

電気通信大学BLSCセミナー
(2016.5.18, 電気通信大学)

神経筋骨格モデルによるヒト歩行 シミュレーションとその応用



長谷和徳
首都大学東京

大学院 理工学研究科 機械工学専攻
(都市教養学部 理工学系 機械工学コース)

1

自己紹介

- 学歴
 - ◆ 慶應義塾大学 大学院理工学研究科 生体医工学 専攻修了, 博士(工学)
- 職歴
 - ◆ 日立製作所, 国立障害者リハビリテーションセンター 一研究所, 産業技術総合研究所, 名古屋大学, ...
 - ◆ 2009年より首都大学東京・准教授, 2012年より教授
- 専門
 - ◆ 人間機械システム工学
 - ◆ 福祉工学, リハビリテーション工学, 生体力学(バイオメカニクス)

2

本講演の内容

- 神経筋骨格モデルによる二足歩行シミュレーション
- 歩行モデルの応用・発展
 - ◆ 高齢者歩行
 - ◆ 安定化モデル
- 他の身体運動生成モデル
 - ◆ 痙性モデル
 - ◆ 車両乗員モデル, 眼球運動モデル

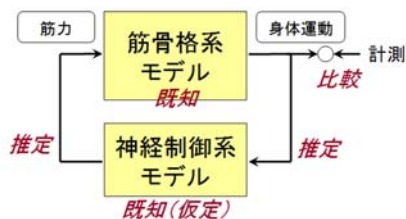
3

神経筋骨格モデルによる 二足歩行シミュレーション

4

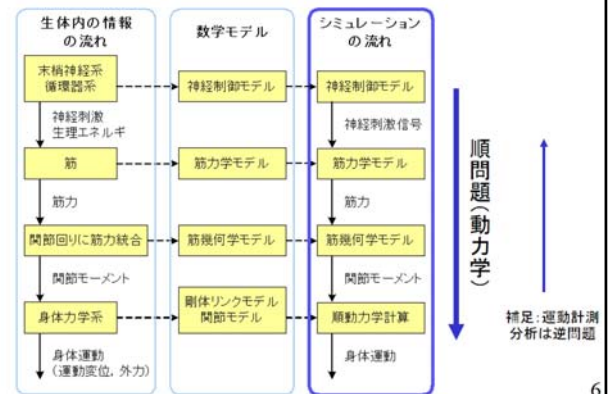
身体運動シミュレーション

- 運動計測を行わずにヒトの身体運動パターンを自律的に生成する
- 神経制御モデルを含む順動力学計算




5

生体運動とシミュレーション



6

順動力学モデルであることの利点

- 未知の力学条件に対する反応予測
 - ◆ 力学的外乱
 - ◆ 筋骨格系の変化(例:筋力低下)
- 反力を含めた力学特性の評価 

↓

車両・乗員
モデルの例

- 能動的(意図的)な動き
- 受動的(反射的)な動き

} 両者の
考慮

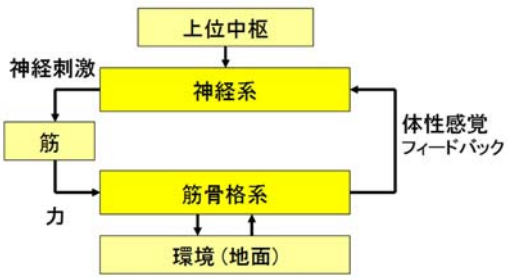
7

歩行シミュレーション



8


歩行動作の発生原理



- 神経系と筋骨格系の両非線形振動の相互引き込み

9

3次元筋骨格モデル

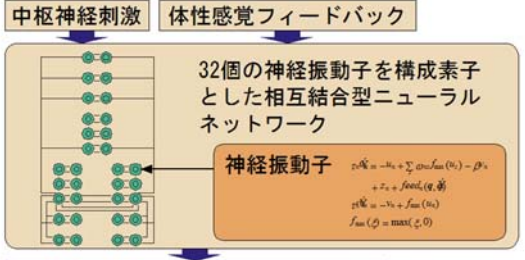


- ◆ 完全3次元化
- ◆ 全身を14リンクで表現
- ◆ 体幹を4節に分割
- ◆ 脊柱弯曲を表現
- ◆ 股関節, 下部腰椎関節 : 3自由度
- ◆ 他の関節 : 1自由度
- ◆ 床面を粘弾性体によりモデル化
- ◆ 全身で60の筋モデル

