原著論文

砂浜および林間でのウォーキングエクササイズの運動学的および生理学的特性

藤原勝夫[1)]、佐藤文亮[2)]、外山　寛[1)]、清田直恵[3)]、伊禮まり子[3)]、前川真姫[1)]、矢口智恵[4)]

Biomechanical and physiological characteristics of walking exercise on a sandy beach and in a forest

Katsuo Fujiwara[1)], Fumiaki Sato[2)], Hiroshi Toyama[1)], Naoe Kiyota[3)], Mariko Irei[3)], Maki Maekawa[1)] and Chie Yaguchi[4)]

ABSTRACT

We investigated the biomechanical and physiological characteristics of walking on a sandy beach and in a forest. Ten healthy subjects (aged 50 - 69 years) with average aerobic exercise ability walked on the following three courses, each 100-m long: concrete road, sandy beach and forest road. Subjects walked 300 m along each course. Various biomechanical and physiological parameters were measured. Significant differences were found in the following biomechanical data ($p < 0.05$): walking speed (concrete > beach ≈ forest), step length (concrete > beach ≈ forest), cadence (forest < beach ≈ concrete), shock load to the knee at heel contact (beach < concrete ≈ forest) and its variability (concrete < beach ≈ forest), activity of the tibialis anterior at heel contact (concrete > beach ≈ forest), activity of the peroneus longus at heel contact (forest > concrete ≈ beach), and activity of the triceps surae just before swing phase (forest < concrete ≈ beach). In physiological data, heart rate was within the range for aerobic training. Heart rate and calorie consumption in the 300-m walk were lower for concrete than for the other courses. In all courses, rating of perceived exertion was lower than "somewhat hard" and maximal blood pressure was within a safe range. These biomechanical and physiological characteristics of walking on a sandy beach and in a forest were discussed in relation to health maintenance and promotion.

Key Words: walking, beach, forest, biomechanical characteristic, physiological characteristic

Ⅰ　緒言

ウォーキングは、ヒトの基本的ロコモーション様式であり、日常生活において頻繁に行われる運動であり、その運動能力は日常生活の質に深く関わっている（富田と真家, 1994; Perry and Burnfield, 2010）。比較的長時間のウォーキングは、有酸素性運動となり、脂肪代謝の促進作用を有しており、高齢者における呼吸循環器系の運動処方によく用いられる（Fox, 1984; 大渕, 2009）。

運動処方では、個人の体力水準を考慮した適度な運動強度の設定が必要となる。持久力増強に安全で有効な有酸素性運動の強度は、概ね40～60%心拍予備であり（池上, 1990）、ウォーキング速度を日常生活での平均的な速度よりも幾分高めに設定することで、この強度を満たすことができる。脂肪が有酸素性運動のエネルギー源として効率よく利用されるには、少なくとも30分以上の運動時間が必要である（Fox, 1984）。また、運動によるトレーニング効果を得るには、週に3日以上の運動の実施が望まれる（Davy et al., 1997; de Boer et al., 2007; Kubo et al., 2008）。ウォーキングエクササイズの効果には、このような生理的効果のほかに、心のリフレッシュ効果が挙げられる。これに適した運動環境として、風光明媚な海辺や山間の近隣に宿泊施設を有する保養地が注目される。健康増進のためには、そのような環境に長期間滞在して、ウォーキングエクササイズを実施することが望ま

[1)] 金沢大学医薬保健研究域医学系　運動生体管理学　〒920-8640　石川県金沢市宝町 13-1; Department of Human Movement and Health, Faculty of Medicine, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University. Tel: 076-265-2225, FAX: 076-234-4219, E-mail: fujikatu@med.m.kanazawa-u.ac.jp

[2)] 金沢大学大学院医薬保健学総合研究科　運動生体管理学　〒920-8640　石川県金沢市宝町 13-1; Department of Human Movement and Health, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University. Tel: 076-265-2225, FAX: 076-234-4219, E-mail: undokan@med.m.kanazawa-u.ac.jp

[3)] 大阪保健医療大学保健医療学部リハビリテーション学科　〒530-0043　大阪市北区天満 1-9-27; Department of Rehabilitation Science, Osaka Health Science University. Tel: 06-7506-9676, FAX: 06-6352-5995, E-mail: naoe.kiyota@ohsu.ac.jp

[4)] 北海道文教大学人間科学部理学療法学科　〒061-1449　北海道恵庭市黄金中央 5-196-1; Department of Physical Therapy, Faculty of Human Science, Hokkaido Bunkyo University. Tel: 0123-34-0192, FAX: 012-334-0057, E-mail: c-yaguchi@do-bunkyodai.ac.jp

受理日：2015年 2月 7日

しい。

歩行速度は、歩幅と歩調の要因から構成され、個人の基本的歩行能力を表している（Kaneko et al., 1991; Perry and Burnfield, 2010）。歩行速度の顕著な低下は、男女ともに、70 歳以降に認められる（Murray et al., 1969）。歩行速度の低下には、主に歩幅の減少が関係している（Perry and Burnfield, 2010）。歩幅が減少する要因としては、下肢筋力の低下、関節可動域の減少、神経性の老化などが挙げられる（Perry and Burnfield, 2010）。

