

走幅跳における着地動作最適化のための 人体と砂場の連成シミュレーション

横田 紘季^{*1}, 大島 成通^{*2}, 水野 直樹^{*3}

Coupled Simulation of Human and Sand Pit in Long Jump for Optimal Landing Motion

Hiroki YOKOTA^{*1}, Shigemichi OHSHIMA and Naoki MIZUNO

^{*1} Nagoya Institute of Technology, Dept. of Mechanical Engineering
Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya, 466-8555 Japan

The objective of long jumping is try and jumping as far as possible by stepping on a take off board and landing in the sand pit. In the long jump landing, athletes are affected by the dynamics of the reaction force of the sand pit that is different from the hard surface reaction force. Therefore, in order to obtain a good landing motion, it is necessary to simultaneously analyze the dynamics of sand and athletes. The aim of this study is to obtain an optimal landing motion in the long jump by Multi-Objective Genetic Algorithm using a long jump model. This model is composed of two elements, which are a musculoskeletal model and landing pit model. The human body model is based on a multi body model containing eight rigid links and nineteen Hill-type muscles. The sand pit is modeled as particles assembly. The particles collision model consists of several forces, including a spring force which forces the particle apart, and a dashpot force which causes damping. Generally, it is very time-consuming to calculate the optimal motion and particle calculation. Here, this paper proposes the floating sand pit model which is suited to optimization of landing motion. Optimization using the proposed model was conducted by coupled simulation of human and sand pit.

Key Words : Coupled Simulation, Floating Sand Pit Model, Musculoskeletal Model, Optimization

1. 緒 言

陸上競技における走幅跳は、助走後の片足踏切によって獲得される跳躍距離を競う種目である。競技動作は主に4つの場面から構成されており、助走局面、踏切局面、空中局面および着地局面を経て動作を完了する。踏切局面において、助走から得た水平方向速度を鉛直方向速度に効率よく変換することで人体を投射し、記録向上を目指すことから、助走速度や踏切角が跳躍距離に大きな影響を及ぼすことが知られている⁽¹⁾⁽²⁾。走幅跳に着目した研究として、坪井は踏切時における人体重心の水平速度と踏切速度から跳躍軌道を近似し、最適踏切角を理論的に導出している⁽³⁾。また、中雄らは準備局面（助走および踏切準備）と踏切局面に着目し、2つの局面構造を中学生と陸上競技選手で比較することで、助走速度と踏切の技術的要素が跳躍距離に与える影響を検討している⁽⁴⁾。これらの研究では助走および踏切局面を対象としており、空中局面や着地局面における人体動作については考慮されていない。しかしながら、実際の競技において記録向上を狙う場合は、踏切動作後、跳躍距離を伸ばすために空中局面では着地に有利な準備動作をとる必要があり、また着地局面では砂場との相互作用を考慮した最適な着地姿勢をとらなければならない。これら空中および着地局面の最適動作を最適化計算により導出することは、記録向上を目指す選手にとって有用な情報になることが期待される。しかし、過去の研究において空中および着地局面における最適姿勢を導出した報告は少なく、着地時の砂からの反力を考慮した例はみられない。

^{*1} 正員, 名古屋工業大学大学院 工学研究科 創成シミュレーション工学専攻 (〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町)

^{*2} 正員, 名城大学 理工学部 (〒468-8502 名古屋市天白区御塩釜口1丁目501)

^{*3} 正員, 名古屋工業大学 工学部

E-mail: h.yokota.848@stn.nitech.ac.jp

そこで本研究では、空中および着地局面における最適な動作を導出するために、最適化計算に適した砂場モデルを構築し、人体モデルとの相互作用を考慮した人体と砂場の連成シミュレーションを行うことで、提案シミュレーションモデルの有効性を検討する。ここで、非常に動的な競技においては、競技者およびその運動に関連する要素のダイナミクスが競技記録の大きな決定要因となることから、走幅跳に用いるモデルは順動力学モデルで構築する必要がある。そのため人体モデルについては筋駆動による全身の筋骨格モデルを構築し、Runge-Kutta法により時々刻々と変化する姿勢を算出する。

また、砂場モデルについては、砂や礫といった不連続体の動的挙動解析に適した個別要素法 (DEM : Distinct Element Method) を、最適化計算に耐えうる現実的な計算コストとなるように拡張して構築した。DEM は、Cundall⁽⁵⁾によって提唱されたシミュレーション法であり、個々の粒子について粒子間の接触による相互作用力から運動方程式を解き、各粒子の速度、位置を更新する手法である。本研究では、砂を粒子の集合とみなし、着地局面における人体モデルと粒子の衝突応答を利用することで、人体と砂場の連成シミュレーションを実現する。

人体動作の最適化については、仮想的な中枢神経系からの命令とみなしたモデルへの入力信号を最適化することで、最適な筋への活動信号を算出し、最適動作を生成する。筆者らは、この算出された信号を OPTIMAS と呼んでおり、競技者の運動スキル向上に有用な情報としてトレーニングに利用している⁽⁶⁾⁽⁷⁾。そこで、OPTIMAS を導出することを考慮した最適化例として、提案モデルを用いて筋活動信号を最適化し、跳躍距離最大化を目的とした最適動作生成を行うことで、最適化計算に利用可能なモデルであることを確認した。