10

神経モデル(脊髄システム)

- 特徴
 - ◆ 歩行運動の基本リズムを発生する機能
- 数学モデル



11

神経モデル(末梢・筋モデル)

- 末梢システム
 - ◆ 統合筋刺激を各筋ごとの筋刺激に分配する機能
 - ◆ 数理的な最適化手法
 - ◆ 未知数 : 各筋の筋刺激
 - ◆ 目的関数 : 筋疲労最小
 - ◆ 等式条件 : 統合筋刺激 = Σ 各筋刺激
 - ◆ 不等式条件 : 筋刺激 ≥ 0
 - ◆ 時々刻々で最適化計算
- 筋モデル
 - ◆ 筋張力 = F(神経刺激, 筋長, 筋収縮速度)
 - ◆ 熱産生を含めたエネルギー消費計算

12

各種歩容の獲得

- 数理的理論
 - ◆ 運動の評価基準と最適化手法による数値探索
 - ◆ 探索パラメータ: 神経系パラメータ
身体パラメータ
- 計算の流れ

13

遺伝的アルゴリズムによる並列計算

サーバープログラム
(遺伝的アルゴリズムによる歩行モデル生成)

クライアントプログラム
(歩行運動生成)

14

正常歩行の獲得

- 歩行の実験的研究からの知見
 - ◆ 水平移動のエネルギー効率が歩行を規定 (単位移動距離あたりのエネルギー消費→最小)
- シミュレーション
 - ◆ 水平移動のエネルギー効率が最大になるように神経系パラメータ(or身体パラメータ)を修正

15

正常歩行の生体力学情報

床反力

関節モーメント

16

歩行モデルの応用・発展

高齢者歩行の分析と 転倒予防歩行訓練システム

17

高齢者歩行の特徴

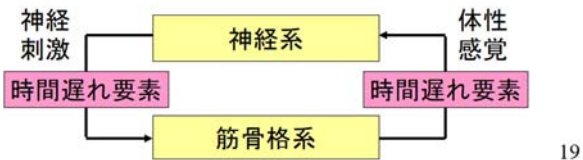
- 歩速の低下, 歩幅の短縮, 歩隔の増大, 両脚支持期の増大, 腕振りの減少, ...
- ばらつき(ゆらぎ)の増大

- 身体要因の何が原因か?
- 計算機シミュレーションによる分析

18

仮説とシミュレーション検証

- 制御理論
 - ◆ 時間遅れ特性があるシステムでは発振現象
- 仮説
 - ◆ 歩行の揺らぎ = 神経系の伝達特性の低下?
- シミュレーションによる検証



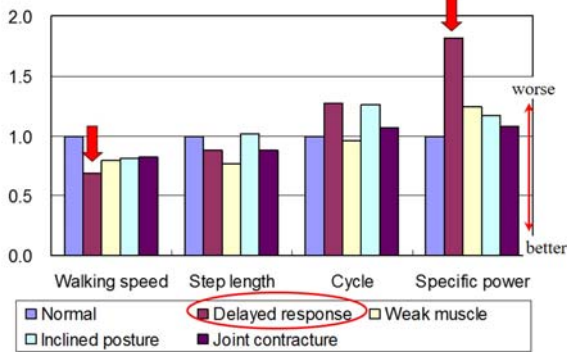
19

加齢による身体特性変化と歩容との因果関係の解明

- 身体特性を1条件のみ変化させたモデル
 - ◆ 正常モデル
 - ◆ 遅延反応モデル
 - ◆ 虚弱筋力モデル
 - ◆ 前傾姿勢モデル
 - ◆ 関節拘縮モデル
 - 安定性の評価(すべり刺激の付加)
 - ◆ 正常モデル
 - ◆ 他 (e.g. 遅延反応モデル)
- ⇒ 高齢者の不安定歩行の因子の評価

