



起立・着座支援機能を有する リハビリ歩行器

関西学院大学理工学部
人間システム工学科
専任講師 中後 大輔

自己紹介



ちゅうご だいすけ

中後 大輔 専任講師

専門:ロボティクス・メカトロニクス
制御工学

2003年:理化学研究所非常勤研究員

2005年:埼玉大学大学院修了

2005年:東京大学研究員

2006年:電気通信大学助教

2009年:関西学院大学専任講師

研究背景



(※1)

急速な高齢社会化

加齢による身体機能の低下



日常生活を自立して営むことが困難

現在、高齢者人口の**23.5[%]**が自立困難

(※2)



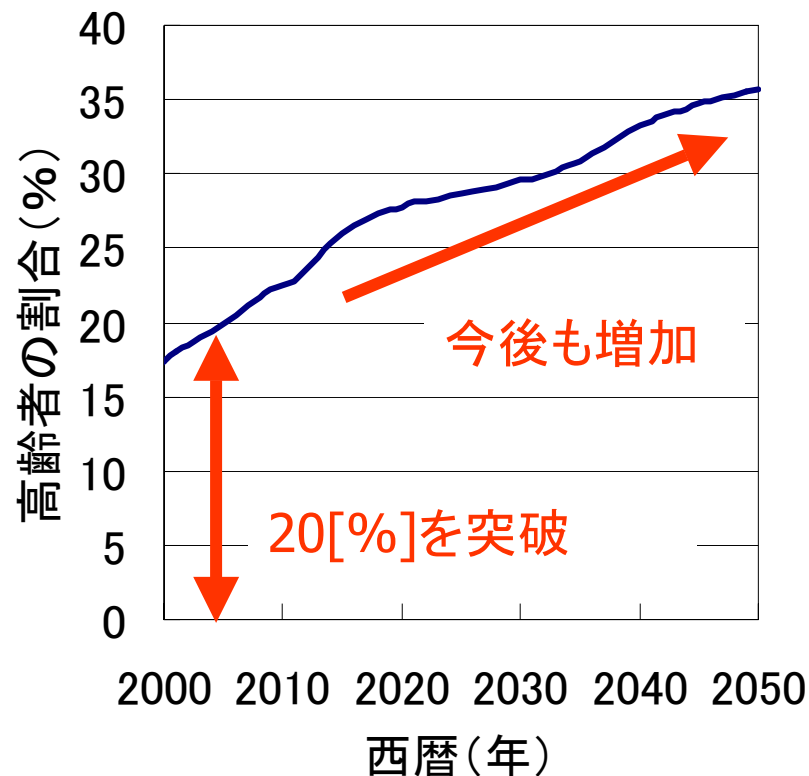
下肢の衰えによる起立障害

自立を阻害する**最大の要因** (※3)



自立した生活には、自分で起立できることが重要

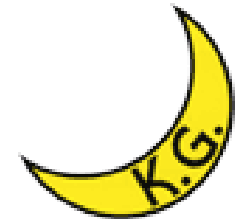
日常生活における起立支援の
必要性の増加



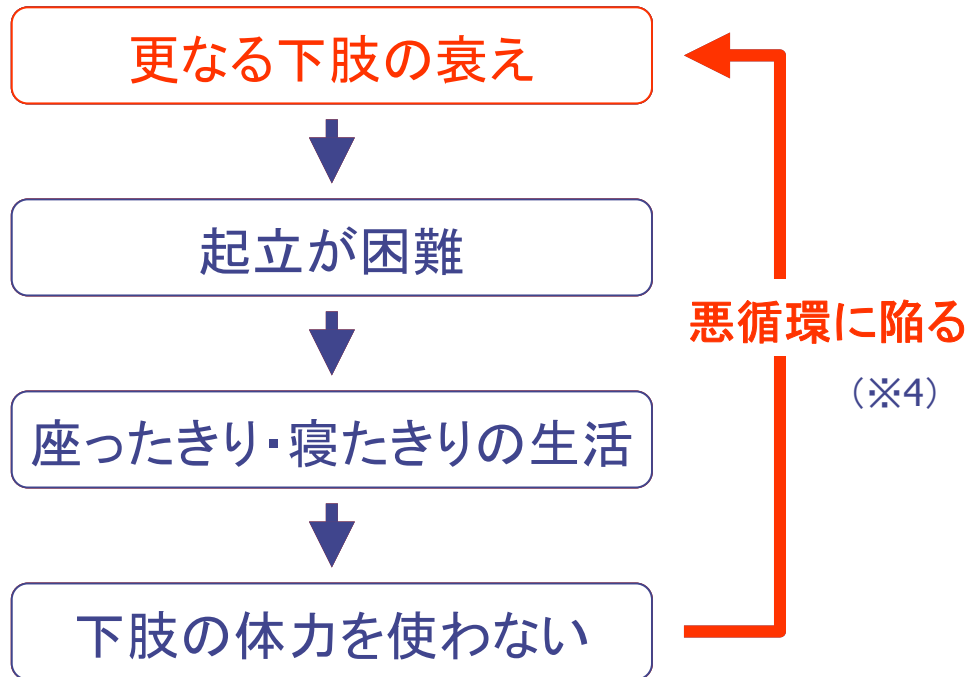
(※1) 総務省統計局 平成16年10月1日現在推計人口

(※2) 厚生労働省 平成13年国民生活基礎調査

(※3) N.B.Alexander *et.al.* (1991), M.A.Hughes *et.al.* (1996)

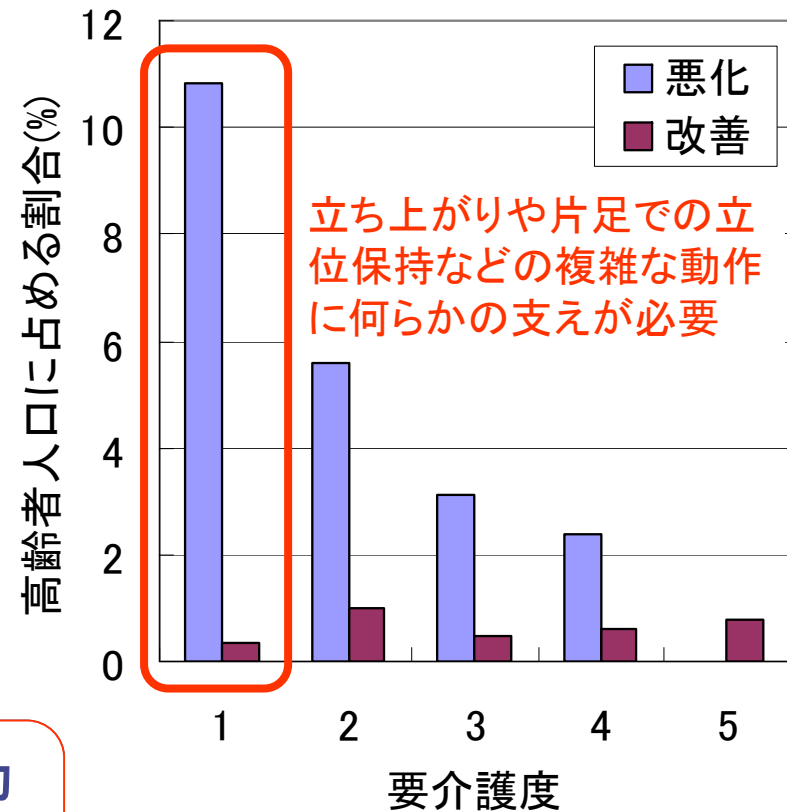


求められる起立支援



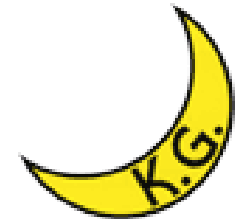
被介護者の身体機能を用いて、更なる体力の低下を防ぎ、かつ、足りない筋力を補って起立を支援する

2002年4月～2003年4月における要介護度変化 (※5)