2. 競技者モデル

図1に走幅跳動作における最適な動作生成のための人体剛体リンクモデルを示す。モデルは上肢骨と下肢骨、そして頭蓋、胸郭、脊椎、骨盤からなる上部により矢状面内 (x - y 平面) で構成され、上肢は上腕 (Link1)、前腕 (Link2)、手 (Link3) の3リンクに、下肢は大腿 (Link5)、下腿 (Link6)、足底 (Link7)、足趾 (Link8) の4リンクに分割されている。つまり、頭部を含む胴体 (Link4) と合わせて計8リンクの平面多剛体系システムとなる。また、関節は肩関節 (Joint1)、肘関節 (Joint2)、手関節 (joint3)、股関節 (joint4)、膝関節 (Joint5)、足関節 (Joint6)、足趾関節 (Joint7) の7関節から構成され、全て回転ジョイントにより拘束されている。本モデルでは跳躍動作を対象としているため、浮遊リンク系にて順動力学解析を行う必要がある。そのため、系全体を通して固定点を設けていない。モデルにおいて、 m はリンクの質量、 J はリンクの重心周りの慣性モーメント、 τ は関節トルクを表す。また、 i は剛体リンク番号 ($i=1, \dots, 8$)、 j は関節番号 ($j=1, \dots, 7$) である。

剛体リンクの重心位置は各リンク中心としているが、頭部を含む胴体 (Link4) に限り頭部の質量を考慮した位置に設置している。したがって、慣性モーメントも他のリンクとは異なる値となっている。

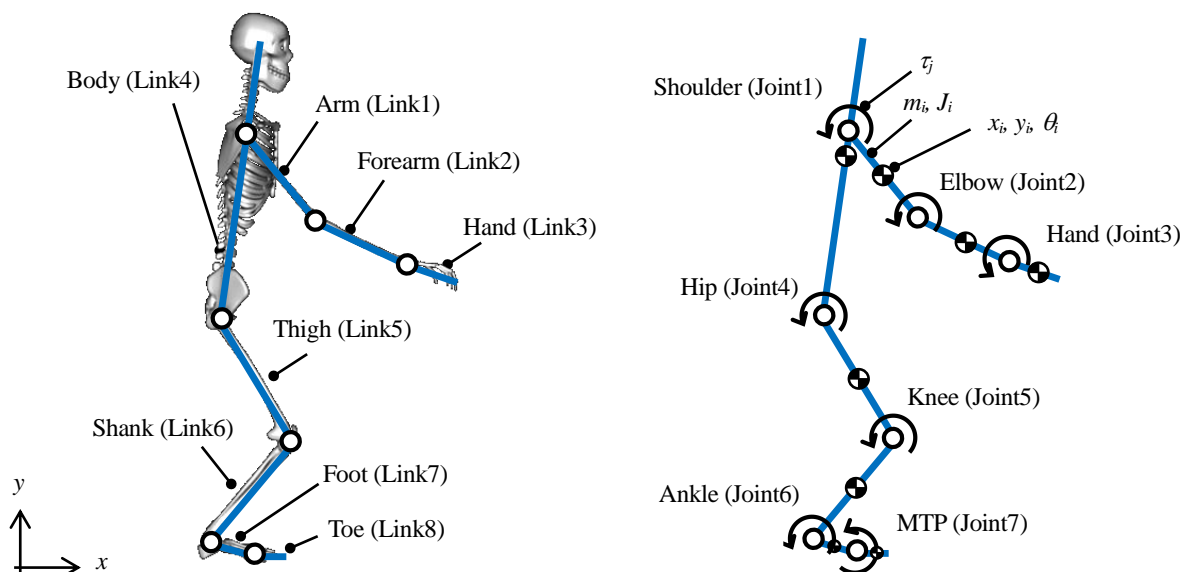


Fig.1 Rigid link model of whole body

2・1 系の運動方程式

本モデルではホロノミックな拘束のみを考えるものとし、微分方程式と代数方程式を連立させた微分代数型運動方程式を利用する。系の拘束条件を順次縦に並べたときの左辺をまとめて $\Phi(\mathbf{q}, t)$ と表すと、拘束条件式は次式のように記述できる。

$$\Phi(\mathbf{q}, t) = 0 \quad (1)$$

ここで、 \mathbf{q} は系全体の一般化座標ベクトルである。この拘束条件式を時間で2階微分した加速度レベルの拘束式は、

$$\Phi_{\mathbf{q}} \ddot{\mathbf{q}} + \frac{d\Phi_{\mathbf{q}}}{dt} \dot{\mathbf{q}} + \frac{d\Phi_t}{dt} = 0 \quad (2)$$

となる。 $\Phi_{\mathbf{q}}$ は Φ を \mathbf{q} で偏微分したものであり、 Φ_t は Φ を時間で微分したものである。式(2)の左辺第二項と第三項をまとめて $\dot{\Phi}^R$ とし、ラグランジュの未定乗数法を用いた運動方程式と結合することで、一般に以下の支配方程式が得られる⁽⁸⁾⁽⁹⁾。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \Phi_{\mathbf{q}}^T \\ \Phi_{\mathbf{q}} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \Lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}^A \\ -\dot{\Phi}^R \end{bmatrix} \quad (3)$$

ただし、 \mathbf{M} は系全体の質量マトリクス、 \mathbf{Q}^A は系全体に作用する外力ベクトル、 Λ は拘束 Φ の数と同数の未定定数を成分とするベクトルである。本研究の順動力学解析では、式(3)を用いて剛体の加速度ベクトル $\ddot{\mathbf{q}}$ を求め、Runge-Kutta法により速度ベクトル、位置ベクトルを求める。