20

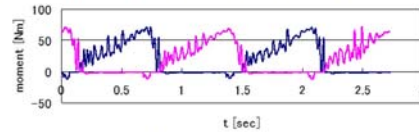
歩行基本因子の評価



21

遅延反応モデルのシミュレーション結果

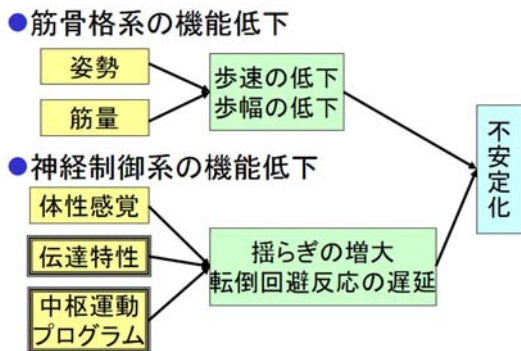
- 神経・筋出力に高周波成分
 - ◆ 足関節モーメントの例
- 歩容のばらつきを再現
- 神経系伝達特性(反応特性)の低下が不安定歩行の原因の可能性示唆



足関節モーメントの例

22

高齢者の不安定性歩行の要因



23

歩行シミュレーションの間接的応用 転倒予防歩行訓練システム

- 転倒刺激の模擬
 - ◆ 歩行路面ベルト速度をランダムに変更
 - ◆ 歩行モデルの安定化問題からの示唆



24

歩行モデルの応用・発展

安定化モデル

25

歩行の安定化メカニズムのモデル化

- モデルの基本性能(安定化)向上
- 応用範囲の拡大/安定化メカニズムの解明

26

安定化モデル(1) 特異値分解による低次元化

- ①歩行の1周期における全身の関節の角速度の時刻歴を特異値分解により低次元化

$$\begin{bmatrix} \omega_1(t_1) & \omega_1(t_2) & \dots & \omega_1(t_{50}) \\ \omega_2(t_1) & \omega_2(t_2) & \dots & \omega_2(t_{50}) \\ \omega_3(t_1) & \omega_3(t_2) & \dots & \omega_3(t_{50}) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \omega_{23}(t_1) & \omega_{23}(t_2) & \dots & \omega_{23}(t_{50}) \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} \omega_1(t_1) & \omega_1(t_2) & \dots & \omega_1(t_{50}) \\ \omega_2(t_1) & \omega_2(t_2) & \dots & \omega_2(t_{50}) \\ \omega_3(t_1) & \omega_3(t_2) & \dots & \omega_3(t_{50}) \\ \omega_4(t_1) & \omega_4(t_2) & \dots & \omega_4(t_{50}) \end{bmatrix}$$

- ②低次元化した角速度 ω と全身の運動状態 S に対しリミットサイクルを作成
- ③理想軌道に沿う位相振動子を定義 $\dot{\theta} = \Omega + \alpha P$

27

安定化モデル(2) 位相振動子

- ④次の歩行生成の際に理想軌道から外れた場合点Aに軌道上の点Bへの吸引力を発生

- ⑤理想点Bにおける接線ベクトルと吸引力の内積Pを位相振動子に加える $\dot{\theta} = \Omega + \alpha P$
- ⑥次元の復元

28

安定化モデル(3) 歩容探索ループへの内包

- 神経系パラメータ探索ループ内に安定化モデルも付加

29

走行モデル

- 低次元化理想軌道
- 学習的な軌道調整
- 重心制御
- 秒速6mの走行実現

30


他の身体運動生成モデル

痙性評価のための錐体外路系を考慮した神経筋骨格モデル

31

研究背景

- 痙性(痙縮)
 - ◆ 脊髄損傷, 脳血管障害などに伴い発生
 - ◆ 伸張速度に依存した抵抗
- 従来の評価方法
 - ◆ Modified Ashworth Scale (MAS)
 - 測定者の主観に依存
 - ◆ ペンドラムテスト
 - 膝関節運動の生成機序を無視



