

変形性膝関節症（膝 OA）早期診断を目指した計測支援システム構築に関する研究；センサと計測方法の開発

○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

【背景・目的】

人の健康寿命は健康志向，医療や福祉のサポートにより延伸傾向にある一方，これらに関わる予算増加対策は国家的重要な施策の柱に掲げられており，様々な策定により進められている¹⁾²⁾。対策の基本は，自らの意志で二足歩行できる身体づくりであり，特に筋骨格系や神経系の維持は運動器系の自立には不可欠である。その中で酷使される膝関節は加齢や高齢になれば自然と変形しながら機能が衰退するため，下肢運動器系のダメージが大きく，歩行障害に陥るリスクが高くなる³⁾。運動機能症候群（ロコモティブシンドローム）に陥らず，歩行を維持するためにも，これらを早期から診断可能にする計測システムが望まれる。早期からの予防や機能回復は自立した歩行が見込めるため，財政的負担の軽減や生活の質（QOL）の向上にもなる。その代表的な変形性膝関節症（膝 OA）は後退性疾患のため，これの早期治療を目指した計測支援システムの構築を提案する⁴⁾⁵⁾。これには，非侵襲で無痛の小型センサ，診断用エビデンス分類の策定，および計測場所を選ばない計測システムの開発を目指した。

【早期診断計測支援システムの構想⁴⁾⁵⁾】

Fig.1 には，主に院外のどこの場所でも計測できる例である。骨関節音響センサ（Bone Joint Acoustic Sensor）⁶⁾ は皮膚表面に貼り付けるため非侵襲無痛である。Fig.1 において，医師①は受診者②に各種センサ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，これを臨床研究で検証する必要がある。本研究において，第一には③による②と④に関わる屈伸信号の定量化，第二に

は屈伸時の膝関節周りと関節面に対する静力学と動力学のバイオメカニクス，第三には臨床研究から②の②に対応する③から④の特徴化とパターン化の可能性を試みた。成果報告では，次の3点を採り上げる。③による②と④に関わる屈伸信号の定量化，同じく屈伸時の膝関節周りの力学，②の②に対応する③から④を検討した臨床研究について述べる。

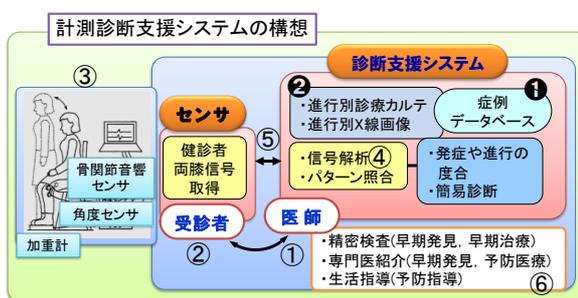


Fig.1 Configuration of measurement diagnosis support system for knee OA disease screening; ex, outside hospital.

【屈伸信号の数値化と特徴化⁷⁾】

膝関節面の摺動抵抗は摺動組織の変性や衰退で変わり，これを BIAS は計測している。Fig.2 の下段に示す青色線 S が Fig.1 の③より得た屈伸の STFT 処理したタイムトレンド表示である。数値化の対象とする屈伸信号の取り出しは，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」する方法である。それは休止域信号を用いて桃色破線の平均値 (Avg.) と標準偏差 (SD) から， $TH \geq Avg. + \alpha SD (\alpha=3)$ で排除した。屈伸は上段に示す水色線の屈伸角度と同期させ，数値化の試みは次の休止域条件 (1) から (4) に TH を与え，最適な条件を検証した。(1) は伸展 Ext.，(2) は屈曲 Flex.，(3) は1回の屈伸，および (4) はすべての屈伸 All bend として，TH もこれと同様に与え，最適であった方法は (4) All bend であった。Fig.2 は (1) の伸展 Ext.，の例であり，N 値は右縦軸として TH を超えた信号 S の積算した太い橙色線で示した。この N 値が摺動抵抗の大きさを代表すると推測した。

【膝関節面の力学⁸⁾⁹⁾】

(1) 静力学⁸⁾ Fig.3 に示す膝蓋大腿関節力 PFJF と脛骨大腿関節力 TFJF を推定することは，膝蓋大腿関

節面 PFJC や脛骨大腿関節面 TFJC のストレス状態が推測できる。下肢膝関節周りの筋骨格系幾何学リンクモデルの重心 B_c と B_f から、Fig.3 の α_j 周りに誘発される下肢伸展の力とモーメントは主に大腿四頭筋の張力 T_f と膝蓋腱の張力 T_t の合力 PFJF によって発生する。このとき、 T_t により脛骨が大腿骨に押し付ける力 TFJF も

