

変形性膝関節症（膝 OA）の早期診断を目指した研究 — 屈伸信号の定量化・膝関節の力学・臨床研究 —

○長尾 光雄¹⁾, 酒谷 薫²⁾, 横田 理³⁾

1) 日大工・機械 2) 日大工・電気電子 3) 日大工・上席研究員

【緒論】

人の健康寿命は栄養、運動、および健康志向により延伸して喜ばしいことであるが、その一方で二足歩行である人は、加齢に伴い身体バランス能力の低下と共に、運動、反射、判断、言語、思考、および歩行等の機能低下が避けられない現実にある。日常の歩行機能維持には、下肢の運動機能が深く関り、膝関節で発症する変形性膝関節症（膝 OA）も例外ではなく、特に一度発症すると遅延治療や人工関節置換術等で凌いでいる。発症時期に個人差はあるが、発症の予防や発症後の遅延診療は、運動機能や QOL の維持につながり、アクティブエイジング社会¹⁾に貢献する。これを目指した膝 OA 計測診断支援システム²⁾の構築に関わる研究を進めている。

昨年度までに得られた研究成果を以下に報告する。

【計測診断支援システムの構想²⁾】

Fig.1 において、医師①は受診者②に計測センサ③を装着して、座位の姿勢から自動・荷重屈伸した信号を取得する。この信号パターンと症例データベースの信号パターン④と⑤により照合一致させ、問診等と総合して、医師は診断⑥を下す。これにより受診者は予防や早期治療が開始される構想である。この中で、研究対象は症例データベース①と④の信号パターンや数値化とつなぎ合わせる必要がある。そのためには、②の②に関わる信号をセンサ③を介して取得した信号に対して、特徴化、数値化、およびパターン化の手法を提案し、これを検証する必要がある。

本報では、(1) ③による②と④に関わる屈伸信号

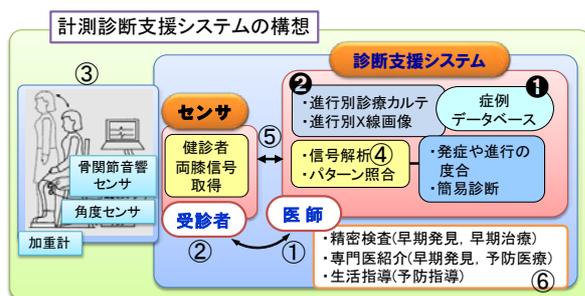


Fig.1 Concept of measurement and diagnosis support system.

の定量化、(2) 同じく屈伸時の膝関節周りの力学、(3) ②の②に対応する③から④を検討した臨床研究の一端について述べる。

【研究成果】

(1) 屈伸信号の定量化^{3),4)}

膝関節の軟骨では、変性から摩擦に進展することで摺動抵抗が増大し、これに応じたメカニカルな発信が起きていると仮定しており、診断情報が得られると考えている。Fig.2 下段に示す青色線 S が PS レベルで屈伸させた際の STFT 処理したタイムトレンド表示である。屈伸の信号を取り出すために網掛けの休止 Pause に対して太い赤色線の「しきい値 TH」で「排除」する方法検討した。その方法は、網掛けした休止信号の桃色破線の平均値 (Avg.) と標準偏差 (SD) から、 $TH \geq Avg. + \alpha SD (\alpha=3)$ で表した。しきい値の屈伸は、上段の水色線で示した屈伸角度と同期した (1) 伸展 Ext., (2) 屈曲 Flex., (3) 1 回の屈伸、およびすべての屈伸 (4) とした 4 分類、Avg. と SD は休止の安定した信号で与えた。これら 4 分類に対応した TH の Avg. と SD は、さらに①から④の方法で与えた。①は解析者の見た感覚、②は休止、③は②の安定した信号、④はすべての休止信号を対象とした③による方法である。このように (1) から (4) に応じた①から④の組合せの中から信頼できる組合せを検証した。Fig.2 は (1) 伸展の例であり、TH を超えた信号 S は右縦軸により Event 数として

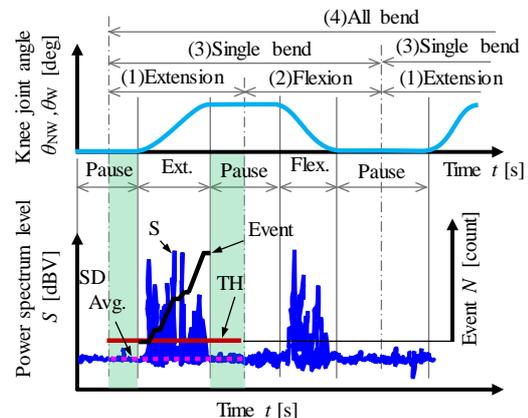


Fig.2 Digitization of the knee bending with the pause region as the threshold; ex, event count of knee extension.