微分代数型運動方程式では、加速度レベルの拘束条件式を運動方程式と連立させたため、シミュレーションが進むにつれて数値誤差が蓄積され、拘束条件式(1)が満たされなくなることが知られている。この問題を解決するために、Baumgarteは運動方程式の数値積分において、速度レベルと位置レベルの拘束を加えた以下の修正拘束式 \mathbf{N} を示している⁽¹⁰⁾。

$$\mathbf{N} = \ddot{\Phi} + 2\alpha\dot{\Phi} + \beta^2\Phi = 0 \quad (4)$$

ただし、 α 、 β は漸近安定性に関わる任意定数である。本研究では修正拘束式(4)を利用することによってシミュレーションの拘束安定化を図っている。

2・2 筋骨格系

人体剛体リンクモデルに筋の収縮特性をモデル化した筋モデルを適用することで、筋駆動による順動力学モデルを構築し、人体特性と合致した動作生成を行う。筋モデルにはWinters & Starkにより提案されたモデル⁽¹¹⁾を単純化したHill-Stroeve筋モデル⁽¹²⁾⁽¹³⁾を用いた。これにより、筋の性質である「筋長-張力関係」「速度-張力関係」を表現することが可能となる。また、筋活性度が既知であれば、以下の各関係式を解くことにより、筋張力を算出することができる。各筋が随意により発生する筋張力 f は、筋活性度と筋長、筋の収縮速度を独立変数を持つ従属変数として、以下の式で記述される。

$$f_k(a_k, l_k, \dot{l}_k) = a_k \cdot F_{l_{ce_k}}(l_{ce_k}) \cdot F_{v_{ce_k}}(\dot{l}_{ce_k}) \cdot F_{\max_k} \quad (5)$$

ここで、 k は筋番号($k=1, \dots, 8$)、 a は筋活性度を表す変数であり、 $0 \leq a \leq 1$ の値をとる。また、 l は筋長、 l_{ce} は収縮要素の長さ、 F_{\max} は最大等尺性収縮力を表し、 $F_{l_{ce}}$ 、 $F_{v_{ce}}$ はそれぞれ、「筋長-張力関係」、「速度-張力関係」を表す関数である。筋張力は関節を支点とし、その付着位置と作用方向で定まるモーメントとして各関節に作用する。得られた筋張力から決定される関節トルクは、モーメントアーム r を用いて

$$\tau_j = \sum_{k=1}^8 r_{kj} f_k(a_k, l_k, \dot{l}_k) \quad (6)$$

と表される。なお、筋のモーメントアームは本来、関節角に依存して変化するが、ここでは簡略化のため一定とし、仮想的な滑車による駆動モデルとした。各筋モデルへの入力は筋活性度の時刻歴 $a_k(t)$ であり、最適化計算によって算出される。筋活性度が既知となると、筋モデルが関節に及ぼすトルクを導出することが可能となり、それらの合算値が各関節トルクとなる。得られた関節トルクを系の支配方程式 (3) に代入し、人体剛体リンクモデルの順動力学計算を行う。

2・2・1 上肢の筋群

人体剛体リンクモデルの上肢に実装した筋群を図 2 (a) に示す。上肢の屈曲及び伸展動作を対象としたため、動作の主動筋とされる 8 筋を実装した。上肢モデルの肩関節と肘関節の間には 3 対 6 筋の筋モデルが配置されており、単関節筋である三角筋前部 (DLTc)、上腕筋 (BRA)、三角筋後部 (DLTs)、肘筋 (ANC) と、二関節筋である上腕二頭筋 (BIC)、上腕三頭筋 (TRI) によって肩関節、肘関節が駆動する。また手関節を駆動させる筋は、単関節筋である撓側主根屈筋 (FCR) と長撓側主根伸筋 (ECRI) である。

2・2・2 下肢の筋群

次に、下肢に実装した筋群を図 2 (b) に示す。上肢と同様に、下肢の屈曲及び伸展動作を対象としたため、動作の主動筋である 11 筋を実装した。下肢モデルの股関節と膝関節との間には、上腕と同様に 3 対 6 筋の筋モデルが配置されており、単関節筋である腸腰筋 (IL)、広筋群 (VAS)、大殿筋 (GLM)、大腿二頭筋・短頭 (BFs) と、二関節筋である大腿直筋 (RF)、ハムストリング筋 (HAM) によって両関節が駆動する。また、膝関節と足関節の間には 3 筋実装されており、屈曲側と伸展側の筋配置が非対称となっている。足関節を駆動する単関節筋が前頸骨筋 (TA) とヒラメ筋 (SO) であり、膝関節と足関節の両関節に作用する二関節筋が腓腹筋 (GAS) である。その他、足関節と足趾関節に作用する二関節筋が 1 対配置されており、それぞれ長趾屈筋及び長母趾屈筋 (FLXDG)、長趾伸筋及び長母趾伸筋 (EXTDG) である。

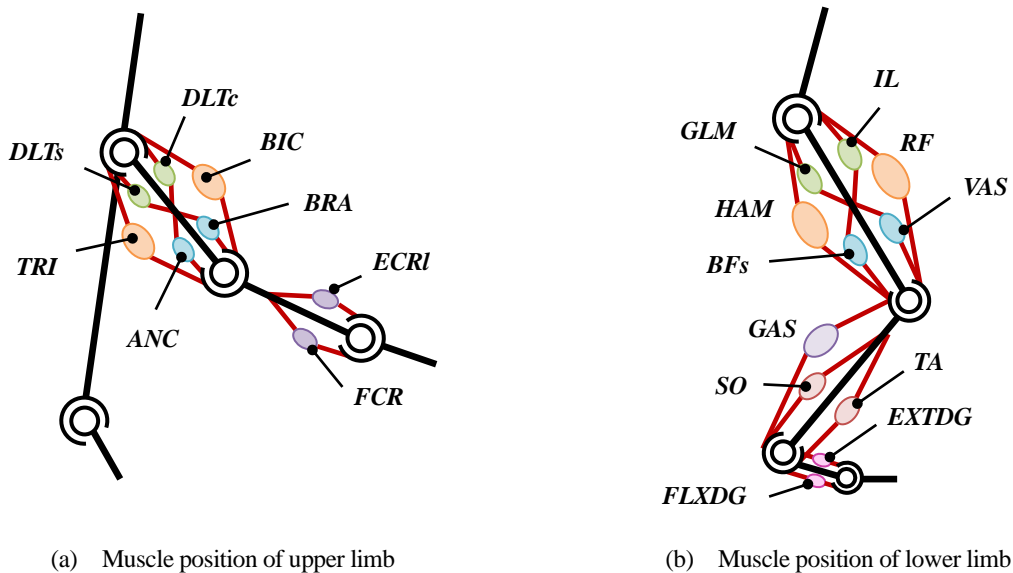


Fig.2 Musculoskeletal model of whole body

3. 砂場モデル

3・1 個別要素法

走幅跳の着地時におけるダイナミクスを計算するために、粉体工学や土質力学などの分野で不連続体解析に適用されている DEM を用いて砂の挙動を解析する。DEM とは粒子の集合体において、接触粒子による相互作用力を計算した後、個々の粒子ごとに独立した並進および回転の運動方程式を解くことで速度および

