

膝 OA 早期診断支援システムの開発に関する 膝可動時の発信をキャッチするセンサの開発と性能評価 (膝関節屈伸信号解析における周波数レンジが及ぶず解析結果への影響)

長尾 光雄¹⁾, 横田 理¹⁾, (紺野 慎一²⁾, Kim Youngho³⁾)

¹⁾日大工・機械, (²⁾福島医大・整形, ³⁾Yonsei Univ.Bio.Eng)

1. 結論

変形性膝関節症(KOA と略記; Knee Osteoarthritis)の早期診療支援システムの構築を目指している。^{1,2)}そこで、どこでも簡単に膝関節表皮から非侵襲で膝関節屈伸動作から診断情報が計測できる骨関節音響センサ(BJAS と略記; Bone-Joint Acoustic Sensor)と解析手法を試作開発している。³⁻⁵⁾

ここでは、BJAS で信号を取り込むサンプリング周波数と関連する周波数レンジ選択の違いによって取りこぼされた信号とその意味について考察し、信号解析手法を提案する。

2. 周波数レンジ f_c とサンプリング周波数 f_s

周波数レンジとサンプリング周波数をそれぞれ f_c と f_s と略記し、これらにはサンプリング定理による $f_s > 2.56f_c$ の関係がある。これらと信号解析の関係を検討するに至った根拠について述べる。BJAS では $f_c=20\text{kHz}$ 程度を想定している。これに対して市販の医療福祉機器では $f_s=1\sim 10\text{kHz}$ のため $f_c=0.4\sim 3.9\text{kHz}$ 程度であるため、5.1~51 倍のデータ数になる。 $f_c=20\text{kHz}$ の f_s は $f_s > 2.65 \times 20\text{kHz} = 51.2\text{kHz}$ となる。この条件で3~4 回屈伸するのに要する計測時間は最短で30 秒のため、データ数は $51.2\text{kHz} \times 30\text{s} = 153.6 \times 10^4$ 以上となる。このデータ処理の過程で f_s を小さくしたい理由は、処理する時間的労力が大きい、共同研究先の f_s 仕様が通常 6.0kHz と 12.0kHz であり、計測およびこれらの条件を統一する必要がある。

3. 検討した3条件の f_c

検討した f_c は次に示す3条件、 51.2kHz 、これの四分の一と八分の一とした 12.0kHz と 6.0kHz である。

条件(1) : $51.2\text{kHz}(51.2/51.2=1/1.00)$, $f_c=20.0\text{kHz}$

条件(2) : $12.0\text{kHz}(12.0/51.2=1/4.27)$, $f_c=4.70\text{kHz}$

$f_c=20.0\text{kHz}$ と比べて、 4.70kHz 以上の周波数 f は取り込めない。

条件(3) : $6.0\text{kHz}(6.0/51.2=1/8.53)$, $f_c=2.34\text{kHz}$

$f_c=20.0\text{kHz}$ と比べて、 2.34kHz 以上の周波数 f は取り込めない。

(1) オリジナルデータの取得とサンプリング

オリジナルデータは条件(1)の $f_s=51.2\text{kHz}$ ($f_c=20.0\text{kHz}$) を膝関節から自動と荷重の3 往復伸展屈曲した信号を取得する。これから、条件(2)と(3)に沿ってサンプリング処理をする。この3条件における、膝関節屈伸時の発信イベント数 N とその比 $v_0=N_W/N_{NW}$ を求め、 51.2kHz と比べる。記号は、

NW : No Weight(自動屈伸), W : Weight(荷重屈伸)

N_{NW} : NW のイベント数, N_W : W のイベント数

と表す。

(2) STFT マッピングで比較 条件(2)と(3)で含まれなかった 4.70kHz と 2.34kHz 以上の STFT の中で、計測された信号があればその f 範囲でイベント数とその比を求める。

(3) $HPF \geq 0.2\text{kHz}$ オリジナルデータには、電源ノイズや低周波数ノイズ等の影響を考慮して 0.2kHz 以下をカットした HPF 処理をする。このデータから上記の(1)と(2)と同じく、イベント数とその比は $v_{0.2}=N_W/N_{NW}$ と表し、 v_0 と $v_{0.2}$ を比較する。