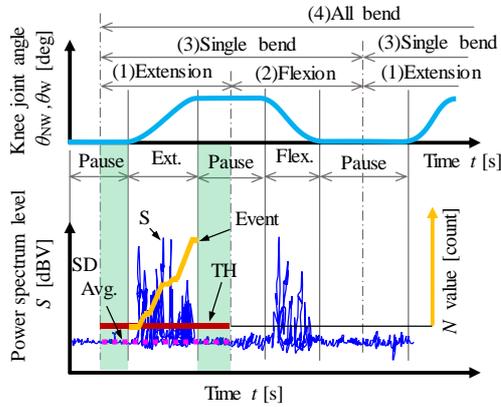


Fig.2 Digitization of the knee bending with the pause region as the threshold; ex, event count of knee extension.

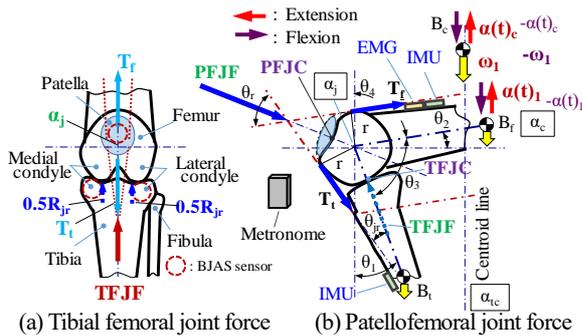


Fig.3 Mechanical model of PFJF and TFJF (left knee joint).

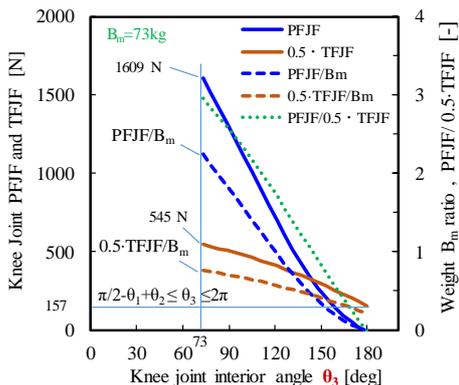


Fig.4 Knee angle and joint force of set-to-stand.

Table 1 Relationship between PFJF and TFJF by knee joint internal angle θ_3 .

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_f [deg]	55~162	73 [kg]	0.6~72	73 [kg]
PFJF _{max} [N](a)	1609	2.2	3910	5.5
TFJF _{max} [N]	1,080	1.5	1946	2.7
0.5·TFJF _{max} [N](b)	545	0.8	973	1.2
(a) / (b)	3.0		4.0	

同時に発生し、この伸展は骨格筋の収縮によって誘発される。Fig.4と Table 1 には、体重 $B_m=73\text{kg}$ とした事例である。関節内角 $\theta_3=73\sim 180\text{deg}$ において、PFJF の最大値は $\theta_3=73\text{deg}$ で 1609N、体重比は 2.2 倍になる。0.5TFJF の最大値も 545N で体重の 0.8 倍になる。立位の PFJF は 0.5TFJF の 3.0 倍以上の関節力が働く。深い屈曲 $\theta_3=29\text{deg}$ では、2.2 倍が 5.5 倍に達する。

(2) 動力学⁹⁾ Fig.3 の大腿部と下腿部に付けた IMU の角速度 ω から加速度 $\alpha(t)$ を得て、重心 B_c と B_f の慣性力より動力学 $T(t)$ を得て、二つの PFJF(t) と TFJF(t) を求め、これを体重比 B_r として PF と TF で表し、微分時間、屈伸テンポ 30 と 60b/m、錘 20kg の有無による荷重屈伸の最大瞬発力を Table 2 で整理した。その中で錘なし、座位からの伸展、テンポ 30 と 60b/m の動力学 $B_{r(PF)}$ と静力学 B_r を Fig.5 に示す。この図において、破線で示した静力学 PFJF の $B_r=2.2$ 倍は、伸展の微分時間 ARV100, ARV50, および 5ms のように短時間ほど衝撃的な力が初期に発生しており、テンポ 60 は 30 の 5.5~4.6 倍に達する。PFJC や TFJC に与えるメカニカルストレスを抑制するには、衝撃的な負荷を避ける行動や減量、および筋力の向上である。伸展 Ext.では屈曲 Fle.の 2~5 倍以上の瞬発力が働く。例えば、Ext*2, テンポ 60 の $B_{r(PF)}=95$ では 6,935kg が瞬間的に働く計算となる。

Table 2 Kinetic joint force, B_r :Weight ratio($B_m=73\text{kg}$).