位置を更新していく手法である。一般に、接触時における相互作用力の計算には、図3に示す弾性スプリング（弾性係数 K ）と、非弾性的性質を持つ粘性ダッシュポット（粘性係数 η ）が平行に繋がったフォークトモデルが用いられる。これは、実際の挙動においては接触点近傍の局所的な塑性変形などのために完全弾性衝突とはならず、エネルギー散逸を伴う非弾性接触となるためである。また、粒子の接触に付随する摩擦相互作用を表現するために、相互作用力の接線成分には摩擦スライダー（摩擦係数 μ ）が導入されている。ここで、 n , s はそれぞれ法線方向および接線方向を表し、 φ は回転変位を表す。

また図4に示すように、粒子 P （半径 r_P ）および粒子 Q （半径 r_Q ）が接近しているとき、接触開始の条件はそれぞれの中心座標 (x_P, y_P) , (x_Q, y_Q) から求まる粒子間距離 L_{PQ} を用いて次式で表される。

$$r_P + r_Q \geq L_{PQ} \quad \because L_{PQ} = \sqrt{(x_P - x_Q)^2 + (y_P - y_Q)^2} \quad (7)$$

DEM では式 (7) を用いて粒子ごとに接触判定を行い、接触していた場合にはフォークトモデルによる相互作用力を算出した後に運動方程式を解く。

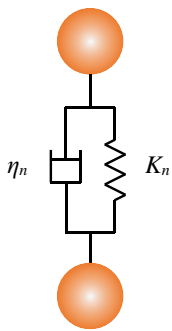


Fig.3 Collision model of particle-particle interactions

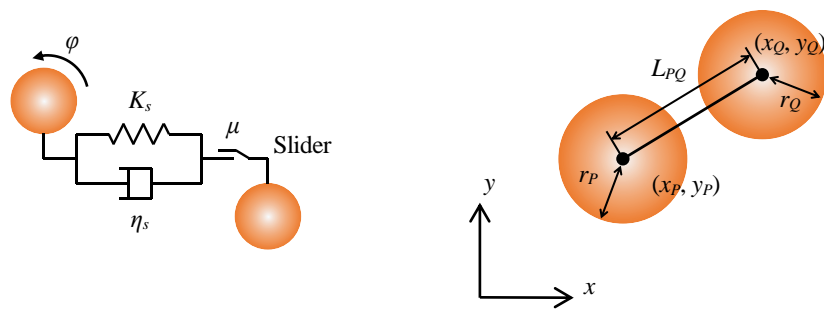


Fig.4 Contact decision of two particles

3・2 近傍粒子探索

DEM において最も計算コストが高い処理が、接触判定を行うため近傍粒子探索である。各粒子の相互作用力を求めるために、全粒子の組合せについてそのユークリッド距離を計算した場合、粒子数の2乗のオーダーで計算時間が増大する。そのため、本研究では空間分割法を用いて近傍探索を行った。空間分割法とは粒子の存在する空間を等間隔格子で分割し、自身のセルおよび隣接するセルに含まれる粒子のみを用いてユークリッド距離を計算する手法であり、近傍探索に関する計算量を大幅に削減することができる。図5に二次元座標における空間分割法による近傍粒子探索範囲を示す。

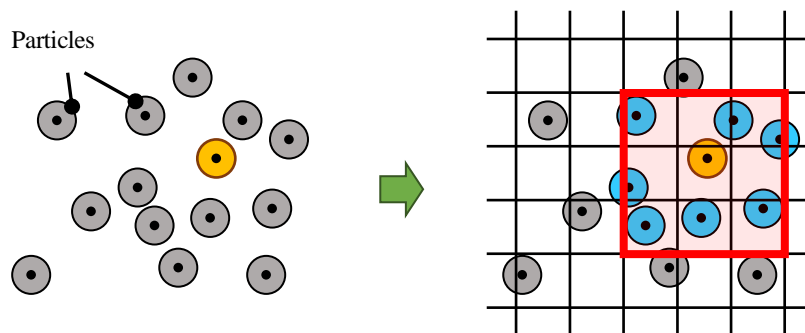


Fig.5 Local interactions search using uniform grid

3・3 走幅跳シミュレーションへの適用

DEM は計算領域内の全粒子について接触判定を行い、逐次的に運動方程式を解くことから、計算負荷が非常に大きい。そのため、競技用砂場のような広大な空間を計算領域に含めることは、繰り返し計算を行う最適化にお

いては不向きである。そこで、本研究で提案する砂場モデルでは、空中局面中は DEM による計算を行わず、人体モデルが着地した瞬間から人体および粒子間の相互作用力を開始することで、計算コストを削減した。また、動作の最適化において砂の挙動を詳しく解析する必要はなく、砂から人体への反力が求まればよいことから、着地時は人体モデルとの接触による影響が強い範囲のみで計算を行う。さらに、影響範囲外の粒子を今後影響すると予測される方向に再配置することで、計算コストを維持したまま、計算領域を仮想的に拡大させることができる。本研究では粒子の再配置により移動する計算領域を浮動型計算領域と呼ぶこととする。