4. 計測方法と条件

試験の目的と方法に同意を得た被験者の情報は、年令23 歳、男性、身長185cm、体重68kg、BMI19.9、学生、運動歴なし、常時右膝関節に違和感がある。計測条件は、右膝関節脛骨上端外側、BJAS と角度計を用いてデータ収録、 $f_s=51.2\text{kHz}$ 、自動と荷重の3 往復分、自動は座位の姿勢で荷重は座位から立位の姿勢である。角度計は伸展屈曲および休止動作のトリガーとした。計測機器は(株)小野測器製の AD 変換装置 16ch-DSP2000、解析ソフトウェアは Oscope + Ochart を用いた。

5. 計測と解析結果

(1) 短時間フーリエ変換 Fig.1 に示す(a)自動と(b)荷重の上部には伸展屈曲した一往復の時系列信号を示す。これを $f_c=20.0\text{kHz}$ で STFT によるマッピング化した図がその下に表示してあり、時間軸で上下の信号は相関している。この解析した条件は、フレーム長1024、フレーム間隔128、および窓関数ハンニングとした。伸展域、休止域、および屈曲域を示す。

信号は主に伸展屈曲で計測される。条件(1)から(3)を①から③で示し、 f_c の範囲は両端丸点の縦棒で表す。③を基準にして①と②を観察する。①と②では2.34kHz および 4.70kHz 以上の信号が取り込めていないことが分かる。この被験者は、屈曲域の可動領域での発信が強い。自動の形態は短時間に縦縞状に連続して幅広く表れており、荷重では限定された領域で縦縞が密集しており、14kHz まで達していることが分かる。また、※印の破線で囲った時間領域にも信号の取り込みが見られる。このマッピング処理からは、条件(1)は必然と考える。10kHz の定常信号は外部からノイズである。

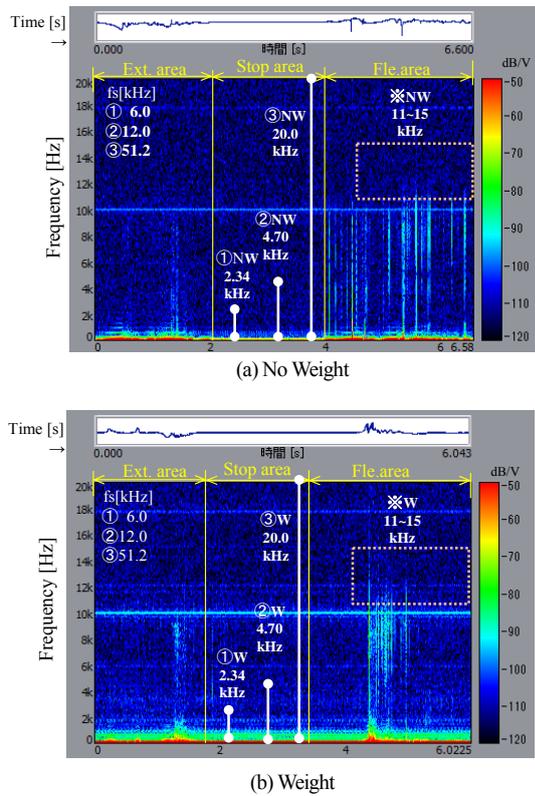


Fig.1 Measurement conditions $f_c=20.0\text{kHz}$ and $f_s=51.2\text{kHz}$; mapping display of STFT one round-trip signal.

(2) イベント数の比較 3条件 f_c で STFT 処理されたタイムトレンド線図が得られる。Fig.2 の(a)は条件(3), (b)は Fig.1(a)の条件(1)を示し、信号の強さは左縦軸、イベントカウンターの大きさは右縦軸で表す。イベント数は、Fig.1 と Fig.2 に示す休止域の信号を除いた伸展および屈曲域のタイムトレンド線図の総数と定義し、これにはしきい値 (SI TH) を設定した。図は一往復のため中間時間が休止の信号強度であるため、これを超えた縦軸にしきい値を設定した。図では、SI TH = -50 dB のオレンジ色の線で表した。この線を超えたイベントを 0 秒から積算して表した線が茶色の線図となり、イベント数の積算総数は 196