	Tenpo 30 b/m				Tenpo 60 b/m			
	No load		With load		No load		With load	
	$B_{r(PF)}$	$B_{r(TF)}$	$B_{r(PF)}$	$B_{r(TF)}$	$B_{r(PF)}$	$B_{r(TF)}$	$B_{r(PF)}$	$B_{r(TF)}$
Ext *1	24	8	20	6	117	39	209	45
Ext *2	11	2	15	4	61	16	95	26
Ext *3	9	2	13	3	41	11	60	16
Fle *1	14	5	19	7	28	10	53	18
Fle *2	6	2	8	2	19	5	35	10
Fle *3	5	2	7	2	16	4	25	7

Ext:Extension, Fle:Flexion $B_{r(PF)}=PFJF(t)/B_m$ [kg/kg]
 $B_{r(TF)}=TFJF(t)/B_m$ [kg/kg]
 *1:5ms
 *2:ARV50(50ms)
 *3:ARV100(100ms)

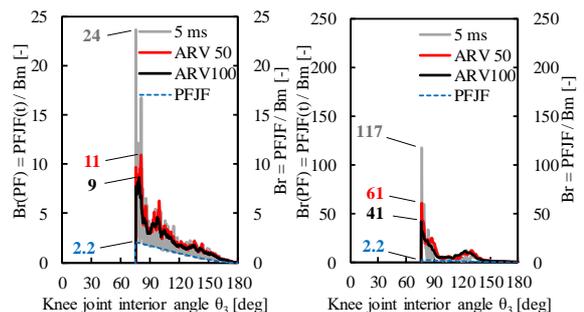


Fig.5 Knee joint dynamics of sit-to-stand; no weight 20 kg.

【臨床研究】

(1) **被験者** 当該病院臨床研究倫理委員会承認を得て膝関節信号計測にご協力いただいた実績数を Table 3 に示す。71 才代が約 40%, その前後が約 20% となり, 71 才代前後は全体の約 80%であった。50 才代から膝関節を含む下肢に何らかの違和感を自覚し始めていることが分かる。

Table 3 Number of subjects in clinical research.

Sex	Num	Age								
		21~	31~	41~	51~	61~	71~	81~	91~	
Male	45	1	0	3	4	8	22	7	0	
Female	56	0	0	1	8	10	19	16	2	
Total	101	1	0	4	12	18	41	23	2	
	%	1.0	0	4.0	11.9	17.8	40.6	22.7	2.0	

(2) **膝関節の信号を N 値で表現** 健常, 高齢, および膝 OA¹⁰ の 3 タイプを想定した左膝関節の自動-No load と荷重-Loaded で屈伸した信号を N 値で表し, 相対比較するために対象の総和 Total N=1951 で 3 タイプごとの①~③の比率 $N_{sr}[\%]$ で標準化し, これを Fig.6 に示す。被験者の特徴について, 健常は 24 才男性でスポーツ歴なし, 高齢は 66 才女性で左股関節から脛脛外側に鈍痛あり, 膝 OA は 83 才女性で進行が K-L グレード II 相当, 両膝の膝蓋骨外側に痛みと腫れが有り, 歩行では右側に杖を用いる。BJAS の計測部位は脛骨上端外側顆の①, 内側顆の③, および膝蓋骨の②である。3 タイプの共通点は, 関節力が増す荷重の N_{sr} 値が高く膝 OA 膝は顕著である。Table 1 から②の PFJF は①と③の TFJF の約 3 倍高く, ②の N_{sr} 値も高齢膝で 9, 膝 OA 膝で 24 と高値である。一方, 健常膝の②は 3 であり①と③の N_{sr} 値と変わらず低値であるため, PFJC の機能は他の 2 タイプより健全と推測する。膝 OA 膝の①の 19 は③の約 5 倍もあり, 左右に偏りがある。これは, 右膝関節痛による杖を使用するため, 負荷が左膝関節側に偏り①の TFJC が衰退, 若しくは X 脚が疑われる。