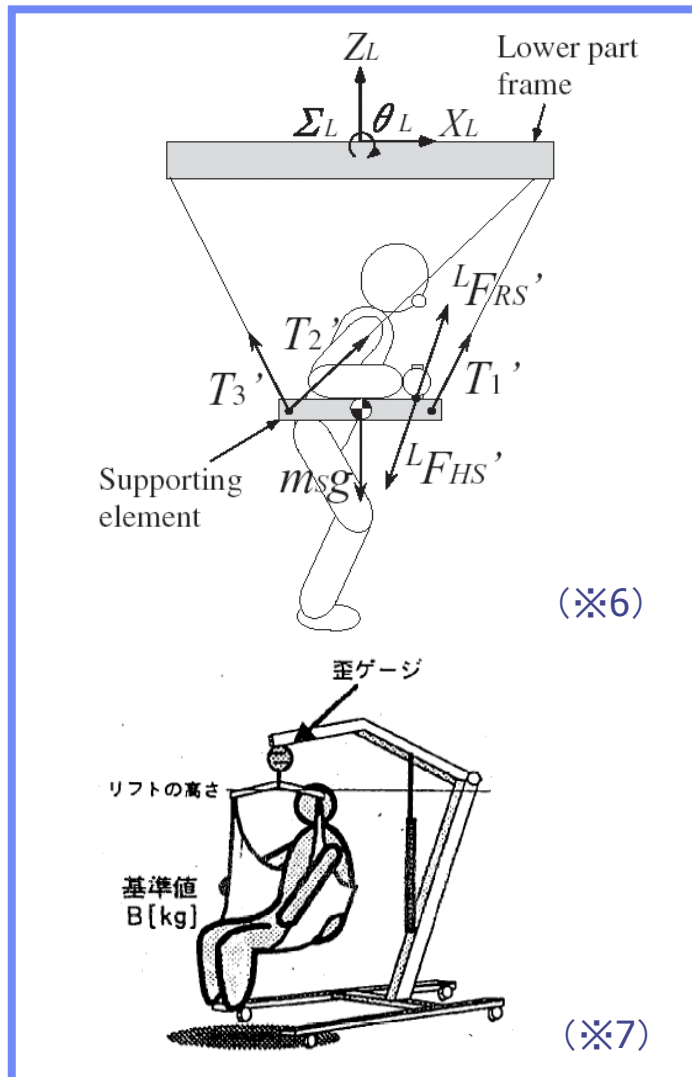


(※4) M.Hirvensalo *et.al.* (2000)

(※5) ニッセイ基礎研レポート (2004)



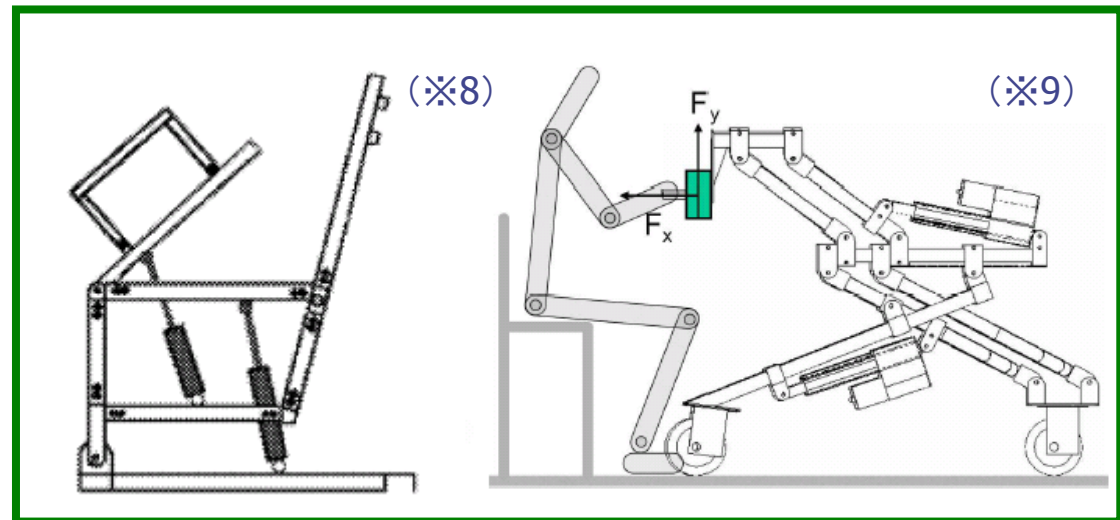
従来研究



- ◆ 介護リフト型
- ◆ アシスト椅子型
- ◆ 肘掛け型

・・・施設向
(家庭では使いにくい)

被介護者の身体機能を用いない

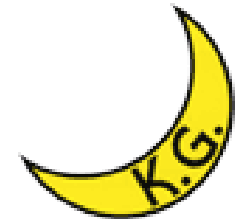


(※6) K.Nagai *et.al.* (2003)

(※7) 舟久保ら (2004)

(※8) 境野ら (2003)

(※9) P.Mederic *et.al.* (2005)



目的

被介護者の**身体機能を用い**、かつ、**足りない筋力を補って**
起立を支援する家庭用起立支援システムの開発

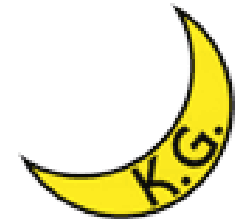
① 起立支援を実現する、家庭用支援システムの開発

低コスト, 運用の容易さ, 高い汎用性

- ◆ 歩行器に起立支援機能を付加
- ◆ 平行リンク機構を用い, 重心位置の低減, 小型低出力のアクチュエータを用いた設計を実現

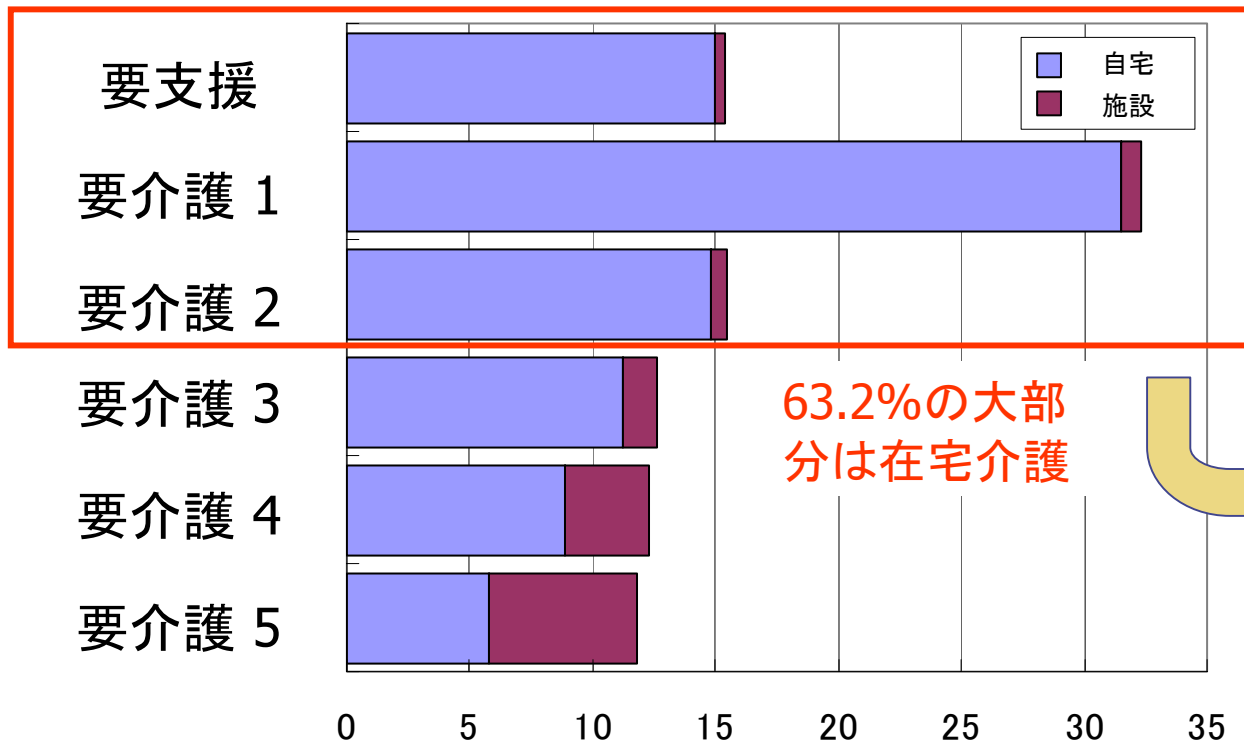
② 被介護者の身体機能を用いながら起立させるための方法

- ◆ 位置制御とダンピング制御を組み合わせた手法の提案
- ◆ 被介護者の重心位置に基づいた姿勢安定化手法の提案



歩行器について

介護保険制度における要介護度別割合 (※10)



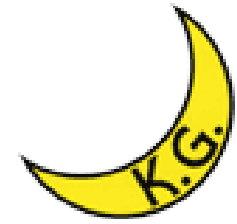
- ◆ 立ち上がりや片足での立位保持などの複雑な動作に何らかの支えが必要
- ◆ 歩行などの移動の動作に何らかの支えを必要

