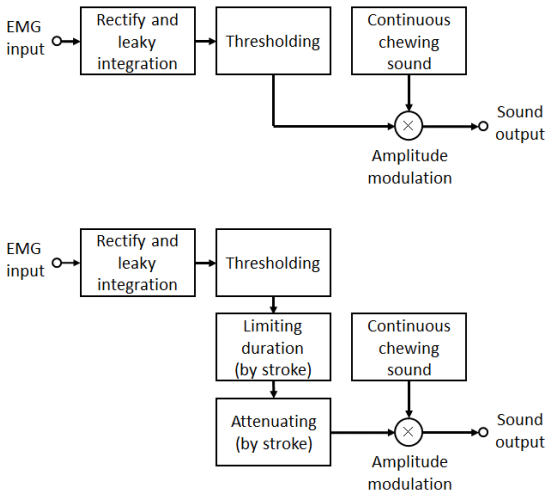

図 6　信号処理．筋電図の整流値平均電位波形に対して閾値処理を施して変調信号としていた（上）．閾値処理の後に咀嚼に伴う持続時間の低下と振幅の減衰を模した変調信号の処理を加えた（下）．
Fig. 6　Signal processing.　Modulation signals were generated by thresholding rectified-and-integrated EMG signals (upper).　We have added some processes reducing duration and amplitude after thresholding (lower).

3.　実験２：疑似咀嚼音呈示装置への実装

3.1　疑似咀嚼音呈示装置の改良

実験 1 によって得られた知見に基づいて，これまでの疑似咀嚼音呈示装置を改良した．図 5 は現在開発中の疑似咀嚼音呈示装置の全体図を示したものである．咬筋筋電図を差動導出して試作アンプ（prototype, gain: 442, passband: 159 -1.7k Hz）で増幅した後，マイコン基板（Adafruit 製 Feather m0 Bluefruit LE 及び Music Maker Feather Wing with Amplifier）上の A/D 変換器（12 bit, resolution: 0.4 mV/LSB）によってデジタル化し，マイコン上でデジタル信号処理を施して SD カード内の連続咀嚼音データを振幅変調した後に D/A 変換器（12 bit, resolution: 0.8 μ A/LSB）から疑似咀嚼音をヘッドホンに出力する．今回の改良はマイコン基板内で実行するデジタル信号処理プログラムを変更することで実現した．

図 6 は疑似咀嚼音呈示装置のデジタル信号処理部の改造前後の構成の違いを示したものである．改造前（図 6 上）においては，筋電図信号の整流値平均電位からベースラインノイズに依存すると考えられる部分を閾値処理によって取り除いたものを変調信号として用いていた．改造後（図 6 下）においては，咬筋筋電図を咀嚼タイミングの手掛かりとして利用し，咀嚼回数に応じて疑似咀嚼音の持続時間が短くなるように変調信号を制限するようにした（6 回の咀嚼で 300 ms, 280 ms, 260 ms, 240 ms, 220 ms, 200 ms と短縮．以降は 200 ms のまま）．また，咀嚼回数に応じて疑似咀嚼音の音量が小さくなるように変調信号を減衰させるようにした（6 回の咀嚼で 100%, 90%, 80%, 70%, 60%, 50%と減衰．以降は 50%のまま）．

3.2　実験方法

現在開発中の疑似咀嚼音呈示装置を用いて，実験 1 で示した実験状態とほぼ同じ条件で煎餅を咀嚼した際の咬

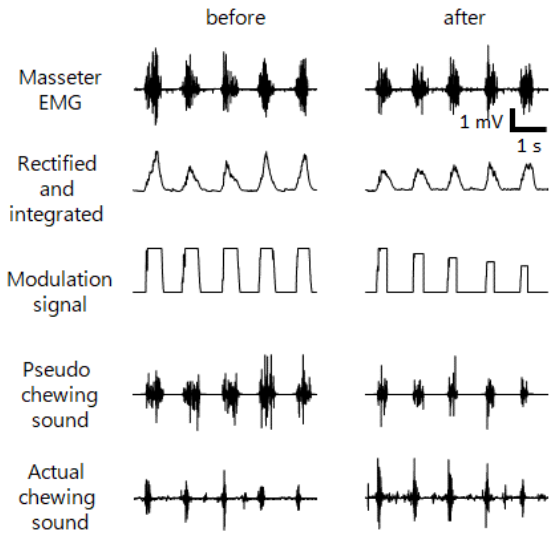

図 7　信号処理法の改善効果（咀嚼時）．
Fig. 7　Demonstration of the modification (mastication).