ウォーキングエクササイズを実施する場合に、膝関節症の原因となるような踵接地時の膝への衝撃が小さくなることが強く望まれる。平坦な硬い地面と比べて、砂浜や林間では、接地時の衝撃を和らげる効果が期待される（Lejeune et al., 1998; Leicht and Crowther, 2007; Lavender et al., 2013）。加えて、砂浜や林間では地面状態が一様でなく、しかも不安定であり、身体への複雑・多様な外乱刺激が加わることになる。そのため、砂浜や林間でのウォーキングでは、平坦な硬い地面とは異なり、推進力と制動に関与する下肢の前・後面の筋に加えて、側方の安定性を高める筋の活動（Foster et al., 2012; Hopkins et al., 2012）が大きくなることが推測される。このように、砂浜や林間でのウォーキングによって、バランス機能や種々の環境に適応した運動調整能力の獲得が期待される（Linford et al., 2006; Liu and Kim, 2012）。歩行のバイオメカニカルなデータの変動には、身体に加わる外乱刺激の多様性が、反映されるであろう。また、砂浜でのウォーキングでは、適切な反力を地面から得るために、より多くの筋活動や呼吸循環機能の亢進が必要となろう（Lejeune et al., 1998; Davies and Mackinnon, 2006）。一方、林間では、地面からのスプリング効果が得やすく、膝への衝撃が減少することが期待される。しかし、両環境条件でのこれらの運動学的および生理学的指標についての比較は、十分になされているわけではない。

そこで、本研究では、保養施設に近接した砂浜と林間にウォーキングコースを設け、そのコースでのウォーキングの運動学的および生理学的特性を明らかにすることを目的とする。

Ⅱ　方法

1．被験者

被験者は、石川県珠洲市に住む 50～69 歳までの健常者 10 名（男子 4 名、女子 6 名）であった。彼らの平均年齢は 60.3 歳（標準偏差（SD）= 4.3）、平均身長および体重は、159.5 cm（SD = 10.4）および 60.8 kg（SD = 14.5）であった。被験者の健康状態を面談および質問紙によって評価し、認知症や脳血管疾患のような神経学的疾患の既往歴のない者、および、筋骨格系ないし循環器系の疾患による日常生活活動の制限がない者を採用した。全ての被験者は、実験手順についての説明を受け、同意を得たうえで測定に参加した。実験計画は、金沢大学医学倫理委員会によって承認された（No. 1488）。被験者の選択にあたって、はじめに、23 名を対象に自転車エルゴメーターを用いた漸増負荷法にて（池上, 1990）、 運動時の酸素摂取量、二酸化炭素排出量、および心拍数を測定した。この測定には、呼吸代謝モニタシステム（エアロモニタ AE-300S, Minato, Japan）を用いた。それらのデータをもとに、無酸素性作業閾値（AT）における心拍数と 50%の心拍予備における酸素摂取量を推定した。AT は、運動強度を増加させた場合に、心拍数と二酸化炭素排出量の直線関係が失われ、二酸化炭素排出量が急に上昇し始める分岐点とした。その酸素摂取量が、23 名の平均値（802.8 ml/min） ± 1SD（261.2）に入る 10 名を被験者とした。これらの被験者の AT における心拍数は、平均値 131.3 拍/分（SD = 14.2）であった。

2．ウォーキングコース

ウォーキングコースは、防波堤の横のコンクリート舗装路、防波堤の横の砂浜（波打ち際から約 10 m）、および防波堤から 3 m 横でホテルの真後ろの林間であり（図１）、それぞれ片道 100 m であった。コンクリート舗装路は、起伏が殆どない平坦なコースであった。砂浜は、平坦ではあるが、乾燥しており、接地した足がわずかに沈むコースであった。林間は、緩やかな起伏があり、路面は枯葉や雑草で覆われているコースであった。被験者はコースの中央からスタートし、300 m を 3 - 4 分かけて歩行した。各測定において、3 回の方向転換が含まれた。

3．測定項目

表面筋電図（EMG）、加速度、心電図の記録を、無線式生体情報記録システム（Torigno wireless system, Delsys,

(a) コンクリート舗装路コース　(b) 砂浜コース　(c) 林間コース

図１　ウォーキング時の測定風景

USA）を用いて行った。EMG は、双極導出法によって、身体の右側より以下の 6 つの筋を記録した：大腿直筋（RF）、大腿二頭筋（BF）、前脛骨筋（TA）、腓腹筋内側頭（GcM）、ヒラメ筋（Sol）、腓骨筋（PL）。各筋において、皮膚をアルコール綿で拭き、剃毛後に、無線式センサーの電極部を筋の長軸に沿って筋腹に装着した。心電図は、胸部 V5 誘導とし、無線式センサーの電極部を使い捨て電極（P-00-S, Ambu, Denmark）に接続して記録した。これらの信号は、909 倍に増幅し、20 - 500 Hz のバンドパスフィルターを通した。すべての電極の入力抵抗は 5 kΩ 以下とした。さらに、無線式センサーを大腿骨外側上顆に装着し、大腿骨の長軸方向の加速度を記録した。この加速度は、膝への衝撃度の間接的指標として用いた。加速度計の遮断周波数は 50 Hz であり、加速度測定範囲は ±6 G である。測定した加速度の周波数帯域は 30 Hz 以下であり、振幅は ±5 G の範囲にあった。