と 1510 である。積算総数の違いは条件(1)と(3)の f_s の違いである。なお、図中の空色の線はすべての信号強度の平均値を表す。

Fig.3 は Fig.1 に示す条件(1)のオリジナルデータを用いて、条件(1)から(3), および 0.2kHz 以下をカット処理した自動と荷重を並べた総イベント数である。

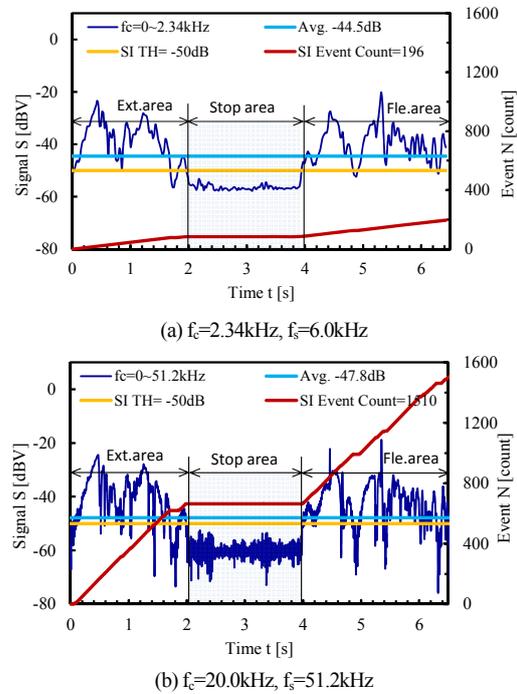


Fig.2 Time trend signal of STFT; No Weight.

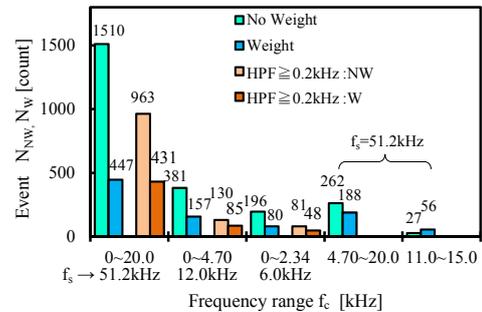


Fig.3 Comparison of the number of events with respect to the three conditions of f_c .

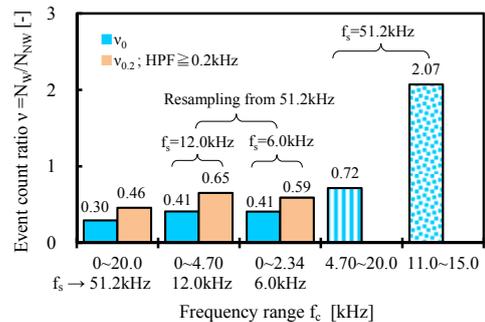


Fig.4 Events count ratio with respect to the three conditions shown in Fig.3.

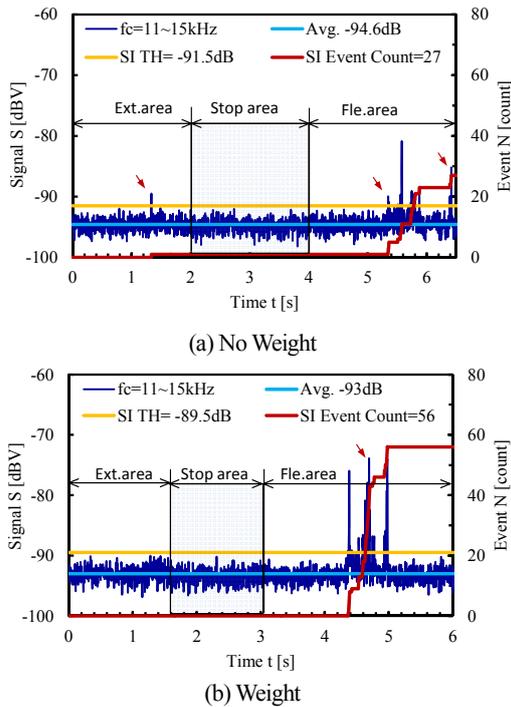


Fig.5 Time trend signal of STFT of $f=11\sim 15\text{kHz}$; the case of $f_s=51.2\text{kHz}$.