ペンドラムテストの様子

32

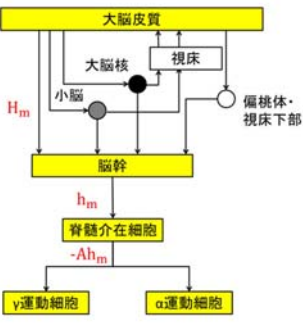
研究目的

- 膝関節運動の生成機序を考慮した身体モデルによる評価
 - ◆ ペンドラムテストの実施
 - ◆ 神経筋骨格モデルを利用したモデルベースアプローチ
- 先行研究
 - ◆ 伸張反射系のみを考慮したモデル
 - ◆ 上位中枢からの影響を十分に考慮していない

錐体外路系等の上位中枢からの影響を考慮したモデル

33

錐体外路系



随意運動を司る錐体路以外の伝導路

非随意的に筋緊張を調節

錐体外路系で生じる伝達遅れ

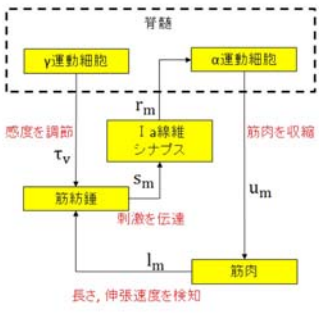
$$\tau_b \dot{h}_m + h_m = H_m$$

筋緊張抑制系のみ考慮

脊髄の伝達率Aで脊髄損傷の度合いを表現

34

伸張反射系



筋紡錘からの信号

$$s_m = k_s \cdot \max_0(l_m - v_m) + b_s \cdot \max_0(\dot{l}_m - \dot{v}_m)$$

筋紡錘の感度調節

$$\tau_v \dot{v}_m + c_v v_m + k_v v_m = I_m$$

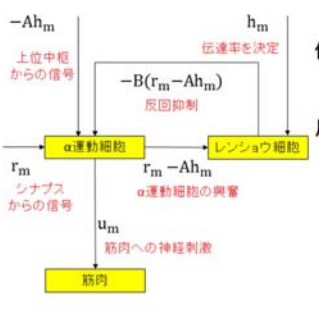
I a線維シナプスの伝達の遅れ

$$\hat{s}_m(t) = s_m(t - \Delta t_s)$$

$$\tau_s \dot{r}_m + r_m = \hat{s}_m(t)$$

35

レンショウ細胞



伸張反射の大きさを決定する要素

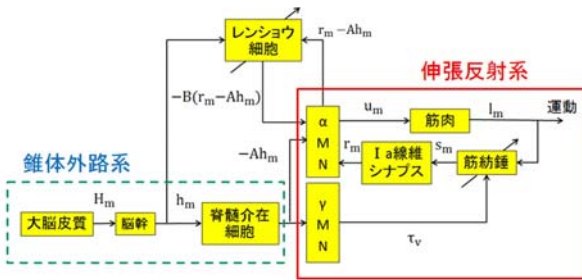
反回抑制によるα運動細胞の抑制

$$u_m = r_m - Ah_m - B(r_m - Ah_m)$$

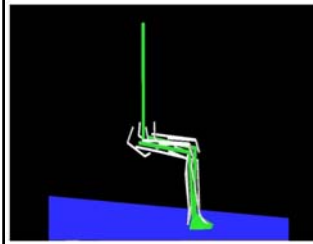
$$B = k_r \cdot h_m$$

36

本研究の神経筋骨格モデル

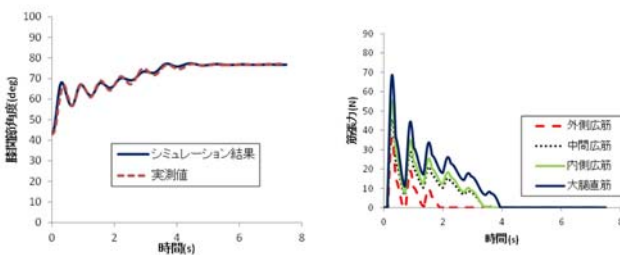