後の分析のため、EMG、加速度計および心電図の信号は、A/D 変換器（ADA16-32/2(CB)F, Contec, Japan）を介して、サンプリング周波数 1 kHz、16 ビットの分解能でコンピュータ（E5510; Dell, Japan）に送られた。

この他に、無線式の心拍計（CE0537, Polar, Japan）を用いてウォーキング時の心拍数を 50 m 毎に計測した。その際、測定地点に到達する前の約 15 秒間において、心拍計が表示する 5 秒間の平均心拍数の 3 回の値の平均値を採用した。ウォーキング中の自覚的運動強度 (RPE) (Borg and Linderholm, 1967）を把握するために、6 - 20 の RPE レベルで表された RPE 判定表を 50 m 毎に被験者に提示し、運動の自覚的強度を口頭にて検者に伝えさせた。ウォーキングの開始から終了までの歩数を、数取器（H102-4, 京北計器工業, Japan）を用いて計測した。

加えて、ウォーキング前後に立位での血圧測定を行った。血圧の測定には標準水銀血圧計（ヤガミ, Japan）を用い、聴診器にてスワンの第 1 点を最高血圧、第 4 点を最低血圧とした。血圧の測定は、右上肢を被験者の心臓の高さに合わせた板の上に置いて行った。

4．測定手順

測定は、全ての被験者において、コンクリート舗装路コース、砂浜コース、林間コースの順に行われた。はじめに、防波堤の近くの車内にて、膝上 5 cm のショート・パンツに着替え、無線式心拍計用の送信機（ゴムベルト製）を胸部に装着した。次に、心電図と EMG 記録用の電極の装着、およびそれらと加速度を記録する無線センサーの装着を行った。各ウォーキングコースのスタート地点で、立位にて、安静時の心拍数、最高血圧および最低血圧を測定した。その後、ウォーキング中の測定を開始した。被験者には、ウォーキングエクササイズとしての効果が得られるように散歩よりは幾分速く歩くこと、および疲れず快適な運動となるよう歩行速度を任意に調節するように指示した。ウォーキング終了直後にも、立位での心拍数、最高血圧および最低血圧の測定を行った。これらの測定では、無線式生体情報記録システムの受信範囲に制約があるため、検者が A/D 変換器を装着したデータ記録用のコンピュータを持って、被験者の後方を一緒に歩いた。

5．分析

各コースにおいて、300 m に要した時間および歩数から、歩行速度、歩幅および歩調を算出した。各コースにおける 100 m 時点から 300 m 時点までのデータを用いて以下の分析を行った。なお、方向転換を要した地点への到達前後の 3 歩のデータは分析から除外した。最初に、大腿骨外側上顆における加速度データを用いて踵接地時点を把握した。膝への衝撃度およびその変動は、1 歩行周期毎の加速度の最大値の平均値および標準偏差を指標とした。EMG データについては、心電図波形の混入、および運動によるアーチファクトを除去するために、40 Hz のハイパスフィルターをかけ、さらに全波整流を行った。その後、右足の踵接地時点をトリガーとして、その 1 秒前から 1 秒後までの 2 秒間について加算平均波形を算出し、さらに 4 Hz のローパスフィルターに相当する 111 点の単純移動平均をかけた。そして各筋の活動のピーク振幅を同定した。これらのデータ処理は、BIMUTAS-II（Kissei Comtec, Japan）と独自に作成したプログラムを用いて行った。

相対的運動強度は、心拍数が運動負荷後概ね 3 分で定常状態になる（池上, 1990）ことを考慮し、300 m に到達する直前に得られた心拍数をウォーキング中の心拍数とし、%心拍予備で表した。%心拍予備は、下記の式で算出した。

%心拍予備

$$= ((HRwalk - HRrest) \div (HRmax - HRrest)) \times 100$$

HRwalk：ウォーキング中の心拍数、

HRrest：安静時の心拍数、

HRmax：最大心拍数（220 - 年齢）

各コースにおける 300 m のウォーキングエクササイズによる消費カロリーを算出した。その算出に当たっては、事前に実施した自転車エルゴメーターによる漸増負荷時の心拍数と酸素摂取量の直線回帰式を利用した。すなわち、この直線回帰式にウォーキング時の心拍数を代入し、1 分当りの酸素摂取量を推定した。これに、ウォーキング所要時間と酸素カロリー当量（5 kcal/ℓ）を乗じて消費カロリーとした。