筋筋電図，咀嚼音，疑似咀嚼音呈示装置内部の信号を同時計測した．咬筋筋電図計測用アンプ及び疑似咀嚼音呈示装置には **3.1** で説明した装置を用い，マイクにはリニア PCM レコーダー（TASCAM，DR-07MKII）を用いた．

実験には咀嚼機能に異常のない協力者1名（男性1名，年齢 53 才）が参加した．1.5 Hz で左右に振れるメトロノームに合わせて，およそ 0.67 秒に 1 回の咀嚼を 5 回以上行わせた．尚，咀嚼する食物は煎餅（RC）のみとし，信号処理用マイコンのプログラムを切り替えて動作の違いを確認した．

3.3 実験結果

図７は煎餅を咀嚼した場合の咬筋筋電図，整流値平均電位，変調信号，疑似咀嚼音，実際の咀嚼音の時間波形を示している（上から順）．変調信号は，本来，整流値平均電位の振幅を反映したものとなっているはずであるが，今回の実験では信号処理法の改善の効果が分かりやすくなるよう，意図的に変調信号の振幅を飽和させてパルス状の信号として観測されるようにした．尚，スケールは筋電図のみ表示した．

3.4 考察

咬筋筋電図の振幅や持続時間が咀嚼回数によらずに比較的に安定であったことから（表１(a)及び(b)），咬筋筋電図の整流値平均電位を変調信号として用いていた改善前においては，疑似咀嚼音がほぼ一定の振幅と持続時間で発生してしまっていた（図７左）．しかし，改善後は咀嚼回数に応じて振幅が減衰し，持続時間が短縮するように調整できるようになっていることが分かる（図７右）．以上により，咀嚼回数に応じた疑似咀嚼音の持続時間と音量の変化を実際の咀嚼音を模擬できるように信号処理プログラムを改善できたといえる．

4. 全体的考察

食感に乏しい介護食の食感を改善し，食への興味を回復させることを目的として，我々は咬筋筋電図に基づいて疑似咀嚼音を生成する装置を開発している．これまでのところ，疑似咀嚼音が食感に与える効果について検討してきているが[1, 2, 8]，咬筋筋電図と実際の咀嚼音との関係については詳細には検討してこなかった．本稿では，連続咀嚼音を振幅変調するための変調信号として咬筋筋電図をどのように利用すべきか検討し，疑似咀嚼音生成装置の改善の効果を検証した．ここでは，本稿での結果を介護食を咀嚼する場面に適用する際の有効性や課題について検討する．

介護食では食塊の堅さが失われているため，咬筋筋電図の振幅に見られたような食物による違いは生じないと考えられる（表１）．したがって，今回実施した実験１の結果に基づけば，咬筋筋電図の振幅や持続時間は介護食や咀嚼回数の影響を受けずに安定していると考えられる．したがって，食物や咀嚼回数によらず安定して発生する咬筋筋電図（表１）から，食物や咀嚼回数によってダイナミックに変化する咀嚼音を再現するには単に咬筋筋電図から変調信号生成し，連続咀嚼音を振幅変調する方法では，このような変化を再現することは困難である．咬筋筋電図を咀嚼タイミングの手掛かりとして利用し，食物や咀嚼回数に応じて疑似咀嚼音の振幅と持続時間を変化させるという本稿で提案する方法は，堅さに変化の無い介護食を咀嚼している際の咬筋筋電図からダイナミックな咀嚼音を生成するのに有効であると考えられる．

しかし，その一方で介護食がやわらかいために咬筋の筋活動が十分に大きくなる必要はなく，咀嚼タイミングを安定に検出できないという問題を生じるかもしれない．この点を検討する上で，やわらかい介護食を十分に咀嚼された通常食と考えて検討することが役立つ．通常，咀嚼によって食物は粉砕され，最初の数ストロークで食塊の堅さが大きく変化するといわれており[15]，食塊がほぼ一様なやわらかさになってから嚥下される．したがって，数回の咀嚼の後には咀嚼音が食物によらずほぼ同様の音になると考えられる．このことは，最初の数ストロークで咀嚼音の振幅が小さくなり（図４），その持続時間も短くなっていたが（図３），それ以降は安定していたことからも示唆される．やわらかい介護食が十分に咀嚼された通常食であるという考えに基づけば，数回目以降の咀嚼に伴う咀嚼音や咬筋筋電図は介護食を食べたときのものとしてみることができる．そのように考えて実験１の結果を見てみると，咬筋筋電図が比較的安定して発生しており，onset や offset の時刻を検出できていたことから，介護食の場合であっても，咀嚼タイミングを知るのに十分な S/N 比での咬筋筋電図の計測が可能であると考えられる．

以上のように，介護食においても咬筋筋電図に基づいて疑似咀嚼音を呈示する装置は利用可能であると考えられる．その実際の効果はまだ不明であるが，疑似咀嚼音を呈示することによる食感の改善以外にも，咀嚼状態を終了し嚥下過程に移行するタイミングを促したり，唾液との撹拌を生じる咀嚼回数の増加が期待されると考えている．今後，さらに改良して本装置を介護現場へ持ち込めるようにしたい．