3・3・1 人体モデルとの接触

人体モデルと粒子の接触判定方法について、まず図 6 に示すように粒子から剛体リンクへの法線を求めることにより得られるリンクとの交点を算出し、その点を中心に人体の厚みに相当する r_L を人体モデルに設定する。この仮想的に設定した粒子と、対象とした法線方向の粒子について 3.1 節と同様に式 (7) を用いて接触判定を行う。したがって、剛体リンクごとに厚みを設定することが可能となるため、臀部や足底部などの異なる厚みを持つ部位を考慮した接触による相互作用を計算することができる。

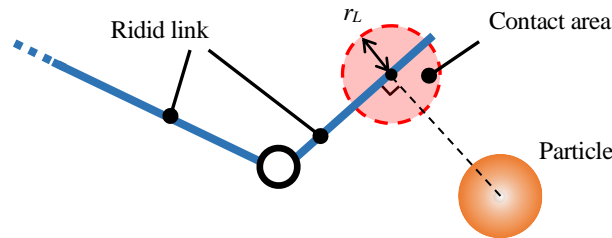


Fig.6 Contact decision of particle and rigid link

3・3・2 粒子の影響範囲

着地時における粒子の影響範囲を調べるために、人体モデルと砂場モデルが接触した際における粒子の挙動を解析した。初期条件として、2006 年のヨーロッパ選手権・男子走幅跳の踏切速度データ⁽¹⁴⁾を参考に、人体モデルの水平方向速度を 8.53 m/s、鉛直方向速度を 3.52 m/s として射出した。また、接地した際の DEM 計算領域は十分な広い範囲を設定し、粒子の初期配置については粒子群が最も密となるように充填している。図 7 に人体モデルおよび粒子の挙動を示す。ただし、粒子群は各粒子が持つ速度によって色を区分しており、1 m/s に近づくほど黄色く表示させている。図 7 より、最も速度変化が激しい 0.05 秒時点では、着地部から前方に 0.3 m 付近までは速度の変化が激しく、より前方に位置する粒子ほど影響が少なくなる傾向がみとれる。また、着地部より後方については速度の変化が緩やかであり、ほぼ着地の影響がみられないことがわかる。全時間を通して同様の傾向がみ

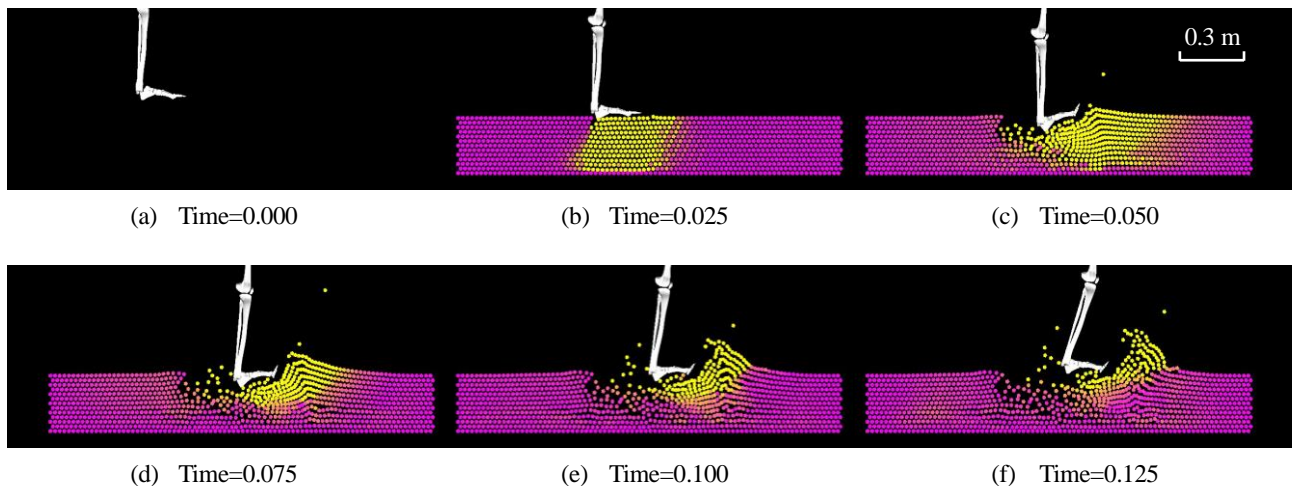


Fig.7 Particle and human behavior

られることから、浮動型計算領域を導入する際、着地部後方の粒子群を着地部前方へ再配置することによる相互作用力計算誤差は少ないと推察できる。

図 8, 図 9 に、0.01 秒間における、足底部へ作用した粒子による力積および角力積の時間変化を示す。両グラフともに 0.02 - 0.06 秒間の変化が激しいことから、着地時の粒子による反力が強いことがわかる。また、0.06 秒付近からの力積および角力積の変化率は小さく、このことは粒子との相互作用力も小さいことを意味している。図 7 における粒子の挙動からも 0.06 秒以降の接触数が少ないことがみてとれる。