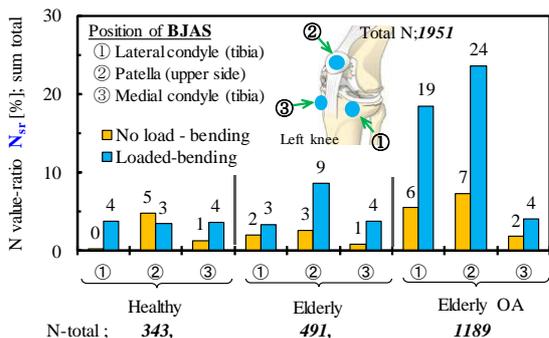


Fig.6 N_{sr} value of 3 type left knee ; healthy, elderly and elderly knee OA, $f=0.2$ to 20 kHz.

(3) **診断しきい値の提案** 3 タイプを診断するしきい値は, 荷重の N 値を基本とする。健常膝では②が①と③の 0.8~1.3 倍, また自動の 0.8~1.2 倍, さらに①と③が相互に 0.6~1.6 倍である。高齢膝も②が①と③の小さい N 値の 2.0~3.0 倍, また②は自動の 2.5~4.0 倍, さらに①が③の 1.5 倍以上では X 脚, 反対に③が①の 1.5 倍以上では O 脚を疑う。膝 OA 膝でも②が①と③の小さい N 値の 3.0 倍以上, また②は自動の 3.0 倍以上, さらに①が③に対して, または③が①に対して 2.0 倍以上では X 脚や O 脚または下肢筋骨格系の歪み, 若しくは筋力低下を疑う。

(4) **左右膝関節の差異** 膝関節左右の信号は固有の形態を示す。3 タイプの中で高齢膝を取り上げ, 右膝関節は Fig.7(a), 左膝関節は Fig.6 の中央に示す。比較のため N_{sr} は Fig.6 の総 N 値 1951 に対する比率で表示する。左下肢に痛みがあり, N_{sr} 値も高値になった事例である。左右の差異は荷重の①と②で表れており, 右関節は左関節に比べて N_{sr} 値が低く関節面状態は良好と見られるが, 左関節②の N_{sr} 値が高いため PFJC 状態は右関節より衰退を認める。右関節の③は左関節③と同等であるが①と②より高値のため, 脛骨内側の負荷が高くなる O 脚を疑う。このように, 体幹や下肢筋骨格系の歪みによる TFJC 左右のストレスに差異が生まれ, これが①と③の関節面衰退の差異に進展したと推測する。

(5) **伸展と屈曲の差異** 次に座位からの自動と荷重について Fig.6 に示す高齢膝②の N_{sr} 値が 3 と 9 に相当する屈伸 3 回の N_{sr} 値を Fig.7(b) に示し, 膝蓋骨に作用する伸展と屈曲の関節力を推測する。 N_{sr} は自動と荷重の総 N 値に対する各比率を表す。②の自動屈伸の負荷は, 静力学から下腿の自重を引き戻す屈曲の負荷が下腿の自重伸展に比べて僅かに高い。屈曲 No load-Flx. の N_{sr} 値は, 伸展 No load-Ext. の約 3 倍になり静力学と一致する。一方, 荷重では Fig.5 より伸展初期の瞬発力が強く働くため, 自動とは反対

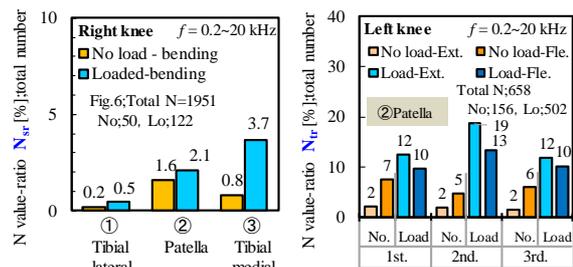


Fig.7 N_{sr} value of elderly knee in Fig. 6; 66 years old, female.