また、条件(2)では含まれなかったオリジナル信号のイベント数、およびFig.1の※印で示した f の範囲が 11kHz から 15kHz のイベント数も表す。Fig.4 は Fig.3 のイベント数の v_0 と $v_{0.2}$ を求めて表した。

条件(1)から(3)においてイベント数に共通する点は、荷重より自動が多い。イベント数はオリジナルの f_c からリサンプリングした条件(2)と(3)のようにデータ数が少なくなり、これに応じてイベント数も少ない。次に、条件(2)では解析から除外された 4.70kHz 以上のオリジナルデータにはイベント数がそれぞれ 262, 188 とカウントされており、さらに、11kHz から 15kHz の範囲でも 27 と 56 であり、荷重が自動のイベント数を超えている。これのしきい値によるイベントカウントしたタイムトレンド線図が Fig.5 である。イベント数 56 は図(b)の矢印で示す 4.3 秒から 5.0 秒に集中しており、Fig.1 のマッピングとも関連し、同じく 27 は矢印で示す 1.3 秒、5.4 秒から 6.0 秒、および 6.4 秒でカウントされている。これらの意味することは、 f_c にこだわらないで STFT のマッピング等を綿密に観察しながら信号の強い f の範囲を任意に選択する、または狭い周波数単位で設定した f_c の範囲をスキニングすることで、信号の差異や変化が抽出可能であることを暗示している。

(3) f_c の依存性とイベント数の比 f_c の範囲が条件(1)から(3)に移行することは、解析時間の労力が軽減する条件でもある。Fig.3 からはイベント数の大小と f_c の大小が関連するので単純な比較はできない。

そこで、Fig.3 で表した f_c の大きさに依存しない荷重と自動のイベント数の比で表したものが Fig.4 である。条件(1)から(3)の v_0 値は 0.30~0.41, $v_{0.2}$ 値は 0.46~0.65 となり、それらの f_c が影響していないことが分かる。これに対して Fig.1 の※印で示した条件(2)に含まれていない f の領域の発信は見逃すことになり、例えばこの領域の信号が有力な診断情報の場合には、正確な情報がない中での診断になる可能性は否定できない。11kHz から 15kHz では 2.07 となり、荷重が自動の 2 倍以上のイベント数である。これは、3 条件とは異なった特性である。前節 (2) の最後でも述べたように、被験者の病態や個体差による発信状態が異なることは予想できるため、発信を解析する f_c は可能な限り広くするべきである。現状では条件(1)を提案するが、今後の解析手法の開発次第では時間的な労力が軽減され、有効な診断情報が得られる期待は高い。

6. 結論

周波数レンジの大きさがサンプリング周波数とイベント数に及ぼす影響について、被験者の信号を用いて解析した結果から、現在提案できる点を次に要約する。

(1) 計測信号には 14kHz 前後の発信が見込めるため、サンプリング周波数は条件(1)の $f_s=51.2\text{kHz}$ が有効である。条件(2)と条件(3)では、診断に有益な信号の取りこぼしが起きる。

(2) 信号強度の差異を比較するためには、これらを数値化する方法が有用である。今回は 1 往復のタイムトレンド線図にしきい値を設定し、そのイベント数をカウントする方法は有効であった。共同研究の場合には、設定方法を統一する必要がある。

(3) 計測信号から診断情報に関わるデータを取得するためには、綿密な調査による数値化は不可欠である。よって、広範囲の f では特徴的な現象が隠れてしまうため、狭い周波数単位の f で連続的に調査する必要がある。

文献

- 1) 日本大学：生体用音響センサ及び生体音響センサを用いた診断システム, WO2011/096419.
- 2) 長尾, 横田：変形性膝関節症の早期予防を目指した診断支援システム用センサの開発, 地域ケアリング, Vol.17, No.11, (2015), pp.50/54.
- 3) Nagao, Yokota et al., Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Int. Jour. Tech. & Health Care, Vol.23, No.6, (2015), pp.715/727.
- 4) 長尾, 横田, 他 2 名：平成 26 年度研究成果報告会要旨集, 日本大学工学部発行, 2015.6.6, pp20/23.
- 5) 長尾, 横田, 他 2 名：膝 OA 予防診断を目指した BJAS の開発, 第 49 回日本生体医工学会東北支部大会要旨集, (2015.11.21), p24.