本研究は、
歩行器に着目



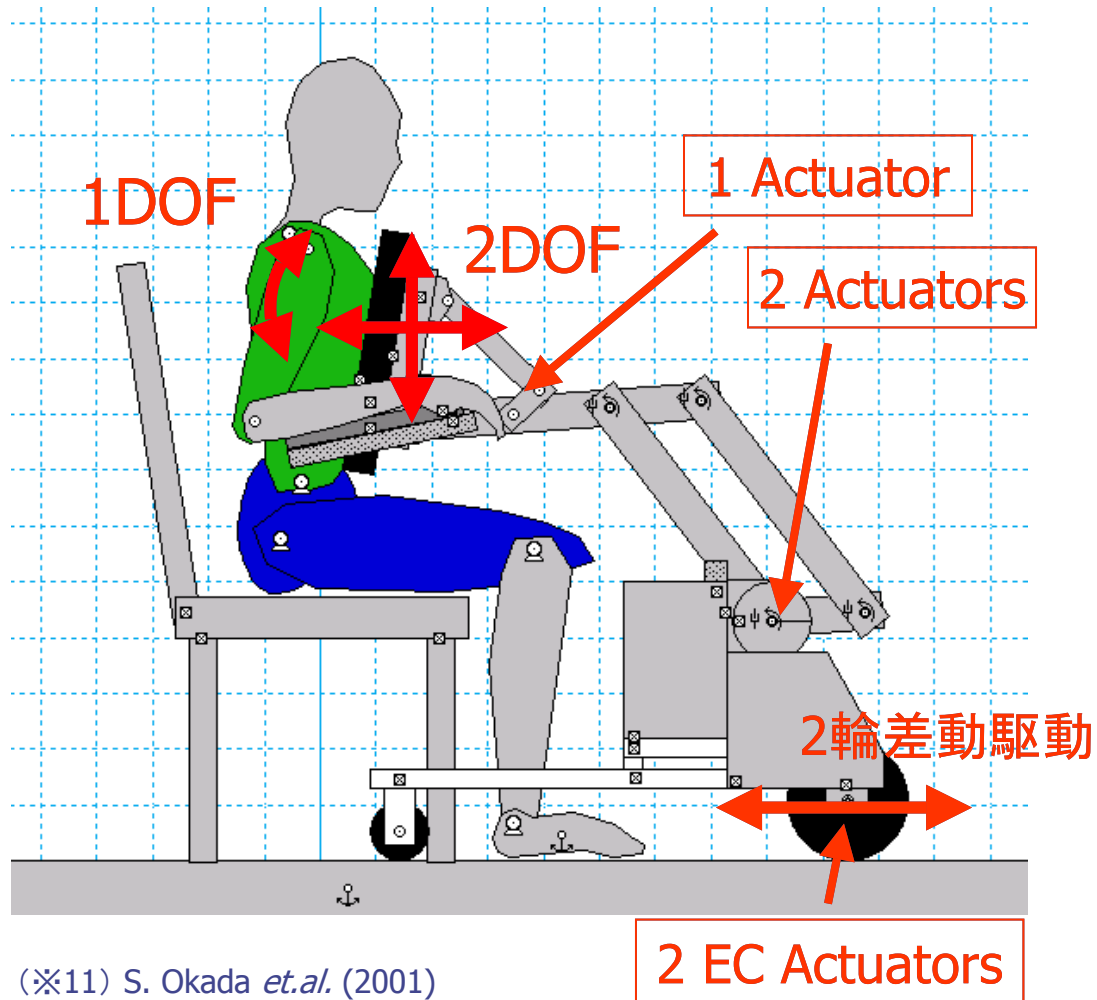
- ◆ 小型・低コストで、家庭内で広く用いられている。
- ◆ 起立動作～歩行動作～着座動作の補助に連続して用いられる。

(※10)厚生労働省平成19年度介護保険レポート



提案システムの構成

試作機概要



(※11) S. Okada *et al.* (2001)

開発コンセプト

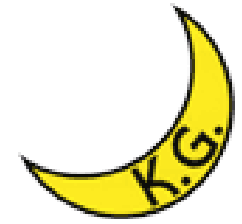
起立さえ出来れば自立した生活を行える人を対象

- ◆ 被介護者はサポートパッドに寄りかかる
- ◆ 肘掛け, バー等を用いてサポートパッドを保持

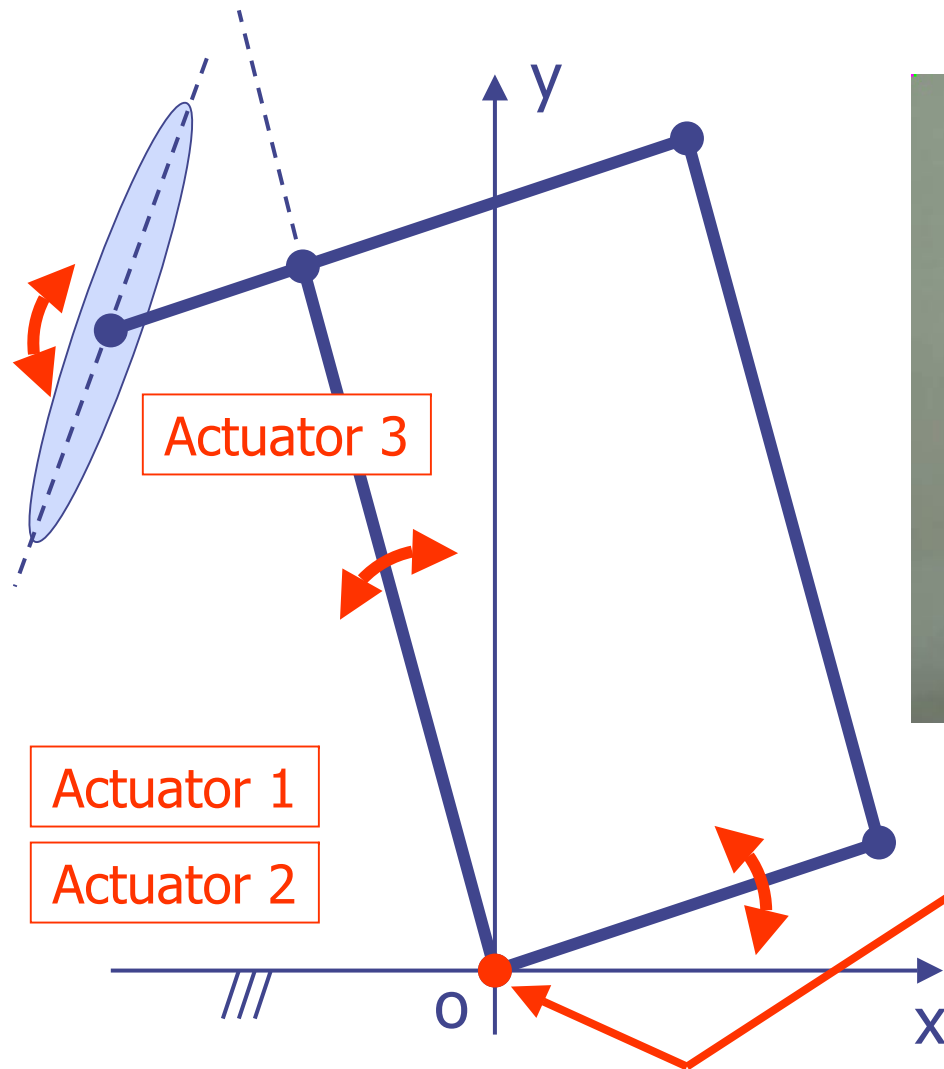


- ◆ 前方によりかかることで, 転倒への恐怖感を軽減
- ◆ 被介護者が自ら容易に使用できる

(※11)



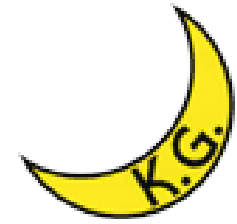
提案平行リンク機構



被介護者を直接保持するアクチュエータが0点に固定



重心が下部に移動し安定性が向上



サポートパッド

サポートパッドへ求められること

(福祉工学シンポジウム2007にて、試作機展示にて関係者より頂いたコメント)

- ◆ 肘掛けに肘を置く姿勢が好ましい
- ◆ 肘を置いた場合、肘をしっかりと固定できるように、握るものが欲しい
- ◆ 左右方向に体がずり落ちないようなホールド感が欲しい
- ◆ 体の一部分を強く圧迫するような支援は好ましくない

開発したサポートパッド

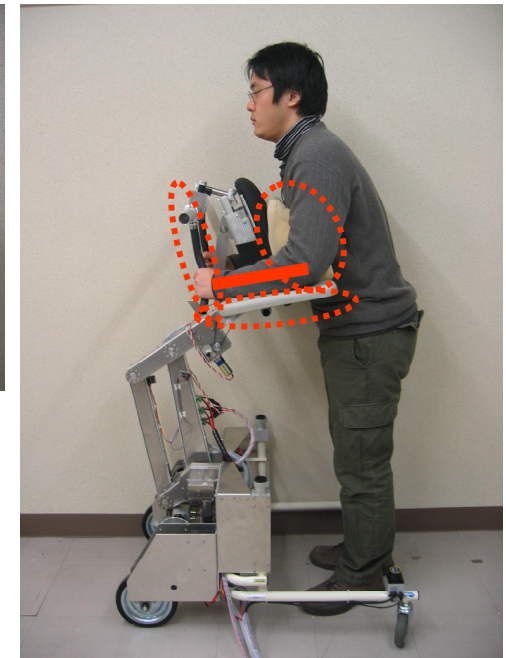
- ◆ 肘掛けの採用
- ◆ グリップを設置
- ◆ V字型低反発クッション採用