6．統計解析

運動学的指標（歩行時間、歩行速度、歩幅、歩調、膝への衝撃度、各筋のピーク振幅）および生理学的指標（心拍数、消費カロリー、相対的運動強度、血圧、RPE）において、ウォーキングコースによる違いを検討するために、一因子反復測定分散分析を用いた。有意な主効果が認められた場合には、Tukey 法による多重比較検定を用いて検討した。血圧について、コースおよび運動の影響（3 コース × 運動開始前と運動終了時）を評価するために、二元配置分散分析を用いた。

有意水準は 5%とした。すべての統計計算は、IBM SPSS Statistics 19（日本 IBM, Japan）を用いて行った。

Ⅲ　結果

1．運動学的指標

300 m のウォーキングに要した時間は、コンクリート（平均値 ±SD：207 ± 17 秒）に比べて、砂浜（219 ± 15 秒）および林間（222 ± 20 秒）で長く、有意差が認められた（$F_{2,18} = 14.39$, $ps < 0.001$）。

図２に、各コースでのウォーキングにおける歩行速度、歩幅、および歩調を示す。歩行速度は、コンクリートが最も速く、砂浜および林間と有意差（$F_{2,18} = 11.00$, $ps < 0.01$）を示した（コンクリート：1.46 ± 0.12 m/sec, 砂浜：1.38 ± 0.09 m/sec, 林間：1.36 ± 0.12 m/sec）。歩幅は、コンクリートが最も長く、砂浜と有意差（$F_{2,18} = 7.45$, $p < 0.01$）を示した（コンクリート：72.8 ± 5.9 cm/歩, 砂浜：69.6 ± 4.6 cm/歩, 林間：71.4 ± 6.7 cm/歩）。歩調は、林間が最も少なく、コンクリートおよび砂浜と有意差（$F_{2,18} = 6.74$, $ps < 0.05$）を示した（コンクリート：120.4 ± 4.8 歩/min, 砂浜：118.9 ± 5.5 歩/min, 林間：115.1 ± 9.0 歩/min）。

膝への衝撃度（加速度）（図３）は、砂浜がコンクリートに比べて有意（$F_{2,18} = 2.82$, $p < 0.05$）に小さく、その減少率は 14.2 ± 11.6%であった（コンクリート：3.5 ± 0.8 G, 砂浜：3.0 ± 0.8 G, 林間：3.5 ± 1.1 G）。膝への衝撃度の変動（標準偏差）は、コンクリートが最も小さく、砂浜および林間と有意差（$F_{2,18} = 42.63$, $ps < 0.001$）を示した（コンクリート：0.8 ± 0.2 G, 砂浜：1.4 ± 0.4 G, 林間：1.4 ± 0.3 G）。

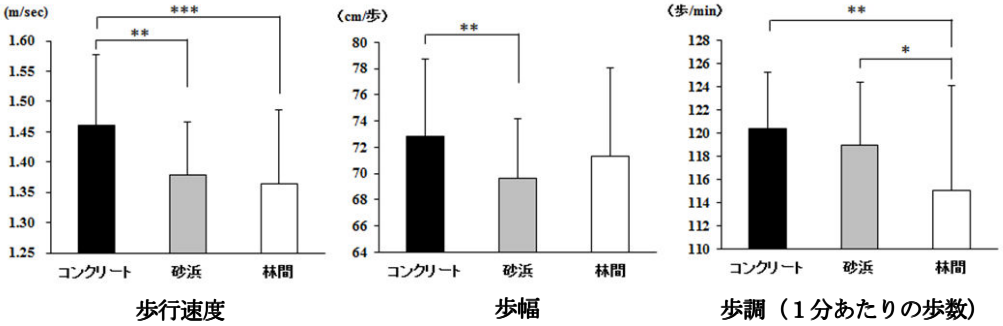

図２　ウォーキング時の歩行速度、歩幅、歩調

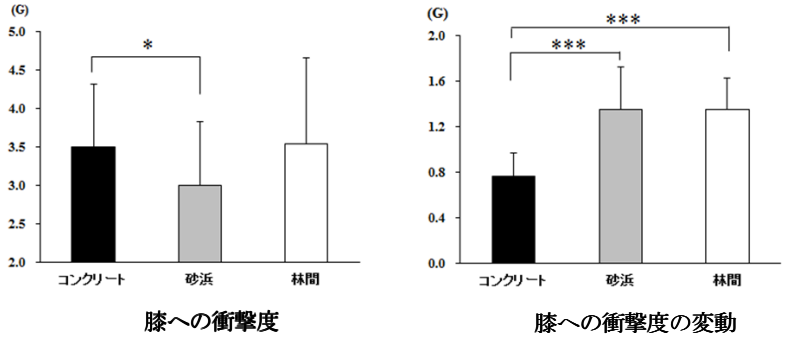

図３　ウォーキング時の膝への衝撃度の平均値と標準偏差値

コンクリートでのウォーキング時の TA、GcM、Sol、および PL の代表的な筋活動パターンを図４に示す。TA は、踵接地付近で最も大きい活動を示した。GcM と Sol は、いずれも立脚終期で最も大きい活動を示したが、その活動の増加開始は Sol の方が早く、踵接地付近から認められた。PL は、踵接地直前から活動が増加し始め、踵接地直後および立脚終期に、2 回の大きな活動を示した。