筋骨格モデル

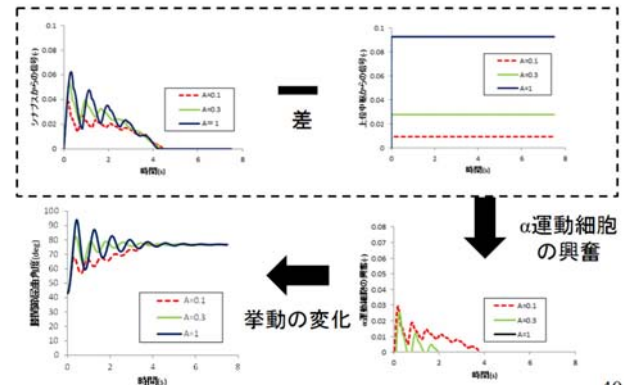


- ヒトの身体力学系を7節の剛体リンクによって表現
- 関節の自由度は右脚の膝関節の屈伸方向のみ考慮
- Visserらの近似式を用いて各筋の筋長, 伸張速度, モーメントアームを算出
- 実測値との誤差が最小となるよう, 神経系パラメータを遺伝的アルゴリズムによる探索計算によって算出

シミュレーション結果と実測値との比較



脊髄の伝達率による比較



他の身体運動生成モデル

車両乗員モデル

運転操作・シート系の設計支援
ツール応用を目指して

研究の背景

- 自動車などのシートアレンジや運転操作環境を設計段階で事前に評価したい
- 試作不要, 実験・被験者不要
- 効率的・効果的な設計改善

研究の目的

- 車両乗員の身体挙動を生成する動力学シミュレータの開発
- 受動的動作(姿勢保持): 車両振動や車両加速度に対する姿勢保持
- 能動的動作: 運転操作のような意志に基づく動作

↓
双方の動作の実現

43

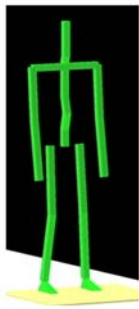
モデル構築の方針

- 身体モデルは車両(移動体)に乗車
 - ◆ 移動可能な座標系で運動記述
- 車両設計に反映できる精度
 - ◆ 全身3次元
 - ◆ 受動的姿勢安定化, 能動的運動生成
 - ◆ 低い計算コスト
- 妥当な身体運動制御モデル
 - ◆ 運動の滑らかさ最大化, 筋負担最小化

44

身体力学モデル

- 全身3次元モデル
- 全身20リンク, 43関節自由度
- 各関節に非線形弾性特性, 線形粘性特性
- 筋モデルは無し, 関節モーメントにより駆動



45

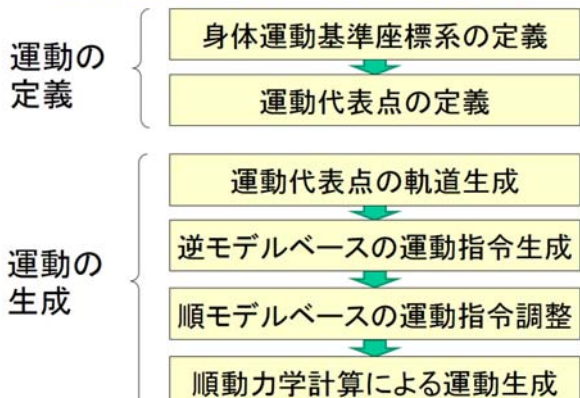
接触力の定義, 初期姿勢の決定

- シート, 床面: 無限平面を仮定
- 身体に複数の接触点
 - ◆ 線形粘弾性要素による接触反力
 - ◆ 接線方向に摩擦力
- 着座の方法
 - ◆ 空中から落下
 - ◆ 一定姿勢を保持後, 実際の運動生成へ