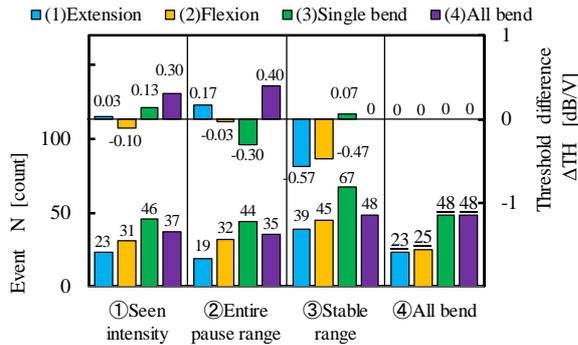


Fig.3 How to give thresholds (1)~(4) comparison, healthy left patella - example of load flexion.

カウント積算され太い黒色線で示せる。

23才健康常膝関節左膝蓋骨荷重屈伸の例を Fig.3 に示し、効果的な TH の与え方を考察する。左縦軸は N 値、右縦軸は④の TH と (1) から (4) および①から③までの TH との差 ΔTH である。ここで図中 (1) の伸展と (2) 屈曲の加算値は (4) の屈伸の N 値と同じである必要があり、④は $23+25=48$ と一致するが、①から③は ΔTH の大きさだけ一致しない。信頼できる TH はすべての屈伸を対象とした (4) の④の方法であった。

(2) 膝関節の力学

膝蓋大腿関節面 PFJC や脛骨大腿関節面 TFJC の相対運動では、メカニカルストレスに即したメカニカルな発信が期待できる。膝関節に作用する膝蓋大腿関節力 PFJF と脛骨大腿関節力 TFJF の大きさを推定することは、発信から関節面のストレス状態を推測するのに役立つ。そこで、Fig.4⁶⁾に示す上半身と下肢の膝関節周りの筋骨格系を幾何学リンクモデルに置き換えて、膝関節屈伸角度から PFJC と TFJC に及ぼす PFJF と TFJF を求めて、発信形態を推測した。Fig.4 は左側面において、座位の姿勢を起点とした自動屈伸 NW と荷重屈伸 W のリンクモデルと記号である。それぞれ、足関節 α_c 、膝関節 α_j 、および股関節 α_c 。屈伸は太い実線で示した座位を基準に、NW は細い破線、および W は太い破線で示す。大腿部リンク長さは $l_1=400\text{mm}$ 、下腿リンク長さが $l_2=380\text{mm}$ 、および上半身リンク長さ l_3 。立ち易いように $\theta_1=20\text{deg}$ 引き込むと l_1 は θ_2 下がり、可動域角度は $\theta_3=73\sim 180\text{deg}$ と θ_4 であり θ_3 は膝関節内角とした。体重 $B_m=60\text{kg}$ 、自重は上半身 $B_c=40.7\text{kg}$ 、大腿部 $B_f=12.0\text{kg}$ 、および下腿部 $B_t=5.6\text{kg}$ で表し⁷⁾、 B_f と B_t はリンク中央に設定し、 B_c は NW では座面にあり、W では重心線 α_c 上に設定した。

PFJF と TFJF の導出では、Fig.4 の α_j 周りのリンクにより誘発される力とモーメントを推定するため、その構成要素を Fig.5 に示す。同図(b)の α_j を回転中心とした下肢伸展は主に大腿四頭筋の張力 T_f とモーメントアーム r により膝蓋骨を經由して下腿に付着した膝蓋腱の張力 T_t の合力 PFJF によって行われる。この合力は関節内角 θ_3 の大小で α_j 周りのモーメントアーム長も変わる。このとき、 T_t により脛骨が大腿骨に押し付ける力 TFJF も同時に発生し、 θ_3 による T_t の大きさと連動している。これらは筋肉の張力によって誘発され、これが PFJC と TFJC に同時に機能することで伸展は可能になる。以下に導出した力の式を示す。

$$T_f \cdot r = B_c l_2 \sin\theta_1 + B_f l_1/2 \cdot \cos\theta_4 \quad (1)$$

$$T = T_f = T_t$$

$$\text{PFJF} = \{2T^2(1+\cos\theta_r)\}^{0.5} \quad (2)$$

$$\text{TFJF} = T \cos\theta_{jr} + (B_c \sin\theta_1 + B_f \sin\theta_4) \quad (3)$$