歩行相での大きな活動（ピーク）について、コンクリートと他のコースとの比較を行った（図５）。RF は、踵接地付近でピークを示し、その値は砂浜と林間で減少する者が多かった。BF は、遊脚終期にピークを示し、その値は砂浜および林間で増加傾向を示した。TA の踵接地付近におけるピークは、全ての被験者において、砂浜および林間で減少し、コンクリートとの間で有意差を示した（$F_{2,18} = 21.10$, $ps < 0.001$）。GcM と Sol は、立脚終期でピークを示し、Sol のその値は、林間がコンクリートに比べて有意に小さかった（$F_{2,18} = 7.78$, $p < 0.01$）。PL の活動は、踵接地時には林間がコンクリートと砂浜に比べて有意に大きく（$F_{2,18} = 10.16$, $ps < 0.01$）、その後の立

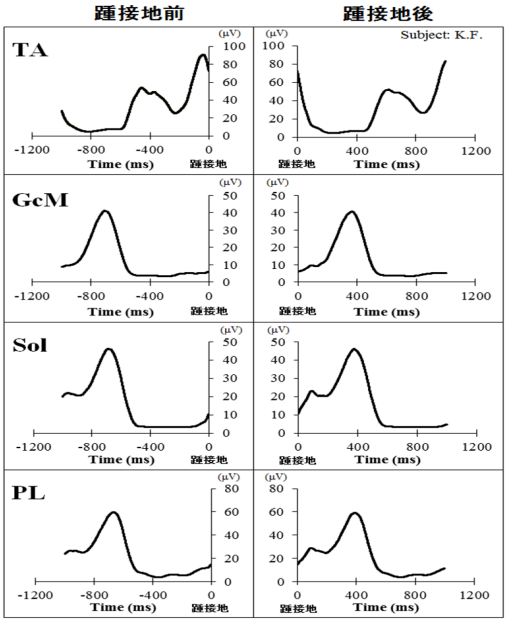

図４　コンクリート舗装路コースでのウォーキング時の前脛骨筋（TA）、腓腹筋（GcM）、ヒラメ筋（Sol）および腓骨筋（PL）の代表的な筋活動パターン

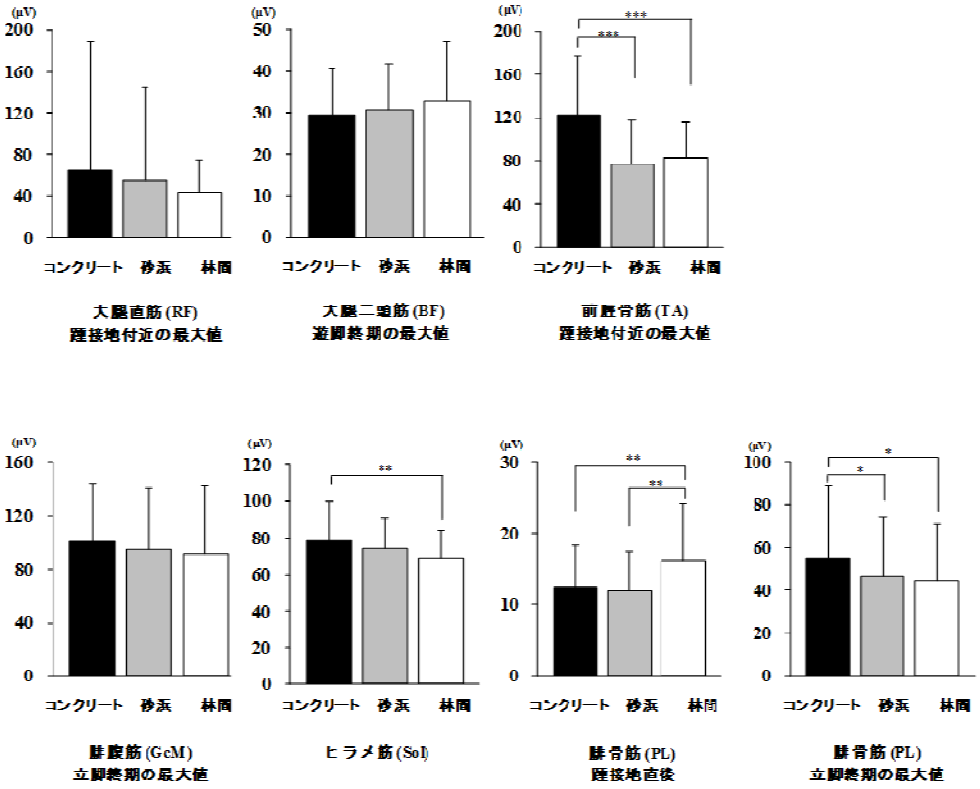

図５　ウォーキング時の筋電図の振幅

脚期におけるピークはコンクリートが砂浜と林間に比べて有意に大きかった（$F_{2,18} = 5.58$, $ps < 0.05$）。

2．生理学的指標

相対的運動強度（心拍数）（図６）は、コンクリートに比べて、砂浜および林間で高く、有意差が認められた（コンクリート：107.5 ± 19.6 拍/min, 砂浜：117.2 ± 21.7 拍/min, 林間：118.8 ± 21.1 拍/min, $F_{2,18} = 45.75$, $ps < 0.001$）。これらの心拍数は、いずれのウォーキングコースにおいても、AT 時点よりも低かった。