46

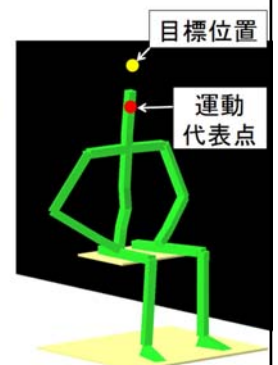
身体運動制御モデルの概要



47

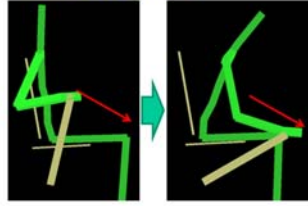
運動代表点の定義

- 身体各部の任意点に運動代表点
- 目標位置を身体運動基準座標系で記述
- 例: 体幹の直立化

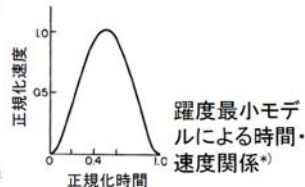


運動代表点の軌道計画

- パラメトリック曲線 (Ferguson曲線) による軌道曲線の定義



- 躍度最小モデル*) による軌道に沿った時間変化



*) Flash, T., Hogan, N. Journal of Neuroscience, (1985)

逆モデルベースの運動指令生成

- 「意志力」の定義
[意志力] = [計画軌道] - [実姿勢]
- 意志力を作用させた逆動力学モデル
$$n(f_{intention}) = M\ddot{q} + h(q, \dot{q}, f, f_{intention})$$
- 意志力と一致し, かつ関節駆動モーメントを減少させるダイナミクス

$$k_3 \frac{du}{dt} = -u - k_4 \frac{\partial U_{inverse}(u)}{\partial u} + f_{intention}$$

50

順モデルベースの運動指令調整

- 逆モデルで求めた関節駆動モーメントと一致し, かつ運動規範ポテンシャル $U_{forward}(v)$ を減少させるダイナミクス

$$k_5 \frac{dv}{dt} = -v - k_6 \frac{\partial U_{forward}(v)}{\partial v} + n(u)$$

- [運動規範ポテンシャル]
= [順モデルによる予測代表点位置]
- [軌道計画位置]

51

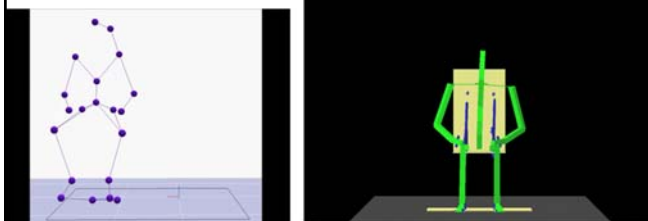
身体動作計測実験



レーンチェンジ時の横方向加速度を簡易的に模擬

52

実験との比較



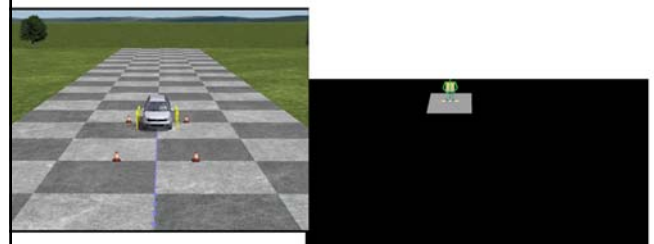
実験結果

シミュレーション結果

53

レーンチェンジのシミュレーション



- CarSim[®]を用いた車両運動モデル
- ダブルレーンチェンジ



54

シミュレーション結果

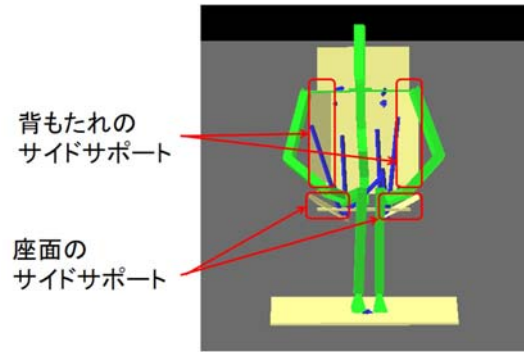
●車両乗車モデル(レーンチェンジ)