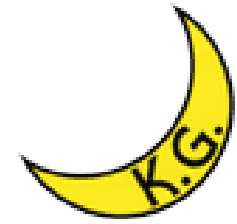


介護専門家が肘を持って起立補助を行う

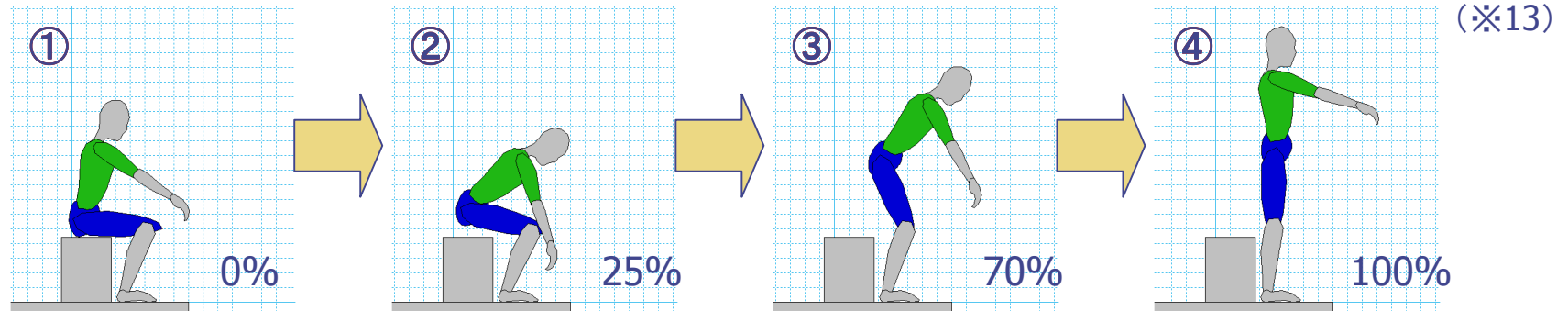


サポートパッドで同様の効果を実現





起立支援に必要な条件



必要な条件

起立割合

体幹を前方に傾ける

膝関節の負荷低減

(※14)

体のバランスの維持

必要な制御

位置制御

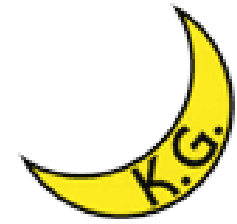
力制御

位置制御

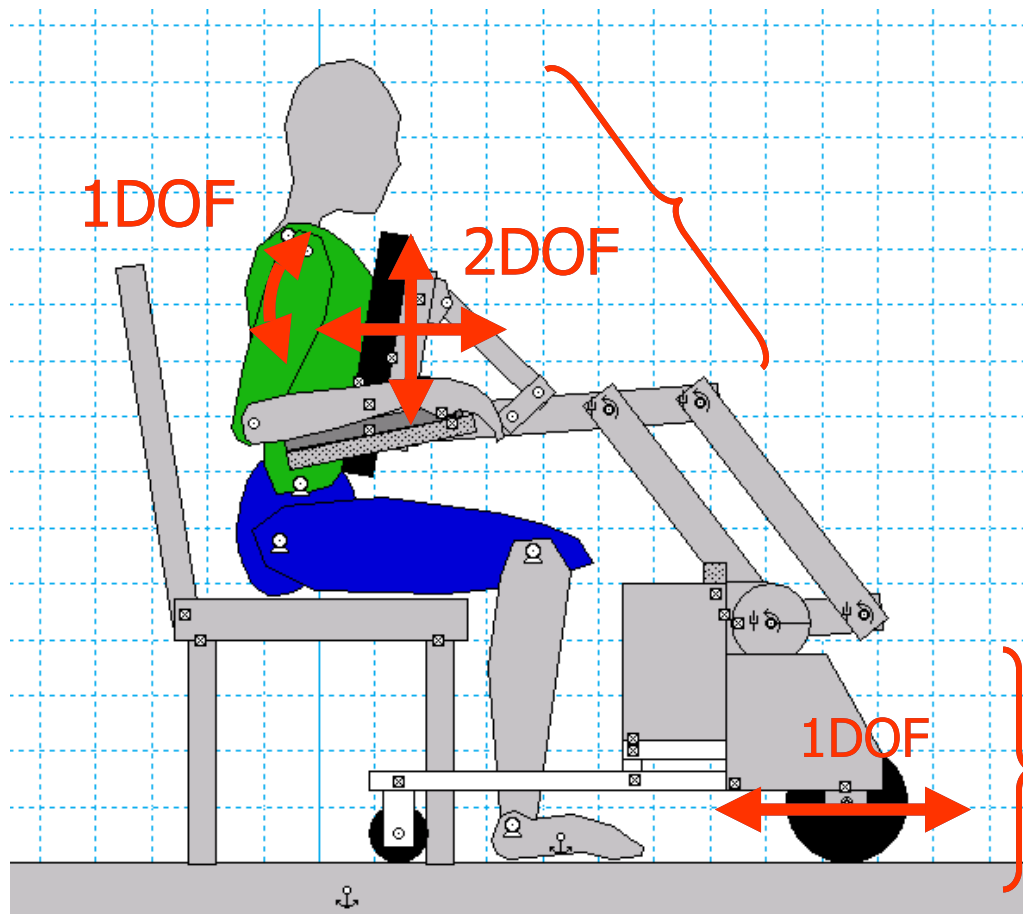
位置制御

(※13) N.M.Fisher *et.al.* (1990)

(※14) D.Chugo *et.al.* (2006)



起立支援の基本方針(1/2)



体幹支持器

- ◆ 直接体を預けるため、大きな力で支援することが容易
- ◆ 力制御中は、姿勢の維持を保証できない
- ◆ 直接体を預けるため、素早い動作は危険を伴う



起立動作の支援

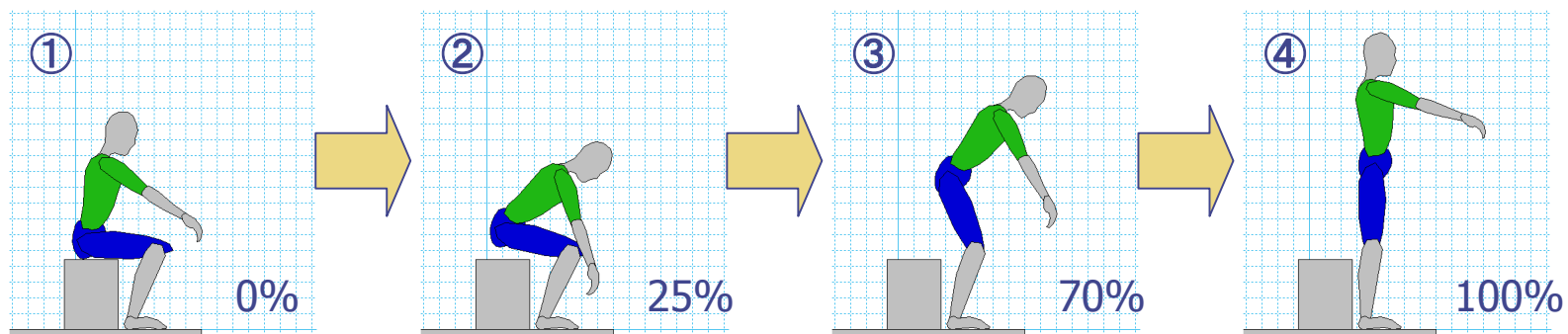
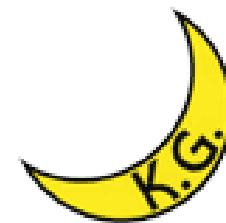
自律歩行器

- ◆ 体幹を持ち上げる支援は不可能
- ◆ 起立支援後も連続して使用



体のバランス維持

起立支援の基本方針(2/2)



必要な制御

位置制御

力制御

位置制御

位置制御

体幹支持器



- ◆ 臀部離床までは位置制御
- ◆ 体幹を持ち上げる時は力制御
- ◆ 柔軟な制御を行うため、ダンピング制御を基本とする (※15)