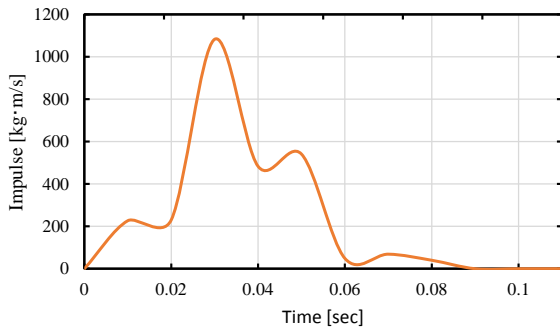


Fig.8 Time history of impulse in large area

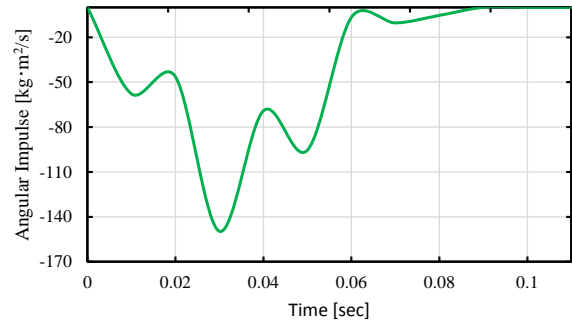


Fig.9 Time history of angular impulse in large area

3・3・3 浮動型計算領域

3.3.2 項の結果を基に、人体および粒子の相互作用力に影響がない範囲で計算領域を狭め、浮動型計算領域を採用したシミュレーション例を図 10 に示す。このとき、初期条件は同一となるように設定している。設定した浮動型計算領域は、閾値以上の速度を持つ各粒子中の、最左端粒子から一定の後方に存在する粒子を最右端に再配置することで実現した。また、計算領域は水平方向に 1.30 m、鉛直方向に 0.26 m と試行錯誤的に決定した。図 10 より、計算領域が浮動しているにもかかわらず、人体および粒子の挙動、そして粒子のもつ速度について 3.3.2 項のシミュレーション結果と概ね一致することがみてとれる。また、図 11 および図 12 に示す粒子による人体モデル足底部への力積および角力積の時間変化からも、3.1.2 項の結果と同様に 0.06 秒までの変化が激しく、以降緩やかになることから、人体への相互作用力もほぼ一致すると考えられる。これらの結果より、提案砂場モデルは、計算コストを削減しつつ、かつ広域な計算領域をとるシミュレーション結果と同様の挙動を示す、最適化計算に有用なモデルであることが示唆された。

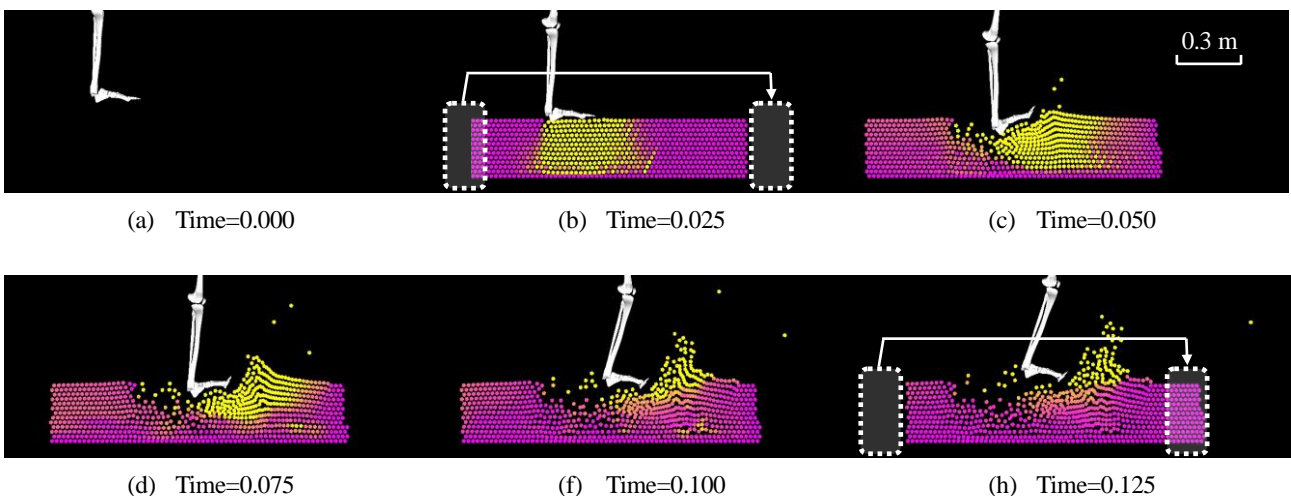


Fig.10 Particle and human behavior using proposed sand pit model

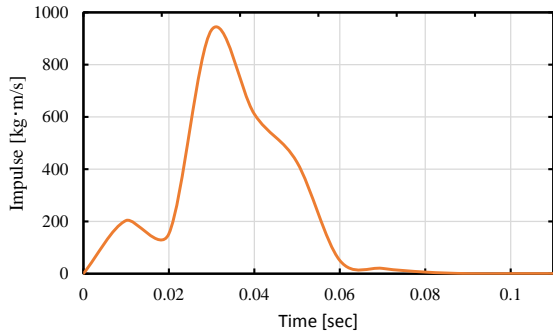


Fig.11 Time history of impulse in floating area

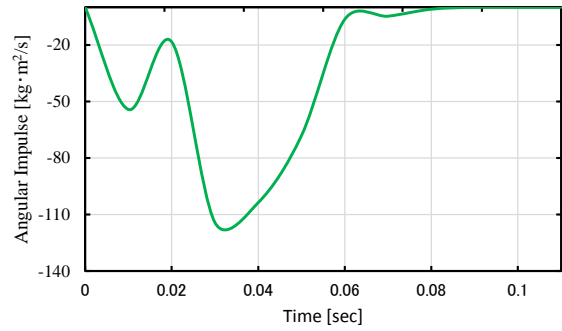


Fig.12 Time history of angular impulse in floating area

4. 最適化例

ここでは、提案した人体モデルおよび砂場モデルを用いた走幅跳における着地動作最適化例を示す。最適化には離散的な問題に対して有力な解法である多目的GAを用いた。多目的GAの手法についてはこれまでに種々の方法が提案されているが、本研究ではZizler⁽¹⁵⁾によって2001年に提案されたSPEA2 (Strength Pareto Evolutionary Algorithm 2) を用いて人体モデルにおける最適な筋活性度の組合せを探索する⁽⁶⁾⁽⁷⁾。