消費カロリー（図７）は、コンクリートに比べて、砂浜と林間が有意に多かった（コンクリート：11.5 ± 2.5 kcal, 砂浜：14.2 ± 2.7 kcal, 林間：14.7 ± 3.0 kcal, $F_{2,18} = 97.57$, $ps < 0.001$）。

最高血圧（図８）は、運動開始前に比べて運動終了時点で有意に高い値を示し（平均値，運動開始前：124.4 mmHg, 終了時点：141.9 mmHg, $F_{2,18} = 23.39$, $p < 0.01$）、最低血圧は、運動開始前に比べて運動後に有意に低い値を示した（平均値，運動開始前：81.2 mmHg, 終了時点：74.8 mmHg, $F_{2,18} = 8.29$, $p < 0.05$）。いずれの項目にも、ウォーキングコースの違いによる有意差は認められなかった。

RPE（図９）は、11（楽である）から 13（ややきつい）の範囲内であり、ウォーキングコースの違いによる有意差は認められなかった。

Ⅳ　考察

1.　運動学的指標（歩行速度、歩幅、歩調、膝への衝撃、下肢の筋活動）について

50～69 歳の健常な男女の歩行速度と歩幅は、それぞれ概ね 1.25 m/sec と 62 cm である（大谷, 1933; Murray et al., 1964; 1969; Kaneko et al., 1991; 藤原ら, 1996）。これに比べて、ウォーキングエクササイズでの歩行速度は、いずれのコースにおいても若干速いことが確認された。またその要因として、ウォーキングエクササイズにおける歩幅が大きいことが示された。これらの差異は、平坦で硬いコンクリート舗装路でのウォーキングエクササイズで顕著であった。普段の歩行よりも速く歩くことが要求された場合には、高齢者では、歩幅には殆ど変化が認められず、歩調の増加で対処するとの知見が得られている（徳田, 1986）。しかし、本研究では、歩幅の増加が認められた。コンクリートに比べて、砂浜と林間での歩行速度が遅い要因の 1 つには、砂浜では立脚終期に足が砂に埋もれ、地面からの反力を得にくいことや、林間では歩行路の起伏状態に注意を払ってゆっくりと歩行したことが推察される。歩調も、コンクリートでのウォーキングエクササイズが他のエクササイズに比べて高い値

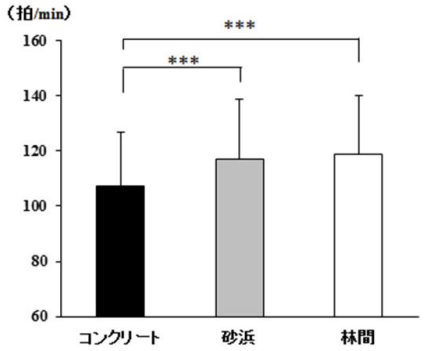

図６　ウォーキング時の心拍数

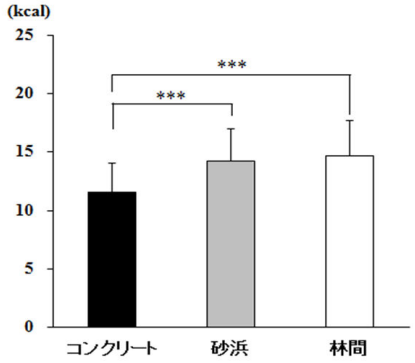

図７　ウォーキングによる消費カロリー

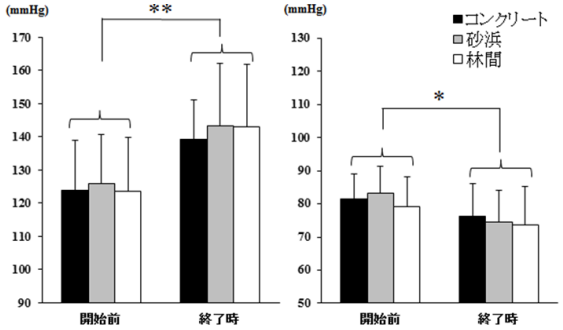

図８　ウォーキング前後の血圧
（左：最高血圧、右：最低血圧）

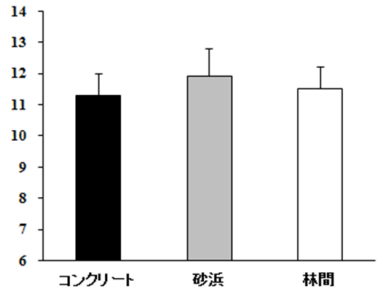

図９　ウォーキング時の自覚的運動強度

を示したが、いずれも 50～69 歳の健常な男女の平均的な歩調（120 歩/min）に近いものであった。このように、比較的年齢の高い被験者においても、路面の状態に応じて、歩幅、歩調および歩行速度が変化することが示された。