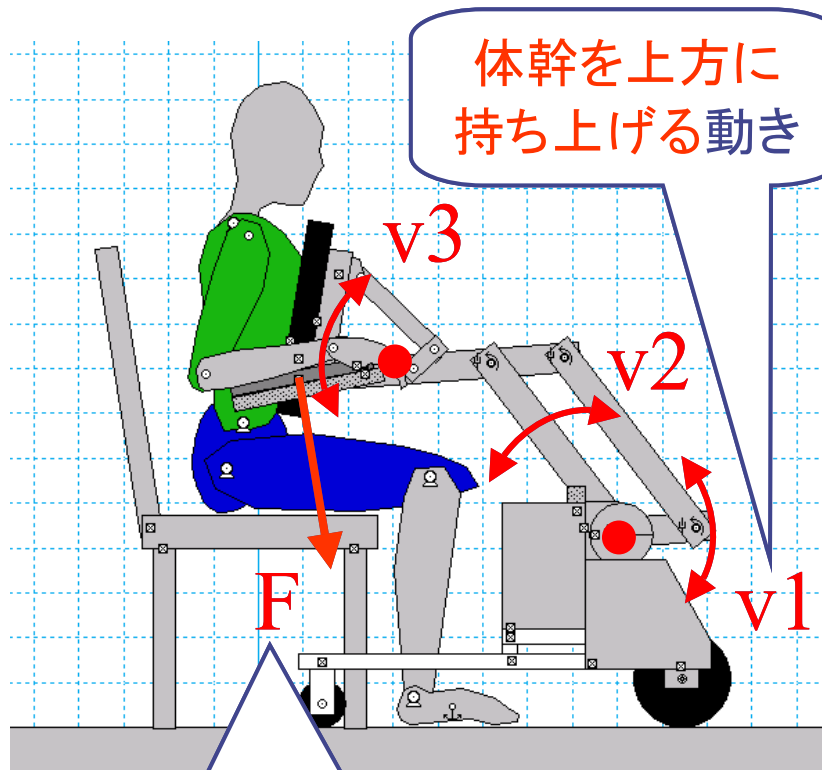
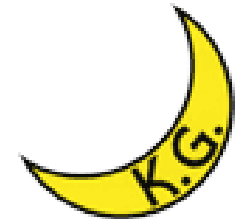
自律歩行器



- ◆ 起立全般を通して位置制御を行う
- ◆ バランスを保つため、重心をリファレンスとする

(※15) 杉原ら (2004)

提案制御手法(体幹支持器1/2)



体幹を上方に
持ち上げる動き

ダンピング制御 + 位置制御

$$v_1 = \underbrace{v_1^{ref} - B(F - F_0)}_{\text{ダンピング制御部}} - \underbrace{K(y_1 - y_1^{ref})}_{\text{位置制御部}}$$

ダンピング制御部

位置制御部

$$v_i = \left(v_1 / v_1^{ref} \right) \cdot v_i^{ref} \quad (i = 2, 3)$$

ただし

y_i : 位置制御指令値(アクチュエータ i)

v_i : 速度制御指令値(アクチュエータ i)

F : バーにかかる力

F_0 : 力の閾値

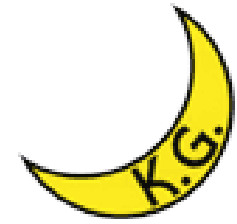
$B \cdot K (\geq 0)$: 任意の定数

本研究は、パッドにかかる力が閾値(あらかじめ実験的に導出)を超えたとき、力制御を適用する

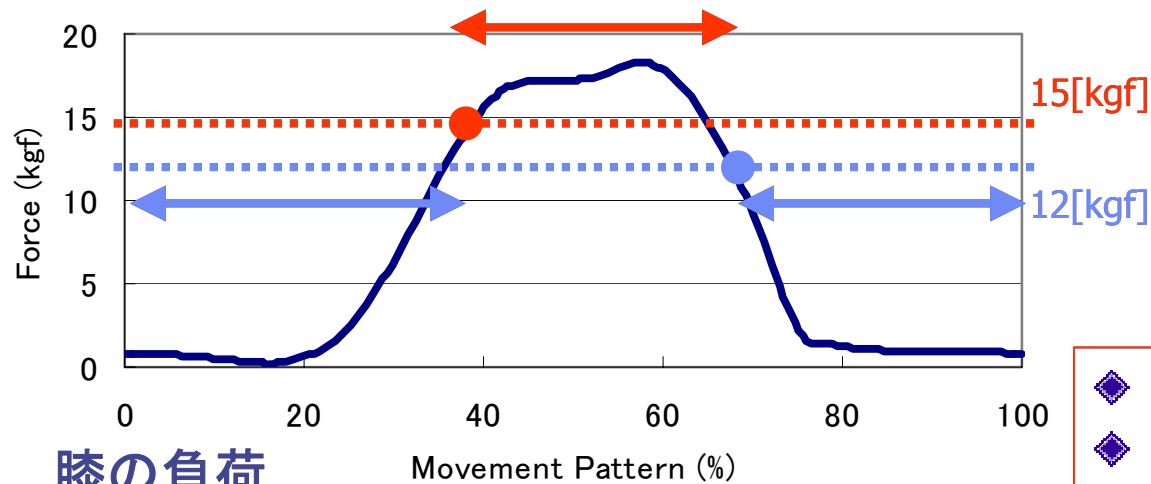
力制御性能 \Leftrightarrow 位置追従性能

定数を用いて任意に調整可能

提案制御手法(体幹支持器2/2)



パッドにかかる力 (F) (身長=170cm, 体重=75kg, コンピュータシミュレーションにて導出)



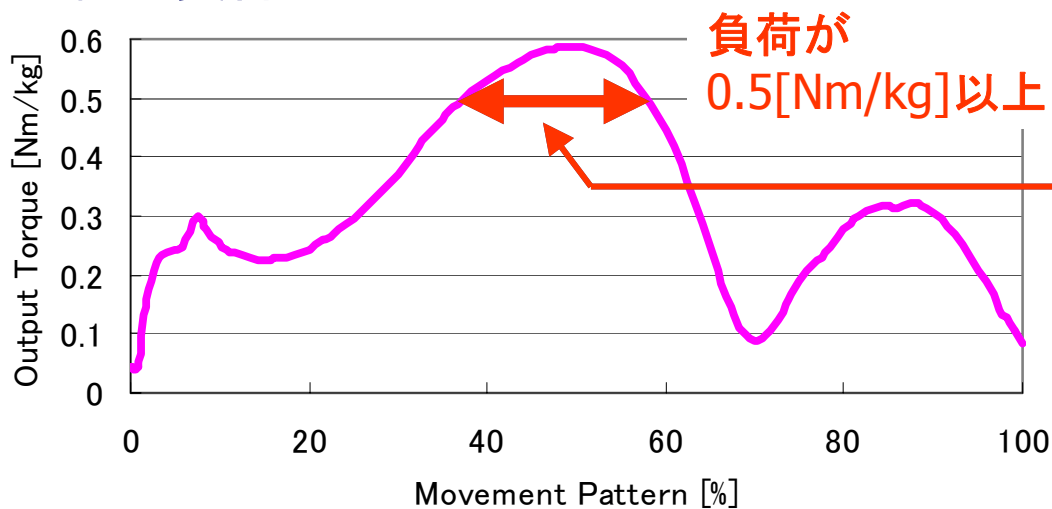
力制御性能 ($B > K$)



位置制御性能 ($K < B$)

- ◆ パッドにかかる力で判断
- ◆ 閾値に幅を持たせることで, 頻繁なモード切替を抑制

膝の負荷

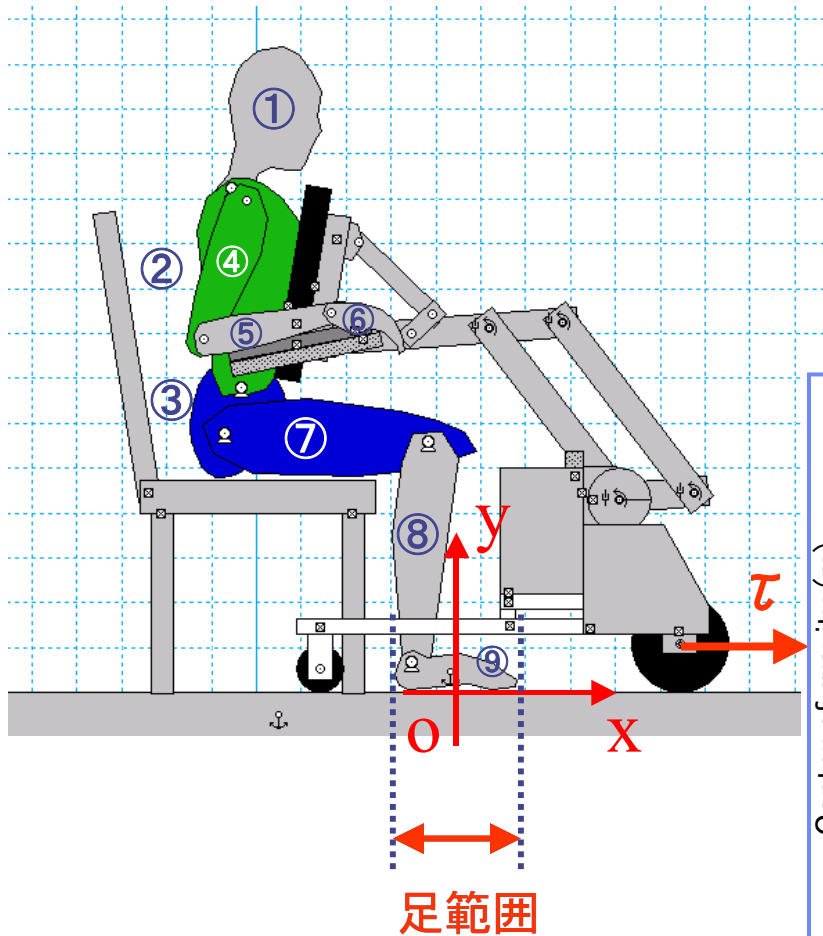
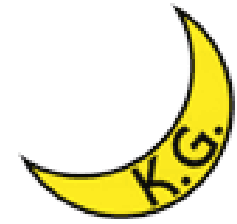