4・1 目的関数

着地動作最適化について以下の二つの目的関数を設定した。なお、本解析では全て最小化問題として多目的GAを取り扱う。

(1) J_1 : 最短着地距離

走幅跳は跳躍距離を競う種目であることから、距離に関する目的関数 J_1 として、人体モデルが着地における最も踏切点から近い着地点を設定した。この最短着地距離 D_{\min} の符号を反転して最小化することで、跳躍距離最大化を目指す。

$$J_1 = -D_{\min} \quad (8)$$

(2) J_2 : 1ステップあたりの全筋活性度量の2乗和

人体は冗長な自由度を持つ筋骨格系を動かすために、中枢神経が合目的に筋を動員させていることを踏まえ、運動時における筋動員の最適戦略を表現するために以下の目的関数 J_2 を設定した。

$$J_2 = \frac{1}{t_{finish}} \int_0^{t_{finish}} \sum_{k=1}^{19} a_k^2 \quad (9)$$

ただし、 t_{finish} は動作終了時刻を表す。

4・2 設計変数

最適化における設計変数は、一定の時間ごとに各筋モデルへ入力する筋活性度 a_k である。離散的な制御点間を3次スプライン補間法により補間することで、筋活性度信号を生成する。本シミュレーションでは人体動作を1.6秒間行うものとし、一つの筋に対して制御点を0.2秒ごとに各9点設けたため、人体モデルに実装した19筋における171個の制御点で解析を行う。これら制御点の最適な組合せを探索することで、最適動作生成を行う。

4・3 解析条件

人体モデルを原点から直立姿勢で射出し、空中および着地局面での人体動作シミュレーションを行った。また、浮動型計算領域は3.3.3項と同条件とし、DEM解析における全粒子数は832個とした。粒子の密度については、競技用砂場に使用される川砂の比重から推定した。

ここで、多目的 GA における各パラメータは、母集団サイズを 30、遺伝子長を 10bit、突然変異率を 0.02、終了世代を 200 とした。

4・4 シミュレーション結果

図 13 に算出された筋活動信号による最適着地動作を示す。図 13 (a) - (d) は空中局面での挙動を表しており、図 13 (e) - (h) は着地局面での挙動を示している。空中局面では下肢を直線的に伸ばし、踵から着地することで、跳躍距離を稼ぐ動作がみられた。また、着地局面においても下肢を曲げる動作を行っておらず、滑るような形で着地動作を行っている。この滑るような動作のため、臀部が最初期の着地点より遠い地点で着地している。跳躍距離は踵部着地点の 6.56 m であった。着地局面において、着地してからも膝関節を伸展させたまま動作を続けているため、着地による衝撃を和らげることができず、関節にかかる負担が大きくなっていることが予想される。しかし、実際の競技において競技者は怪我の防止のために、関節間力や砂からの反力を小さくするような、負担の少ない跳躍をするはずである。そのため、単純に跳躍距離のみを評価するだけではなく、関節間力や砂からの反力を考慮する必要がある。これらの評価項目を追加することで、より現実的な最適動作生成ができると考えられる。