に、荷重伸展 Load-Ext.が荷重屈曲 Load-Fle.の約 1.5 倍に達し動力学とも一致する。N 値には関節面状態とストレスの振る舞いが関わっている。

(6) 周波数特性による信号の特徴化 Fig.6 の N 値はしきい値を超えた数のため、その比率による判別には意義はある。しかし、(2) で提案した条件に満たない被験者に対する診断精度を高める工夫が必要である。そこで信号の周波数特性に着目し、1/3 オクターブバンド分析した N 値で試みた。対象は Fig.6 の荷重屈伸した 3 タイプ②の 3 (N 値 68), 9 (N 値 168), および 24 (N 値 460) を分析して、これを総和 3936 の比率 N_{sr} 値として Fig.8 に示す。上位 3 番目までの Δf は、健常膝では 0.8~1.25kHz 帯、これに対して高齢膝は 1.6~2.5kHz 帯、膝 OA 膝は 1.0~1.6kHz 帯、および 6.3~8.0kHz 帯となる。このように 3 タイプの診断精度は、Fig.6 と Fig.8 で提示した手法と適切なしきい値、および問診等から向上する。

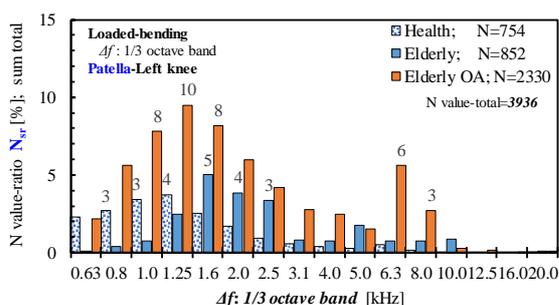


Fig.8 N_{sr} value by 1/3 octave band analysis; 3 types of knee joint, left patella.

【早期診断計測支援システム実用化の道】

(1) 活用する立場のニーズ Fig.1 の構想において、①要精密検査是非のスクリーニング、および進展の診断が可能である。②院内外どこでも計測が可能であり場所の制限はない。③小型軽量で可搬性が良い。④受診者と計測者の負担が少ない。⑤問診項目には医師の要求も含まれ分かり易い設問である。

(2) 診断精度向上のニーズ これには、①臨床データを蓄積し、スクリーニングのしきい値精度を向上させるアルゴリズムの開発を進める。②N 値の抽出方法と医師の診断方法を標準化し、相互の整合精度を高める。③これには統計的な手法を進化させる。

(3) 将来の展望 Fig.1 のデータベースが充実され、人工知能 AI を活用した迅速で精度の高い診断に発展進化する。その先には携帯端末や IoT を活用した早期診断計測が身近になり、トータル・ヘルスケアのチェック・システムへと進化する。これが国

の施策である地域包括ケアシステム制度とリンク連携しつつ、高齢者と共に持続可能な地域社会構築につながる。

(4) アクティブエイジングと環境整備 少子高齢化が進む地方の経済活動や人的活力を維持する要は、アクティブエイジングな高齢者が増えることである。そのためには、自立二足歩行の維持と向上が可能なトータル診断やトータル予防、誰もが気軽に楽しく活用できる諸々の環境整備が急がれる。

【謝辞】

平成 26 年度から平成 30 年度の期間には、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)、計測やデータ整理では菊地達彦氏(日本大学大学院)や各年度の卒業研究生、力学モデルと解析では見坐地一人教授(生産工学部-数情報工学科)、統計データの解析ではキムヨンホ教授(延世大学-健康科学部)、この他に信号解析技術の助言をいただいた方々、ここに記して謝意を表する。

【文献】

- 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.
- 厚労省: 第三期医療費適正化計画 (2018~2023 年度) について, 医療費適正化基本方針, 概要.
- 長尾: 直立二足歩行に進化した故の悩みと智慧, ニュースレター特集記事, 日本機械学会バイオエンジニアリング部門, No.47(2018.9), 6.
- 日本大学:特許 No.5754689 号, 2015, (WO2011 / 096419, 2011).
- 長尾: 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, 臨時増刊号, 17-11, 北隆館(2015.10),50.
- Nagao M.: Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Techn. and Health Care,23(2015), 715.
- 長尾: BJAS により計測した膝関節屈伸信号の定量化, LIFE2016(2017.9), 3E1-7.
- Paul G.J.Maquet : Biomechanics of the Knee, Springer-Verlag (1984), 58.
- 長尾: 膝関節における屈伸の動力的関節力; 表面 EMG と角速度から推測, 日本機械学会第 31 回バイオエンジニアリング講演会, No.16-76 (2018.12),1B-21.
- Dageyong C. : Knee Acoustic Emission Characteristics of the Healthy and the Patients with Osteoarthritis Using Piezoelectric Sensor, Sensors and Materials, 38-8(2018), 1629-1641.