加速度からみた膝への衝撃は、砂浜で最も小さかった。この結果は、接地した足が砂に埋まることによって生じていたと考えられる。下腿に加速度計を装着した研究では、コンクリート歩行路での衝撃に比べて、木製の歩行路で約 5%の減少が認められている（Lavender et al., 2013）。本研究の砂浜での減少は約 14%であり、かなり大きい減少であることが示された。膝への衝撃の変動は、砂浜と林間がコンクリートの約 1.8 倍と大きかった。砂浜・林間ともに、地面の状態（やわらかさ、凹凸）が一様でなく、変化に富んでいることが、その要因として考えられる。

踵接地付近では、いずれのコースのウォーキングエクササイズでも、TA の活動が増加した。この TA の活動増加は、踵接地付近での足の底屈を抑制し、立脚側への身体重量の落下を、踵を回転軸とする推進力に変換する（ヒールロッカー機能）ように働く（Perry and Burnfield, 2010）。踵接地付近での TA の活動水準は、砂浜と林間に比べて、コンクリートで有意に高かった。これは、硬い路面であるコンクリート舗装路での歩行時には、ヒールロッカー機能をよく働かせることができていたことを示す。これが、コンクリートでの速い歩行を可能にしていると考えられる。立脚終期での Sol は、コンクリートに比べて林間で有意に小さかった。歩行では、足底全接地後に足関節を回転軸として脛骨の前方回転を停止するアンクルロッカー機能として、Sol が重要な役割を果たすと考えられている（Perry and Burnfield, 2010）。この機能が、林間では発揮しにくく、歩行速度の減少につながったものと考えられる。PL の活動水準は、踵接地時点では、林間が他のコースに比べて有意に高かった。PL の活動は、片足立ちにおける前額面での安定性など、足関節の安定性に寄与する（De Ridder et al., 2014）。林間における PL の高い活動水準は、路面の起伏状態や路面を覆う枯葉や雑草の状況が変化に富んでおり、不安定な歩行路であることを反映していると考えられる。この様な PL の活動の促進は、バランス機能の向上に寄与することが推察される。一方、立脚相中期から終期にかけての PL 活動のピークは、コンクリートで高かった。その歩行相では、身体重心が足底部の前方へ移動しており、解剖学的特性から PL の活動は底屈力を増すように作用すると考えられる（矢谷と小川, 1986）。これは、コンクリート舗装路での高い推進力の発揮に寄与していたと推察される。一歩毎に接地面の状態が変化する砂浜や林間でのウォーキングでは、その接地時に注意を向ける必要性が高いと考えられる。このようなウォーキングエクササイズでは、感覚情報に注意が向き、脳が活性化することが十分予想される。視標の移動に注意を向けることになる連続的な眼球運動反応時間の測定において、頚部前屈姿勢などによって筋感覚情報を増した場合には、脳が汎在的に活性することが知られている（藤原と国田, 2011）。

２．生理学的指標（心拍数、自覚的運動強度、血圧、消費カロリー）について

本被験者のウォーキングエクササイズ時の心拍数は、いずれのコースにおいても、AT 心拍数よりも幾分低かった。このことからは、全てのコースでのウォーキングエクササイズが、有酸素性運動の範囲にあり、かつ上限近くに位置しており、安全でかつ持久性トレーニングとして有効な運動であると言えよう。自覚的運動強度からは、このウォーキングエクササイズが、快適な運動強度であることが示された。ウォーキングエクササイズに要した時間は、いずれのコースも 3 分を超えていた。一定強度の有酸素性運動を持続する場合、概ね 3 分までに酸素不足が消失し、酸素需要量と酸素摂取量が一致する定常状態となる（加賀谷, 1983）。このことから、全てのコースでのウォーキングエクササイズは、有酸素性の能力を評価でき、その運動に要する消費カロリーを測定するのに適度な強度と時間であったと考えられる。消費カロリーは、コンクリートに比べて砂浜と林間で多かった。この要因として、砂浜と林間では、ウォーキング時の心拍数が高く、かつウォーキングの所用時間が長いことが挙げられる。すなわち、運動効率の低さを示していると考えられる。