力支援が必要

起立時に関節にかかる負荷は
0.5[Nm/kg]が望ましい (※16)

(※16) 大森ら (2001)

提案制御手法(自律歩行器1/2)

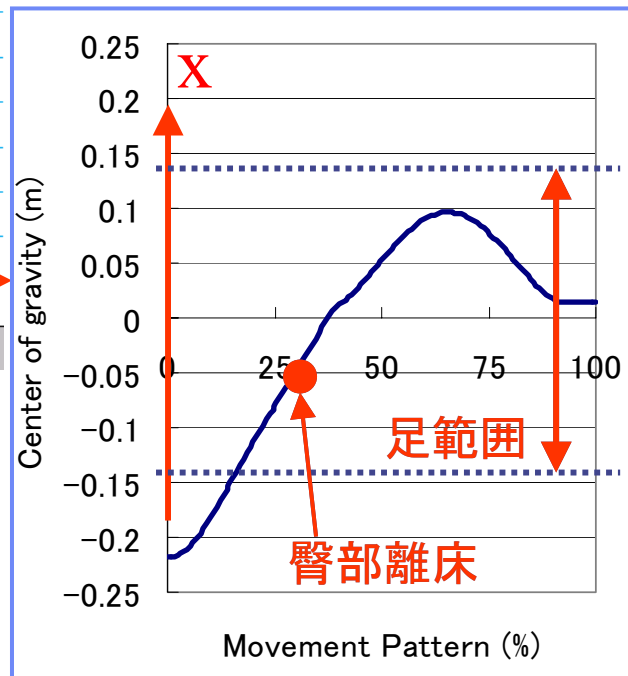


重心を指令値とした位置制御

$$\tau = k_p e + k_i \int e dt + k_d \frac{de}{dt} \quad e = \bar{x}_{ref} - \bar{x}$$

PID制御

指令値 = 専門家の手法の場合 とする



ただし

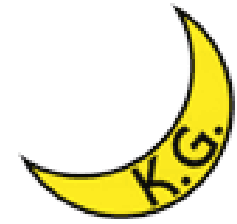
$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^9 m_i \bar{x}_i}{\sum_{i=1}^9 m_i} \quad \text{: 重心位置}$$

m_i : 各部の質量

\bar{x}_i : 各部の重心位置

\bar{x}_{ref} : 重心の指令値
(右グラフ参照)

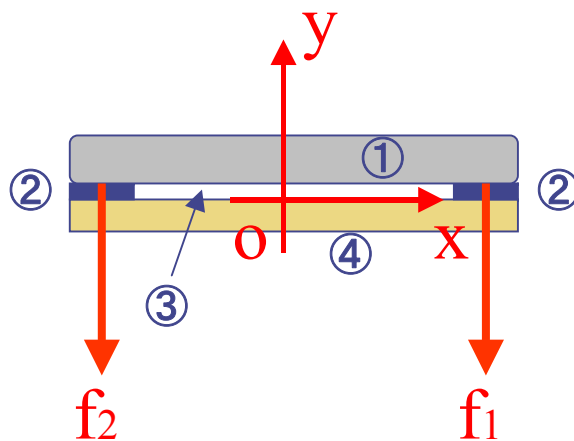
提案制御手法(自律歩行器2/2)



重心位置を実時間で計測するシステムは困難

サポーターにかかる力の傾向に着目

- ◆ 重心位置とサポーターの力重心の変化の傾向が類似
- ◆ 本研究は、サポーターの力重心から重心位置を推定



肘掛け構造

- ①: 肘掛け(木製)
- ②: 力センサ
- ③: 防振ゲル
- ④: 台座(金属製)

$$F = f_1 + f_2$$

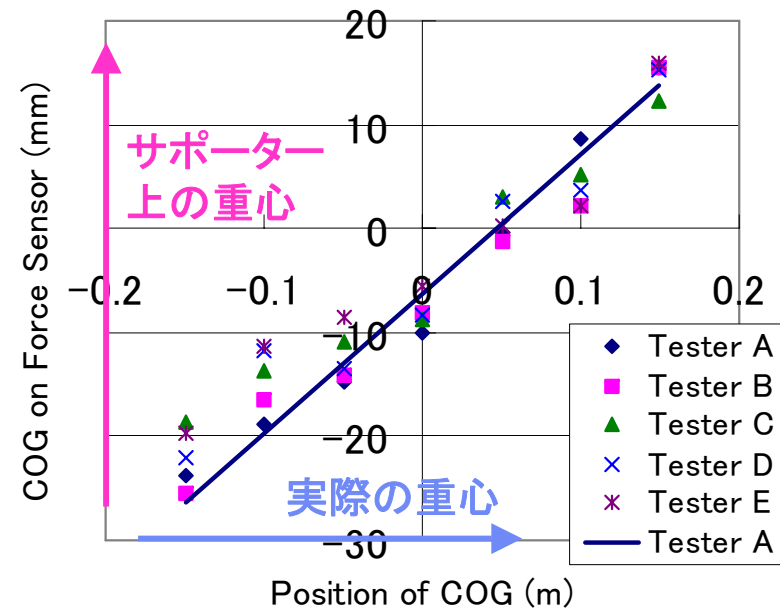
サポーターの力重心

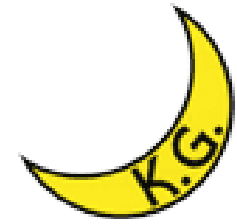
$$\bar{x}_{pad} = \frac{\sum_{i=1}^2 f_i \bar{x}_i}{\sum_{i=1}^2 f_i}$$

f_i : 各部にかかる力

\bar{x}_i : 各部の位置

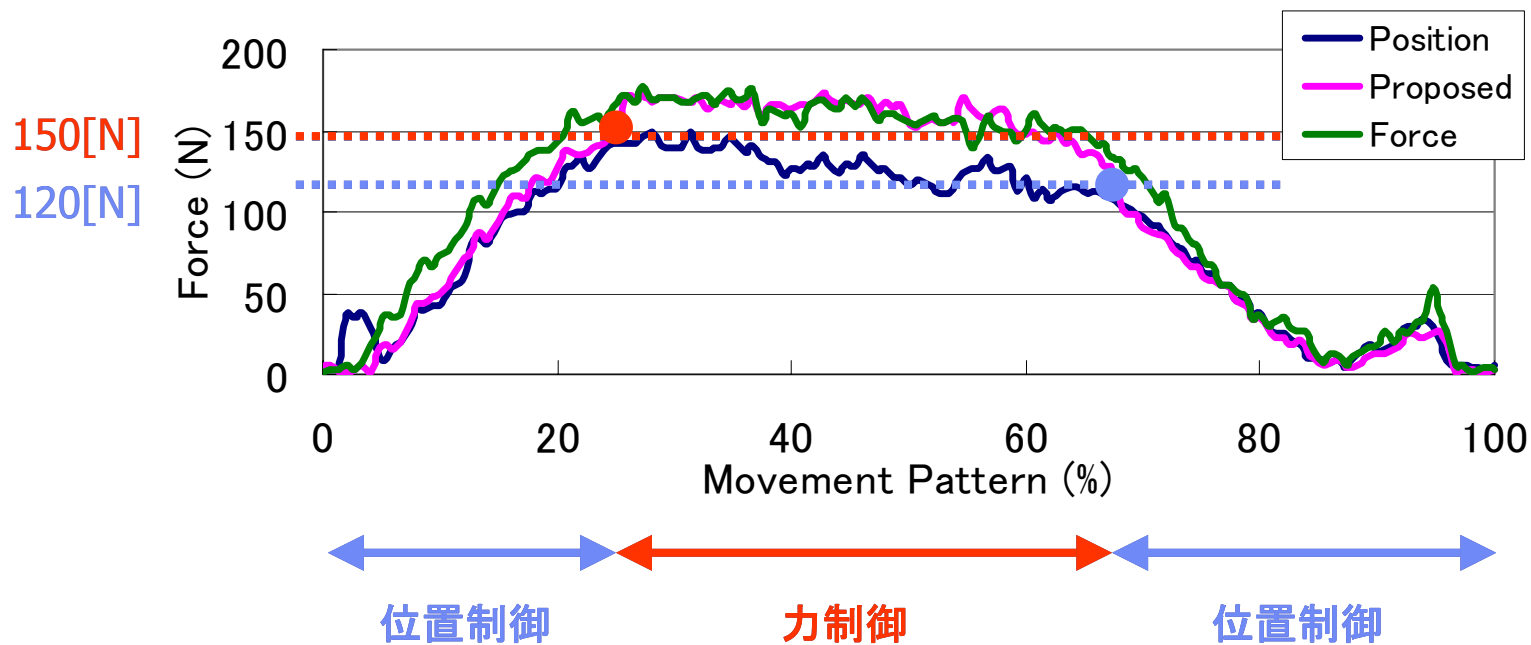
実際の重心とサポーターの力重心の関係



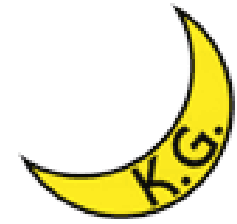


動作実験 (1/4)