W の PFJF と TFJF について示し、NW は省略する。Fig.5(b)の W の α_j 周りのモーメント $T \cdot r$ は式(1)、Fig.4 の実線で示す座位の姿勢から腰部を椅子から浮かすためには、自重により発生する点 α_j の右回り

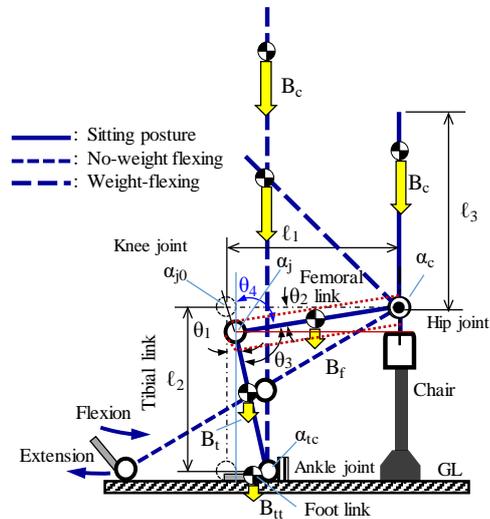
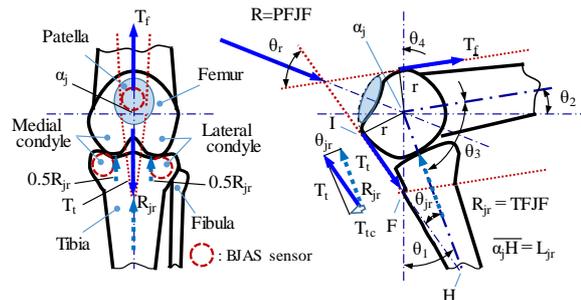


Fig.4 Body lower extremity joint link model and symbols.



(a) Tibial femoral joint force (b) Patellofemoral joint force
Fig.5 Mechanical model of PFJF and TFJF (left knee joint).

のモーメントに対抗する PFJF が膝蓋骨を押し込むことで、座位からの伸展モーメントが誘発される。関節内角 $\theta_3=73\sim 180\text{ deg}$, 式 (2) と式 (3) より求めた結果を Fig.6 に示し, Table 1 には体重 B_m との比率も求めた。横軸の θ_3 は完全屈曲時に 0 deg , 左縦軸から PFJF の最大値は $\theta_3=73\text{ deg}$ にて 1340 N 以上, これの体重比は右縦軸から約 2.3 倍になる。0.5TFJF の最大値も同じく 455 N で体重の約 0.8 倍の力が発生している。立ち上る PFJF は 0.5TFJF の約 2.9 倍以上の力が働く。 $\theta_3=2\pi$ の直立ではすべての自重が重心線上に並ぶためモーメントアームは 0 (ゼロ) となり, PFJF = 0 N , 0.5TFJF は関節上部の自重を支える 129 N となる。同表には深く屈曲した場合も表し, 約 2.3 倍が 2 倍の約 5.7 に達する。これらには屈伸時の瞬間的な加速度や衝撃力の項, および PFJC と TFJC の接触応力分布の変化は含まない。

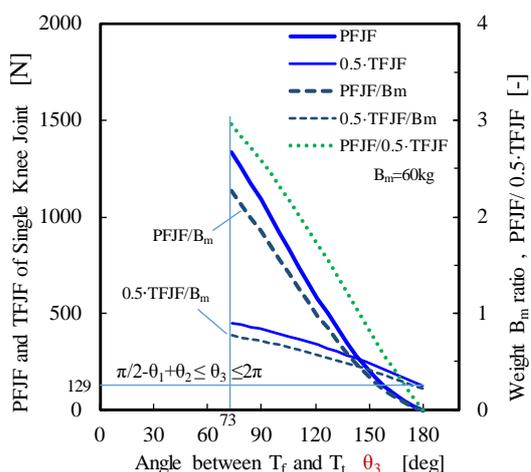


Fig.6 Knee angle and joint force of set-to-stand.

Table 1 Relationship between PFJF and TFJF, single knee.