- ◆車両加速度の知覚「なし」 
- ◆車両加速度の知覚「あり」 

※加速度の知覚 ⇒ 運動を記述する座標系の鉛直軸の変更, としてモデル化

55

サイドサポート効果の評価

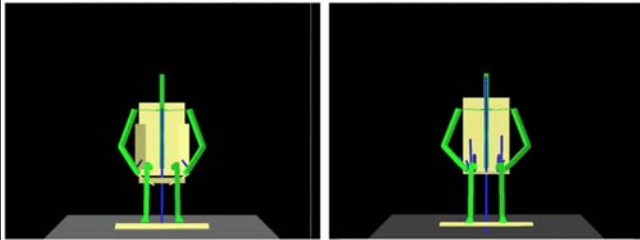


56

シミュレーション結果

サイドサポートあり

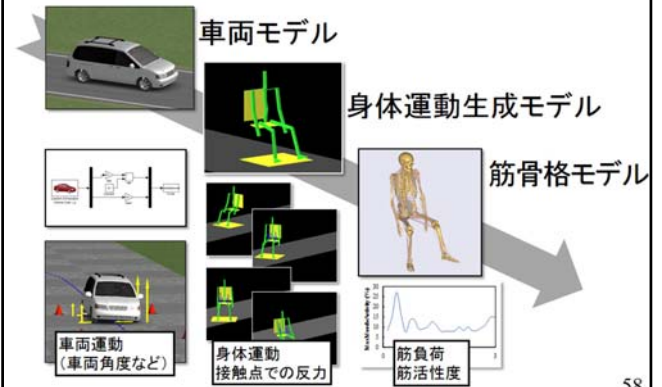
サイドサポートなし



横揺れの低減効果の確認

57

総合解析システム



58

他の身体運動生成モデル

眼球運動モデル

車両の動きに伴う
視覚・平衡感覚

59

研究の背景

運転者は感覚器官を通じて外界の情報を処理
頭部と眼球運動は情報取得動作として重要な役割

これらの作用も身体シミュレーションに反映

研究の目的

運転者の眼球の挙動を再現できる眼球運動モデル
視覚系を考慮した運転姿勢を再現できるモデル

60

目標視線の定義と生成

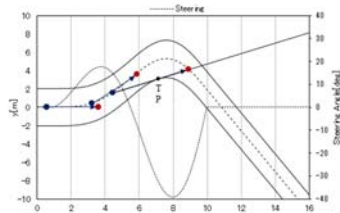
ステアリング、車両走行情報を用いて場合分け

・ステアリング角微小量変化時
→ 直進していると想定
車両と同方向50m先を目標視線

・ステアリング角変化時
→ ハンドルの角速度方向に視線を向けると想定

運転者とTP(Tangent point)を結ぶ直線と未来経路が交わる点が存在する場合
→ その点を目標視線

存在しない場合
→ 50m先の未来経路を目標視線



滑らかな視線遷移と離散的な視点の切り替えの組み合わせ
身体揺れや振動などの外乱の影響
↓
目標を追従するには様々な眼球運動が必要

61

眼球運動モデル(前庭動眼反射)

前庭動眼反射(VOR)

→前庭系が頭部の加速度・角速度を感知し、その動きを補正するよう眼球を運動させる反射運動

Merfeld, Haslwanterらのモデルを導入
頭部からの並進加速度、角速度を入力、眼球角速度を出力するモデルは18個の1階常微分方程式を含む数式モデルとして導入



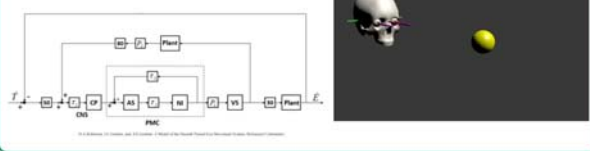
62

眼球運動モデル(円滑性追跡眼球運動)