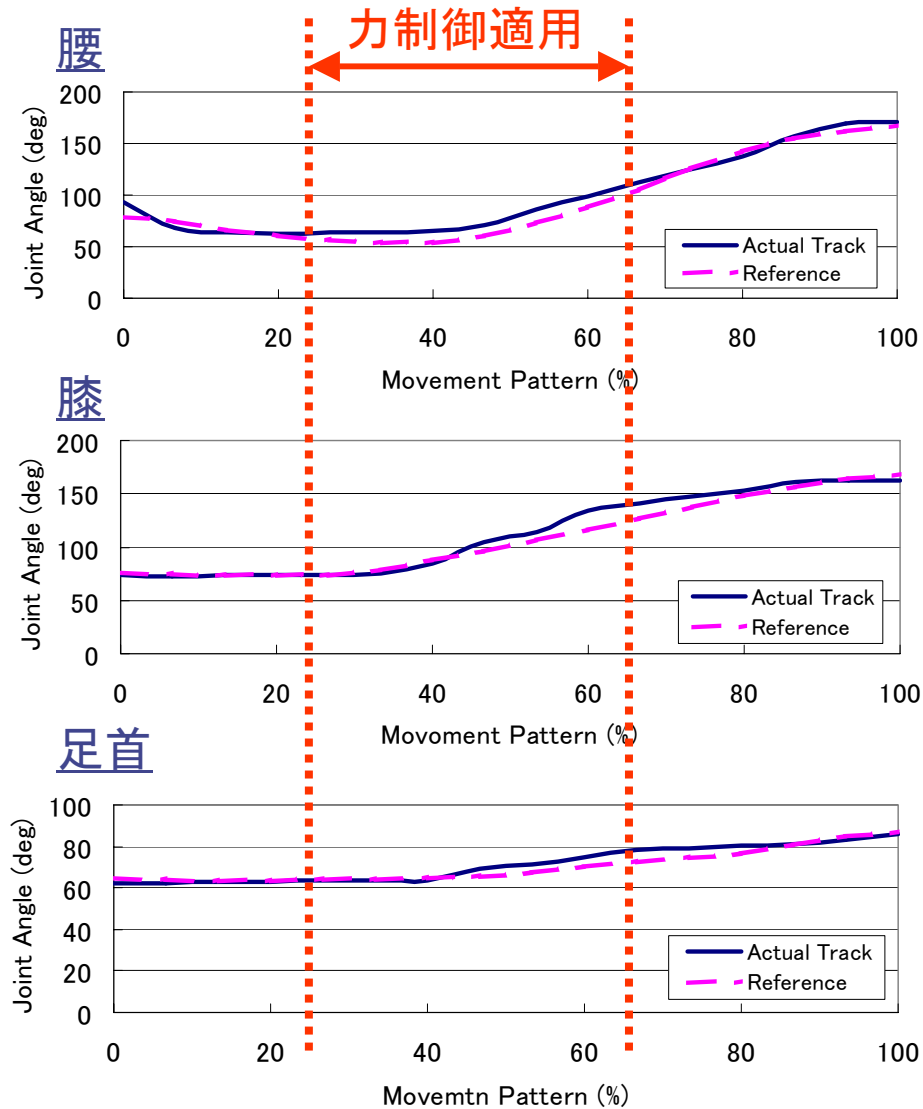
サポートパッドにかかる力 ※比較のため、力制御のみの場合、位置制御のみの場合も行った



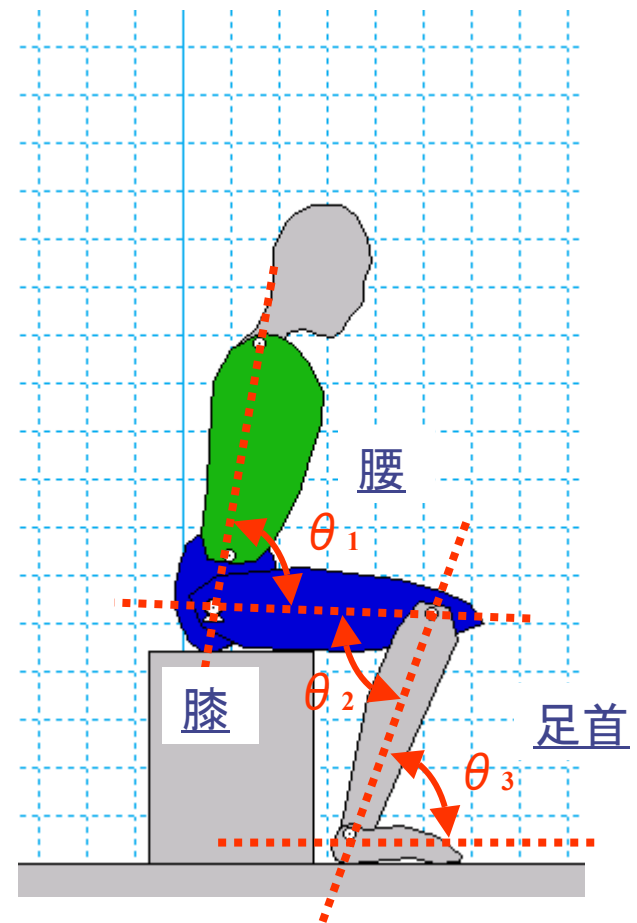
- ◆ 力制御モードに切り替わることで、パッドにかかる力が増大
- ◆ このことより、体幹持ち上げ時(第3相)の被介護者の負荷が減少したと考えられる

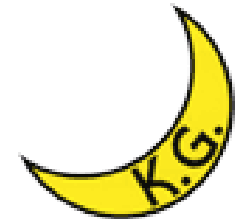


動作実験 (2/4)

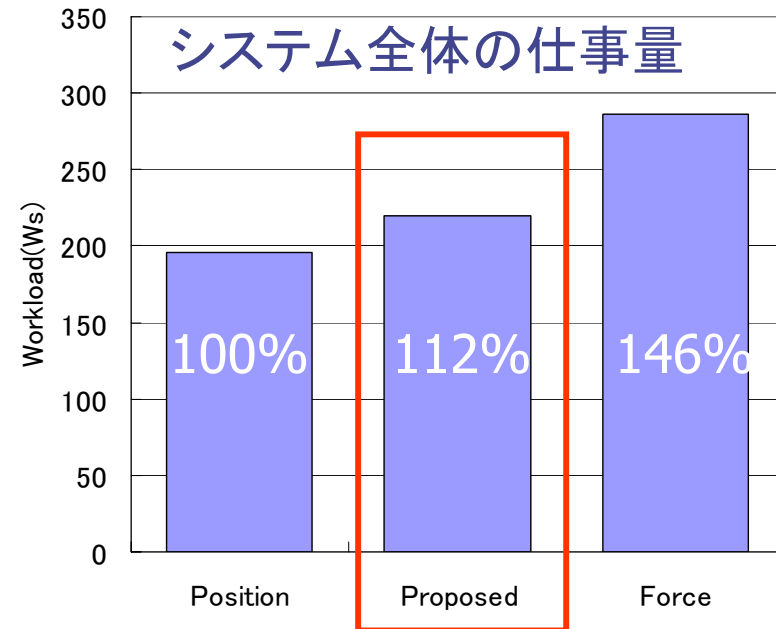
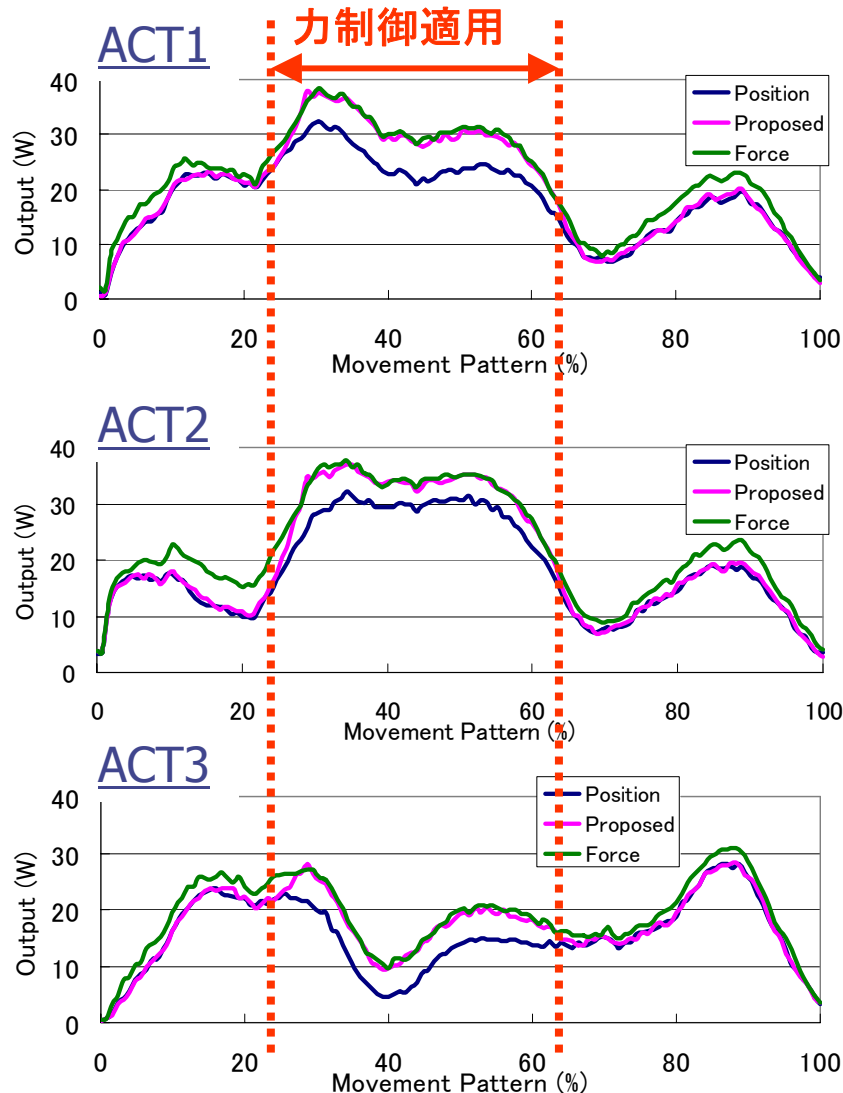