Item	Sit-to-stand		Deep bending	
	θ_3 [deg]	B_m ratio	θ_3 [deg]	B_m ratio
θ_3 [deg]	73~180		29~180	
θ_i [deg]	55~162	60 [kg]	0.6~72	60 [kg]
PFJF _{max} [N]	1340	2.3	3330	5.7
TFJF _{max} [N]	910	1.5	1650	2.8
0.5-TFJF _{max} [N]	455	0.8	830	1.4

(3) 臨床研究

1) 被験者数 計測対象者は, 協力病院の外来 63 例, 同じくトレーニングジム会員 17 例である。

2) 解析事例・その 1 一例として, 年齢 66 歳, 体重 60 kg の女性, 自覚症状は両膝に腫れ感, 右下肢に異常はなく, 左下肢には股関節から大腿部内側, および脛脛に掛けて痛みを感じている。2 年前に腰椎椎間板ヘルニアの施術療法を受け通院しており,

日常生活には支障がない。Fig.4 の座位の姿勢において, Fig.5(a)の膝蓋骨, 脛骨内外側顆の 3ヶ所から NW と W の 3 回繰り返した信号を取得した。信号は 0~20 kHz, TH は採用した方法で行い, 繰り返した屈伸の平均 N 値で表した。その結果が Fig.7 である。

両膝関節において, 中央が膝蓋骨, 左右が脛骨外側・内側を表し, 2本の棒グラフの左右は NW と W を並べて示し, N 値の最大最小も表す。両膝関節の共通点は NW より W の N 値が高く, 膝蓋骨は脛骨内外側より N 値が高い。これは膝関節の力学で示した PFJF が TFJF の約 2.9 倍大きいため, これに相応して N 値も大きくなったと推測する。

右膝関節(a)の脛骨内側の N=72 は外側の 8 倍, 膝蓋骨の 1.8 倍になる。左膝関節(b)では PFJF と TFJF の大きさと相関した N 値であるが, 総 N 値は右膝関節の約 2.5 倍になる。関節面状態と負荷の作用が左右で異なっていると推測する。次に, 左下肢に神経系の痛みと歩行時の違和感を愁訴している(b)の膝蓋骨は(a)の約 4 倍となり, 痛みと N 値の関連を認める。参考までに, Fig.8 には 22 歳の男性で継続的な運動履歴を有しない健康な左膝関節の N 値を(a)に示す。この場合も NW の膝蓋骨は高値であるが, W の 3 点間には N 値の差異は現れていないため, 関節面を含む下肢筋骨格等の構成要素が健康であれば, 大きい PFJF が膝蓋骨に作用しても, この高齢者のように高い N 値にはならない。

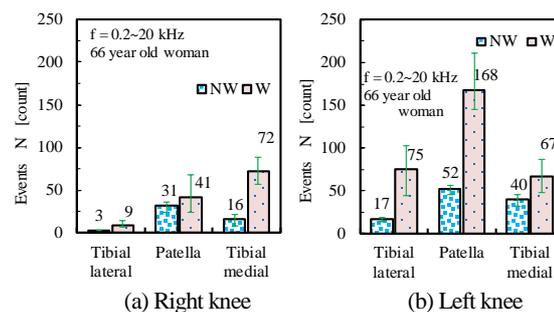


Fig.7 3 points average event (66 year old woman).

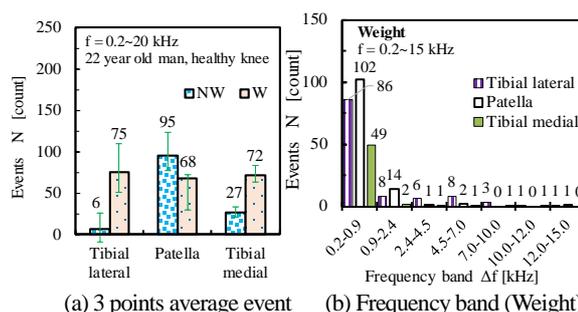


Fig.8 Signal event count (22 year old man, healthy left knee).

3) 解析事例・その2 その1ではFig.3で提案したN値は周波数帯0~20kHzを対象としたが、これを分割することで周波数とN値の特徴を確かめた。Fig.9にはFig.7の荷重屈伸W左右のN値を示す。横軸は3点の7分割周波数を示す。

・右膝関節 Fig.7の3点に対応したFig.9のN値が大きい周波数帯を眺める。脛骨内側 N=72 は0.2~0.9 kHzでN=138, 膝蓋骨 N=41 は4.5~10.0 kHzでN=74, 脛骨外側 N=9 は0.9~2.4 kHzでN=43である。PFJFが大きいPFJCでは高い周波数帯の発信, TFJFが小さいTFJCでは低い周波数帯の発信を推測する。この被験者はWの脛骨内側の信号が0.2~0.9 kHzに集中しており, ミクリツ線が膝関節内側をとる内反変形や筋力の衰えが疑われる。