運動直後に測定した最高血圧は、運動前に比べて有意な上昇を示したが、その値は平均で 141.9 mmHg であった。この値は、安静時における正常域血圧の上限（139 mmHg）とほぼ同じである。したがって、いずれのコースでのウォーキングエクササイズも、過度な血圧上昇を心配する必要がない安全な運動であると考えられる（日本高血圧学会高血圧治療ガイドライン作成委員会, 2014）。運動直後の最低血圧（平均：74.8 mmHg）は、運動前に比べて、有意に低下した。運動直後の最低血圧は、強い強度の運動では上昇するが、軽度～中等度の運動では幾分低下することが報告されている（Åstrand et al., 1965）。ウォーキングエクササイズの運動強度が、軽度～中等度であったことを示唆している。

以上、健康の維持・増進に関連付けて、砂浜および林間でのウォーキングにおける運動学的および生理学的

特性について論じた。

謝辞

この研究は、平成 25 年度の珠洲ヘルスツーリズム調査事業費によって遂行された。

参考文献

Åstrand P-O, Ekblom B, Messin R, Saltin B, Stenberg J (1965) Intra-arterial blood pressure during exercise with different muscle groups. J Appl Physiol 20: 253-256

Borg C, Linderholm H (1967) Perceived exertion and pulse rate during graded exercise in various age groups. Acta Med Scand Suppl 472: 194-206

Davies SE, Mackinnon SN (2006) The energetics of walking on sand and grass at various speeds. Ergonomics 49(7): 651-660

Davy KP, Willis WL, Seals DR (1997) Influence of exercise training on heart rate variability in post-menopausal women with elevated arterial blood pressure. Clin Physiol 17(1): 31-40

de Boer MD, Morse CI, Thom JM, de Haan A, Narici MV (2007) Changes in antagonist muscles' coactivation in response to strength training in older women. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 62(9): 1022-1027

De Ridder R, Willems T, De Mits S, Vanrenterghem J, Roosen P (2014) Foot orientation affects muscle activation levels of ankle stabilizers in a single-legged balance board protocol. Hum Mov Sci 33: 419-431

Foster A, Blanchette MG, Chou YC, Powers CM (2012) The influence of heel height on frontal plane ankle biomechanics: implications for lateral ankle sprains. Foot Ankle Int 33(1):64-69

Fox EL (1984) Sports physiology (2nd ed.). CBS College Publishing, Halt

藤原勝夫，碓井外幸，立野勝彦（編） (1996) 身体機能の老化と運動訓練　－リハビリテーションから健康増進まで－．日本出版サービス：東京，pp. 150-152

藤原勝夫，国田賢治 (2011) 構え姿勢保持の中枢神経活性化作用．（姿勢制御の神経生理機構，藤原勝夫編著）．杏林書院: 東京，pp. 36-44

Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P, Reese S, Seeley MK (2012) Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. J Electromyogr Kinesiol 22(2): 280-285

池上晴夫 (1990) 新版・運動処方　－理論と実際－．朝倉書店：東京，pp. 204-208

加賀谷凞彦 (1983) 酸素摂取能力（新訂・運動生理学概論，宮下充正，石井喜八編著）．大修館書店：東京，pp. 124-142

Kaneko M, Morimoto Y, Kimura M, Fuchimoto K, Fuchimoto T (1991) A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. Can J Sport Sci, 16(3): 223-228

Kubo K, Ishida Y, Suzuki S, Komuro T, Shirasawa H, Ishiguro N, Shukutani Y, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T (2008) Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly. Scand J Med Sci Sports 18(1): 31-39

Lavender SA, Mehta JP, Allread WG (2013) Comparisons of tibial accelerations when walking on a wood composite vs. a concrete mezzanine surface. Appl Ergon 44(5): 824-827

Leicht AS, Crowther RG (2007) Pedometer accuracy during walking over different surfaces. Med Sci Sports Exerc 39(10): 1847-1850

Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC (1998) Mechanics and energetics of human locomotion on sand. J Exp Biol 201: 2071-2080

Linford CW, Hopkins JT, Schulthies SS, Freland B, Draper DO, Hunter I (2006) Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. Arch Phys Med Rehabil 87(3): 395-401

Liu J, Kim S (2012) Effect of walking surface perturbation training on slip propensity and local dynamic stability. Work 41, Suppl 1: 3352-3354

Murray MP, Drought AB, Kory RC (1964) Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg Am 46: 335-360

Murray MP, Kory RC, Clarkson BH (1969) Walking patterns in healthy old men. J Geront 24: 169-178

日本高血圧学会高血圧治療ガイドライン作成委員会 (2014) 高血圧治療ガイドライン 2014．ライフサイエンス出版，東京

大渕修一（代表） (2009) 運動器の機能向上マニュアル（改訂版）．厚生労働省

大谷武一 (1933) 自然歩の研究．体育研究 1：713-724

Perry J, Burnfield JM (2010) Gait analysis: Normal and pathological function (2nd ed.). Slack Incorporated, Thorofare

徳田哲夫 (1986) 歩行（基礎から臨床まで）3 高齢者の歩行．理・作・療法 20(5): 347-352

富田守，真家和生 (1994) 生理人類学．朝倉書店，東京

矢谷令子，小川恵子 (1986) 図説　筋の機能解剖　第 3 版（Warfel JH 著）．医学書院，東京