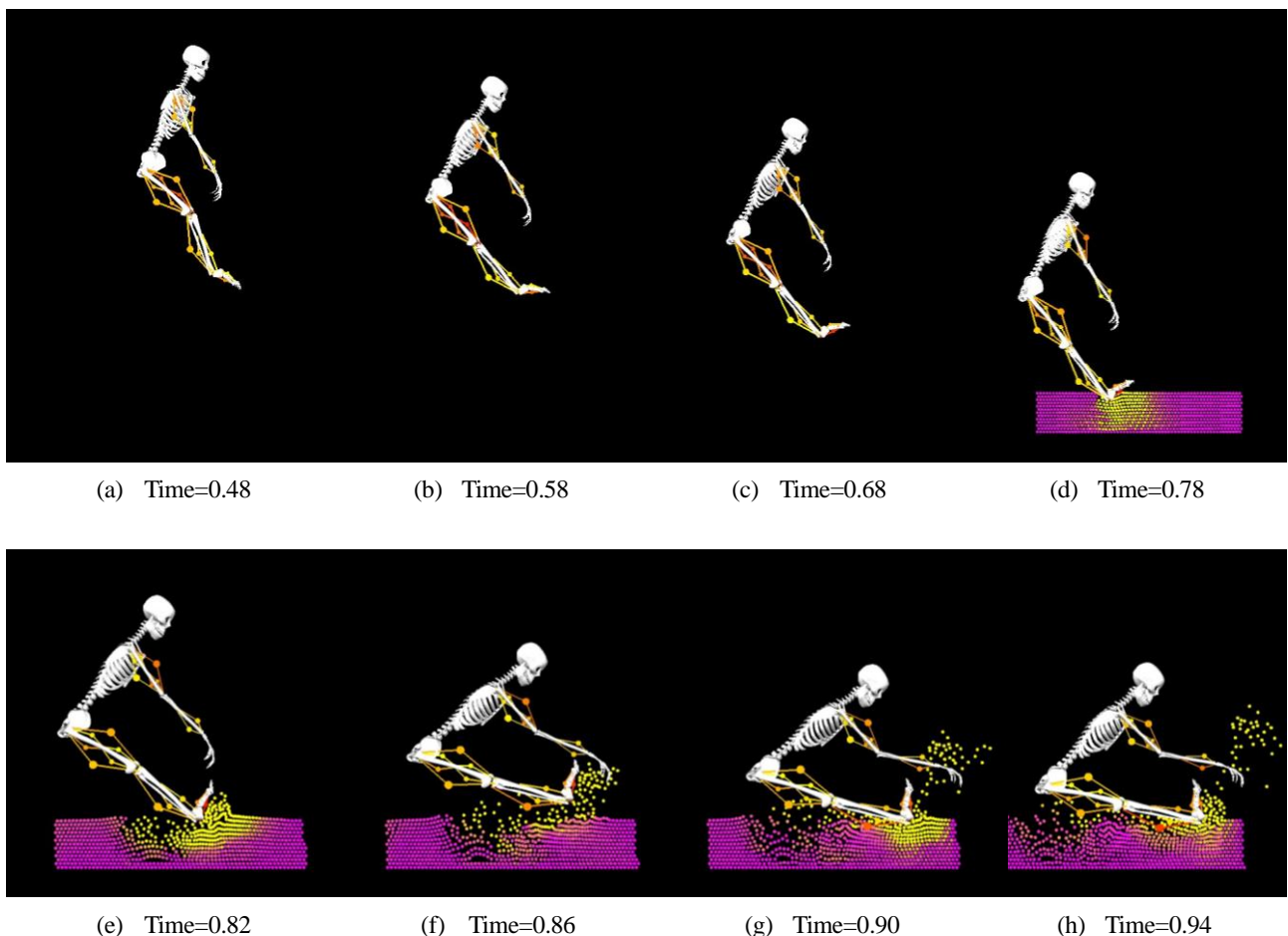


Fig.13 Optimal landing motion at 300 generation

5. 結言

本研究では、計算コストが高い最適化計算に適した人体と砂場の連成シミュレーションモデルを構築し、走幅跳の着地動作最適化を行った。人体モデルは全身を考慮し、19種類の筋肉を実装した剛体リンクモデルを構築した。また、砂場モデルでは DEM による計算負荷増大を防ぐため、粒子衝突計算領域を逐次的に移動させながら

計算する浮動型計算領域を提案した。これは、人体モデルの移動により計算すべき領域が増大しても、計算コストを維持したまま新たな領域を計算することができるモデルである。将来的にはさらなる高速化のために、GPUを汎用的な計算に用いる GPGPU により、DEM の並列計算を行うことも可能である。

また、最適化例として、跳躍距離最大化を目的とした最適化を行った結果、着地の際においては実際の競技者に近い動作がみられた。評価関数を考慮し、多目的 GA の世代数をさらに重ねることによって、より最適な動作が生成されることが推察される。

今後の展望として、本モデルを利用した様々な最適動作生成が期待される。例えば、人体モデルの関節間力や筋応力などを評価関数に設定することで、関節や筋に負担がかからないような着地動作生成を行うことができると考えられる。その他、砂場モデルの粒子パラメータを変化させた最適化が挙げられる。砂は水分含量などにより、特性が大きく変わることが知られおり、晴天時と雨天時では砂場からの反力が大きく変わることから、最適な着地動作が異なると推察される。そこで、DEM 計算における粒子パラメータを変更することで、雨天時における走幅跳を想定した着地動作最適化などにも応用できると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、内藤科学技術研究助成金を受けて実施したものである。ここに記して謝意を表す。

文献

- (1) Lisa, A. B., Nicholas, P. L., “Changes in long jump take-off technique with increasing run-up speed”, *Journal of sports science*, Vol. 24, No. 8, (2006), pp. 829-897.
- (2) Moura, N. A., Paula Moura, T. F., Borin, J. P., “Approach speed and performance in the horizontal jump : What do Brazilian athletes do?”, *New studies in athletics*, Vol. 20, No. 3, (2005), pp. 43-48.
- (3) 坪井一洋, 高橋俊祐, “着地時の重心低下を考慮した走り幅跳びの最適踏切角”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 74, No. 743 (2008), pp. 1841-1848.
- (4) 中雄勇人, 岩本祐太, 岩崎将大, 荻原康太, 飯山彩加, “走幅跳における踏切動作と助走の関係-中学生の踏切動作に着目して-”, 群馬大学教育学部紀要 芸術・技術・体育・生活科学編, Vol. 46, (2011), pp. 117-123.
- (5) Candall, P. A., Strack, O. D. L., “A discrete numerical model for granular assemblies”, *Geotechnique*, Vol. 29, No. 1, (1979), pp. 47-65.
- (6) Ohshima, S., Yokota, H., Ohtsuki, Atsumi, “Simulation model of underhand throw for cybernetic training”, *Procedia Engineering*, Vol. 34, (2012), pp. 742-747.
- (7) 横田紘季, 大島成通, “上肢筋骨格モデルシミュレーションにより導出された最適な筋活動信号を用いたサイバネティックトレーニング”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 79, No. 805 (2013), pp. 3110-3121.
- (8) 田島洋, “マルチボディダイナミクスの基礎-3次元運動方程式の立て方”, (2006), 東京電機大学出版局.
- (9) 日本機械学会編, “マルチボディ・ダイナミクス(2)-数値解析と実際-”, (2007), コロナ社.
- (10) Baumgarte, J., “Stabilization of constraints and integrals of motion in dynamical systems” *Computer methods in applied mechanics and engineering*, Vol. 1, (1972), pp. 1-16.
- (11) Winters, J. M., Stark, L., “Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-Depth Antagonistic Muscle Models”, *Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 10, (1985), pp. 826-839.
- (12) Hill, A., “the heat of shortening and the dynamic constants of muscle”, *Proceeding of the Royal Society of London*, Vol. 126, (1938), pp. 136-195.
- (13) Stroeve, S., “Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control”, *Journal of Biological Cybernetics*, Vol. 81, (1999), pp. 475-494.
- (14) Panoutsakopoulos, V., Papaikakovou, G. I., Katsikas, F. S., Kollias, I. A., “3D Biomechanical analysis of the preparation of the long jump take-off”, *New studies in athletics*, Vol. 25, No. 1, (2010), pp. 55-68.
- (15) Zitzler, E., Laumanns, M., Thiele, L., “Spea2: Improving the strength Pareto evolutionary algorithm”, *Evolutionary Methods for Design, Optimization and Control with Applications to Industrial Problems*, (2001), pp. 95-100.