・左膝関節 同じく, 膝蓋骨N=168は広く0.9~10.0 kHzでN=277, 0.9~2.4 kHzではN=127と特に多い, 脛骨外側 N=75も広く0.2~7.0kHzでN=172, 脛骨内側 N=67は0.9~4.5 kHzでN=114である。PFJCやTFJCの異常な状態は, 高いf値と高いN値に表れることが分かった。また, 膝関節痛とN値の関係には個体差を認めた。

・健全な膝関節 Fig.8(a)のWには3点間の差異は認めないが, (b)からも高いN値は0.2~0.9 kHzに

集中し, 3点の差異はなく, 高いf値の発信は認めない。これとFig.9からは, 高齢者の関節面摺動状態に応じたf値の範囲やN値の大小が様々な形態で表れていることが容易に推測されるため, これらの情報は膝OAならびに診断技術に活かせる。

【結言】

昨年度までの研究成果の要約を以下に述べる。

(1) 膝関節から計測した時系列信号の数値化には, 複数のしきい値を提案しその検証から有効な方法が提案できた。

(2) 座位から屈伸する膝関節周りの力学を下肢筋骨格系モデルから推定し, 関節面に働くメカニカルストレスとメカニカルな発信の因果関係が示せた。信号の個体差はイベント数と周波数特性に表れる。

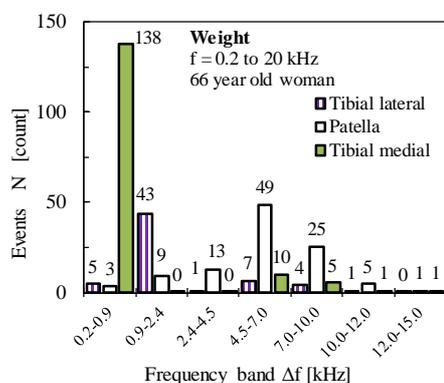
(3) 臨床研究からは診断に関わる解析の工夫, および蓄積されつつあるデータから診断に活用する工夫が必要であり, 今後は関係者と相談しながら進め, 計測診断技術または支援技術の開発を目指す。

【謝辞】

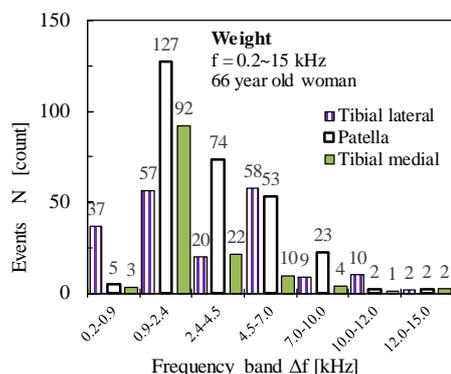
平成29年度も次の方々のご助言とご協力により研究を推進することができた。臨床研究では平野雄三認定理学療法士(脳卒中)(南東北春日リハビリテーション病院), データ整理では菊地達彦氏(日本大学大学院), 力学モデルと解析では見坐地一人教授(生産工学部-数理情報工学科), および統計データ解析ではキムヨンホ教授(延世大学-健康科学部), ここに記して謝意を表す。

【参考文献】

- 1) 厚生科学審議会地域保健健康増進栄養部会, 次期国民健康づくり運動プラン策定専門委員会「健康日本21(第2次)の推進に関する参考資料, ③高齢者の健康(2012), 75.
- 2) 日本大学:特許 No.5754689号,2015, (WO2011/096419, 2011).
- 3) 長尾, 菊地, 他2:BJASにより計測した膝関節屈伸信号の定量化, LIFE2016, (2017.9), 3E1-7.
- 4) 長尾, 菊地, 他2:膝関節可動域角度計の性能とバイオメカニクス, 2017日本設計工学会秋季研究発表講演会, (2017.10), 151.
- 5) Paul G.J.Maquet: Biomechanics of the Knee, Springer-Verlag, (1984), 58.
- 6) 長尾, 菊地, 他5:膝関節音響センサを用いた膝関節屈伸信号を力学モデルから考察, 2018日本設計工学会四国支部研究発表講演会, (2018.3).
- 7) 嶋田, 有馬:筋骨格系のキネオロジー, 医歯薬出版, (2016.10.15), 95.



(a) Right knee joint, 3 points N value.



(b) Left knee joint, 3 points N value.

Fig.9 Subject in Fig.7, Weight bending.