5. まとめ

我々は介護食の食感を改善することを目的として，咬筋筋電図を変調信号として連続咀嚼音を振幅変調することによる疑似咀嚼音呈示装置を開発してきている．しかし，噛みしめ状態などでは実際の咀嚼音を模擬できていなかった．本研究では，咀嚼時の咬筋の筋電図と実際の咀嚼音を同時計測し，そのデータに基づいて咬筋筋電図から疑似咀嚼音を生成する方法を見直した．その結果，食物によって振幅に違いは生じるものの咬筋筋電図が咀嚼回数によらずに安定して発生しており，その一方で実

際の咀嚼音は食物や咀嚼回数に応じて振幅や持続時間がダイナミックに変化していることが分かった．この知見に基づいて，咬筋筋電図を咀嚼タイミングを表す情報として捉え，食物の違いと咀嚼回数に基づいて疑似咀嚼音の振幅と持続時間を変化させるように疑似咀嚼音呈示装置を改良した．その結果，咀嚼回数に応じて疑似咀嚼音の持続時間と音量を調整できるようになり，改良前よりも自然な疑似咀嚼音を生成できるようになった．

今回の実験では，煎餅や漬物という通常食を咀嚼したときの咬筋筋電図と実際の咀嚼音を比較した．しかし，やわらかい介護食では咬筋筋電図の発生のタイミングや持続時間が通常食とはさらに異なる可能性もある．また，咀嚼音呈示装置の改良では，咀嚼に伴って咀嚼音量を次第に小さくすることができるようになったが，これによって介護食を咀嚼する際の嚥下のタイミングをコントロールできる可能性がある．今後，これらについて検討したい．

謝辞

本研究の一部は，JSPS 科研費 JP17H00755 の研究助成を受けたものです．

参考文献

[1] Endo, H., Ino, S., Fujisaki, W.: The effect of a crunchy pseudo-chewing sound on perceived texture of softened foods; Physiol Behav, **Vol. 167**, pp. 324-331 (2016).

[2] Endo, H., Kaneko, H., Ino, S., *et al.*: An attempt to improve food/sound congruity using an electromyogram pseudo-chewing sound presentation system; Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics (JACIII), **Vol. 22**, No. 2, pp. 342-349 (2017).

[3] Zampini, M., Spence, C.: The role of auditory cues in modulating the perceived crispness and staleness of potato chips; Journal of Sensory Studies, **Vol. 19**, No. 5, pp. 347-363 (2004).

[4] 増田，岡嶋: 咀嚼音が食感と快・不快度に与える効果; 信学技報, **Vol. HIP2011-51**, pp. 57-62 (2011).

[5] 小泉，田中，他: Chewing JOCKEY －咀嚼音提示を利用した食感拡張装置の検討－; 日本 VR 学会論文誌, **Vol. 18**, No. 2, pp. 141-150 (2013).

[6] 飯島，小池: 食品の視覚情報と咀嚼音の重畳を用いたクロスモーダル効果による食感変化; 信学技報, **Vol. IMQ2013-40**, pp. 83-86 (2014).

[7] 中島，菅野: ポテトチップスを利用した咀嚼音遅延フィードバックによる食感拡張の検討; 日本 VR 学会論文誌, **Vol. 21**, No. 4, pp. 585-594 (2016).

[8] Endo, H., Ino, S., Fujisaki, W.: Texture-dependent effects of pseudo-chewing sound on perceived food texture and evoked feelings in response to nursing care foods; Appetite, **Vol. 116**, pp. 493-501 (2017).

[9] 遠藤，大森，他: 擬似咀嚼音による介護食の食感改善の試み－音と食品との違和感が効果に及ぼす影響の検討－; 信学技報, **Vol. WIT2017-2**, pp. 5-10 (2017).

[10] Mansouri, H., Paige, R. L., Surles, J. G.: Aligned rank transform techniques for analysis of variance and multiple comparisons; Communications in Statistics-Theory and Methods, **Vol. 33**, No. 9, pp. 2217-2232 (2004).

[11] Wobbrock, J. O., Findlater, L., Gergle, D., *et al.*: The Aligned Rank Transform for Nonparametric Factorial Analyses Using Only ANOVA Procedures; 29th Annual Chi Conference on Human Factors in Computing Systems, pp. 143-146 (2011).

[12] Armstrong, R. A.: When to use the Bonferroni correction; Ophthalmic and Physiological Optics, **Vol. 34**, No. 5, pp. 502-508 (2014).

[13] Benjamini, Y., Hochberg, Y.: Controlling the False Discovery Rate - a Practical and Powerful Approach to Multiple Testing; Journal of the Royal Statistical Society Series B-Methodological, **Vol. 57**, No. 1, pp. 289-300 (1995).

[14] 水本，竹内: 研究論文における効果量の報告のために ―基礎的概念と注意点―; 英語教育研究, **Vol. 31**, pp. 57-66 (2008).

[15] Peyron, M. A., Lassauzay, C., Woda, A.: Effects of increased hardness on jaw movement and muscle activity during chewing of visco-elastic model foods; Exp Brain Res, **Vol. 142**, No. 1, pp. 41-51 (2002).