各関節の角度変化および指令値



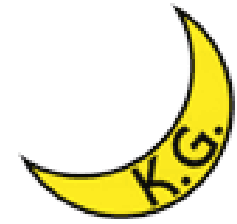


動作実験 (3/4)



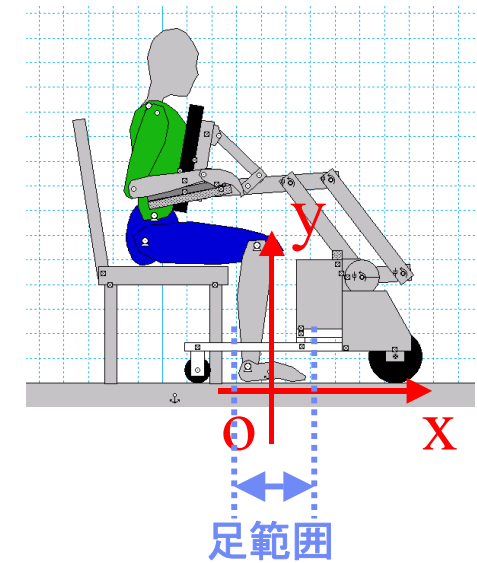
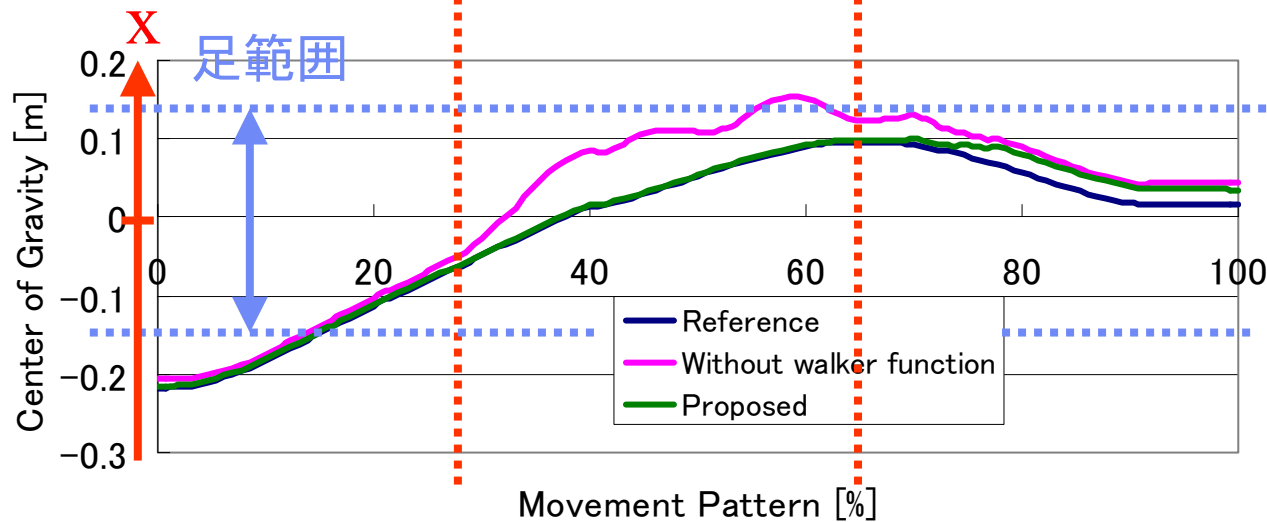
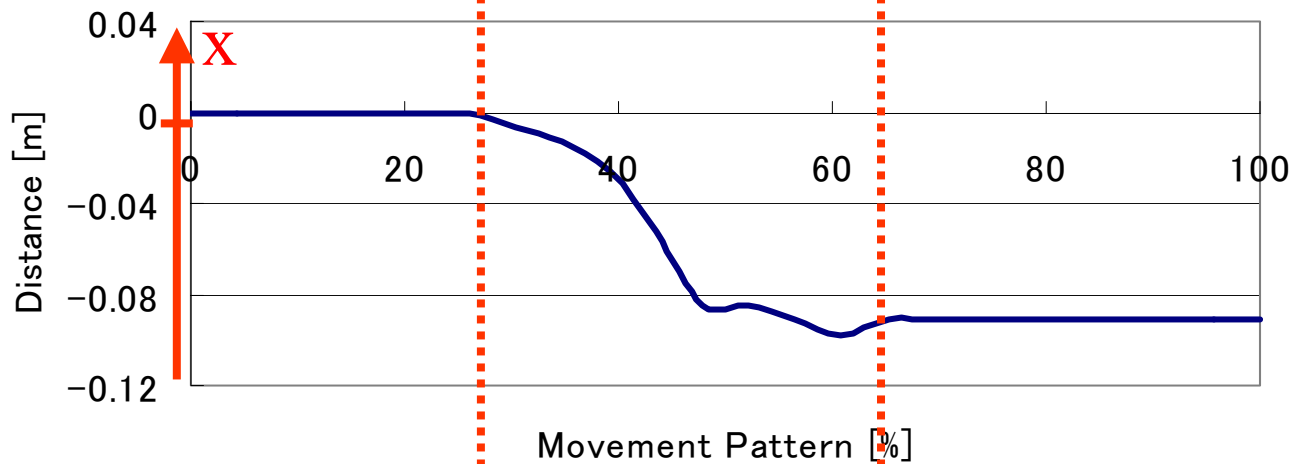
- ◆ 力制御モード時のみ各アクチュエータの出力が上昇
- ◆ 提案手法を用いた場合の仕事量は、位置制御の場合の112[%]
- ◆ 被介護者は提案手法時、力制御時より自らの力を多く用いている

※起立に要する力の合計(本人+支援装置)が一定だと仮定



動作実験 (4/4)

歩行器の位置変化 ← 力制御適用 → ※比較のため、バランス維持機能を用いない場合も行った

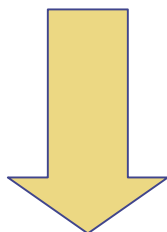


- ◆ 力制御モード時、バランス維持機能が作動
- ◆ 特に体幹上昇時の姿勢安定性が向上

結言



被介護者の身体機能を用い、かつ、足りない筋力を補って起立を支援する家庭用支援装置の開発



- 汎用性の高く低コストな起立支援装置
- ダンピング制御と位置制御の組み合わせた制御手法
- 被介護者の重心を用いた姿勢安定化制御手法

を提案

被介護者の身体機能を用いながら安定した起立動作支援を実現



実用化に向けて

現状： 基礎理論の構築と研究室内試作の段階



実用化に向けての課題

福祉機器としての安全対策

使用者が接触した場合の安全性を担保するボディのラバー加工，等

福祉機器としての使い勝手の担保

防水加工，メンテナンスフリー構造，故障の自己診断機能の開発，等

製造業を主力とする企業様とのコラボレーションを希望

お問い合わせ先



関西学院大学
研究推進社会連携機構

TEL 079-565-9052
FAX 079-565-7910
e-mail ip.renkei@kwansei.ac.jp



関西学院大学
理工学部 人間システム工学科 サービス工学研究室
<http://www.chugolab.com/>