円滑性追跡眼球運動(Pursuit)

→動く対象物を追跡する際に生じる滑らかな眼球運動で、対象物と眼球運動速度を一致させる随意運動

Robinsonらのモデルを導入
対象物から得られる目標眼球角速度を入力
実際の眼球角速度を出力
12個の1階常微分方程式を含む数式モデルとして導入



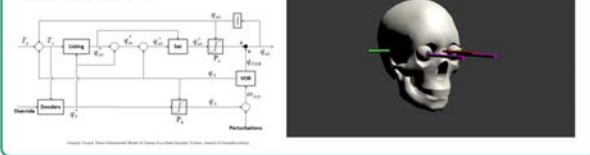
63

眼球運動モデル(サッカード)

サッカード

→ある視点から離れた別の視点に視線を移動させる際の、眼球の急速回転運動

Douglas Tweedのモデルを導入
現在の視線と対象物との差異を入力、眼球角速度を出力するモデルは11個の1階常微分方程式を含む数式モデルとして導入

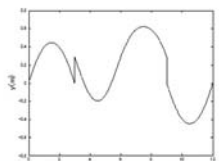


64

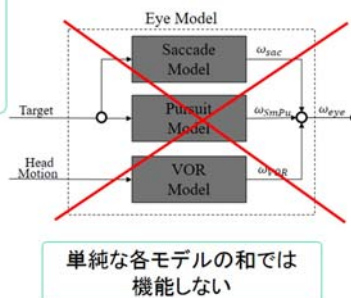
眼球運動モデルの統合

各眼球運動モデルの出力を統合し、最終的な眼球角速度 ω_{eye} を出力

各眼球運動モデルの統合の仕方を検討

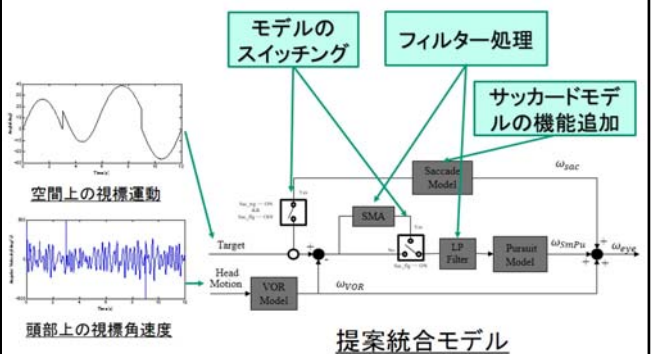


頭部がランダムに並進、回転振動連続的な運動の途中で、離散的に変化する視標を追従



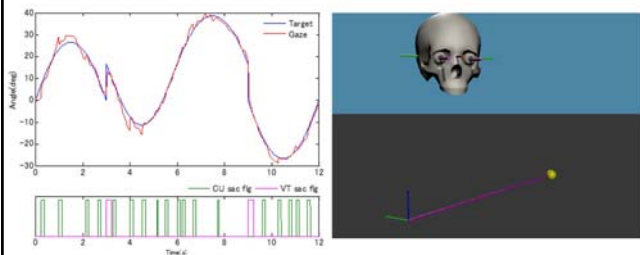
65

統合眼球運動モデル



66

シミュレーション結果



67

まとめ

68

本講演のまとめ

- 神経筋骨格モデルによる身体運動生成
- 二足歩行モデル, 高齢者歩行, 安定化モデル
- 痙性モデル, 車両乗員モデル, 眼球運動モデル
- 統合し, 合成することによる身体運動機序の理解とリハビリ・産業応用

69

限界・課題と発展性

- 限界・課題
 - ◆ 妥当性の評価, 精度の問題
 - ◆ 身体物性値の整備
 - ◆ 計算コスト
- 発展・可能性
 - ◆ 汎用的身体運動生成モデル
 - ◆ 目的に特化した機能限定モデル

70

ありがとうございました

kazunori.hase@tmu.ac.jp

71