

解説

腰部負担評価のための基準データとシミュレータ

Ongoing Studies on Investigation into Criteria of Lumber Strength and Development of a Simulator for Lumber Stress Evaluation

山田 陽 滋^{*1} 工 藤 直 紀^{*1} 鮎 澤 光^{*2} 吉 安 祐 介^{*2} 吉 田 英 一^{*2}

^{*1}名古屋大学 ^{*2}産業技術総合研究所知能システム研究部門

Yoji Yamada^{*1}, Naoki Kudo^{*1}, Ko Ayusawa^{*2}, Yuusuke Yoshiyasu^{*2} and Eiichi Yoshida^{*2}

^{*1}Nagoya University ^{*2}Intelligent Systems Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

1. は じ め に

本稿では、本特集のターゲットである「ロボット介護機器開発・導入促進事業」に関して、移乗支援機器使用時の安全確保を目的として名古屋大学と産業技術研究所において展開している研究開発活動の現状を紹介する。一般に安全性の確保は、技術開発の観点では、安全性検証 (Verification) すなわち安全性を保証する基準データを作ることと、妥当性確認 (Validation) すなわち機器の性能が基準データを満たすことを確かめることの2相の活動が要求される。我々はこれらを移乗支援機器の開発に当てはめて、安全性検証の観点では、移乗介助作業時の介護者の腰部負担に関する安全基準データを求めること、そして、妥当性確認の観点では、移乗介助作業シナリオに沿った介護機器の使用時に、被介護者あるいは介護者の姿勢によらず介護機器の安全性が確認できるかどうかを評価すること、をそれぞれ目標として研究開発を行ってきている。以下、本稿の前半では名古屋大学の安全知能学研究チームにおける活動を取り上げ、腰椎に損傷をもたらすレベルの強度に関する基準データの加工について報告する。また、後半では産業技術総合研究所の力学研究チームにおける活動を取り上げ、ロボット介護機器を利用する際に、被介護者に加わる負担を評価するためのシミュレータをそれぞれ紹介する。

2. 腰椎強度基準データ

2.1 腰痛の発症因子と腰椎圧縮破壊荷重

腰痛は慢性腰痛と急性腰痛に分類されるが [1], 慢性腰痛は長期にわたって活動に支障を来すことから、よりリスクが高く、その軽減が特に必要と考えられる。慢性腰痛の要因として強い関係性が明らかとなっているのは、椎間板変性 (Disc degeneration) である。慢性腰痛を抱えている患

者の39%が椎間板変性であるとの調査結果があり [2], これは慢性腰痛発症の因子として知られているもので、最も多くの割合を占めている [3]。椎間板変性は、椎間板部に炎症を引き起こし、椎間板の繊維輪に存在する痛覚受容体を刺激することで、痛みを引き起こすと考えられている。また、椎間板ヘルニアとも関係していることが明らかとなっている [4]。そして、その椎間板の劣化の起点とされるのが、椎体終板の破壊 (Endplate fracture) である。すなわち、多くの慢性腰痛を防ぐには、椎体終板の破壊を防ぐことが必要であると言える。

腰椎に圧縮力を加えた際に破壊される荷重値で定義される、腰椎圧縮破壊荷重 (Compressive strength: CS) の大きさ (CS 値) が椎体終板の破壊の防止、すなわち腰痛予防のための指標として着目される。それは、椎体終板の破壊が腰椎部に過度な圧縮負荷がかかることにより生じると考えられているためである。実際に椎体終板は、腰椎部の圧縮破壊試験によって、荷重に対して最も弱い部位であることが知られている [4]。また、持ち上げ動作時に腰椎部には大きな圧縮力 (20 [kg] の持ち上げで 2.0 [kN] 以上) が加わっていることが明らかとなっている [5]。したがって、腰痛リスクを低下させるためには、腰椎部の圧縮力の低減が必要であり、CS 値を腰痛リスクの基準として用いることが妥当であると考えられる。

2.2 NIOSH の基準

重量物の持ち上げ動作による腰痛を予防するための国際的な指標として、NIOSH (National Institute of Occupational Safety and Health: 米国労働安全衛生研究所) が定めたガイドラインがある。NIOSH はこの中で、生体力学的な腰痛リスクの基準として腰椎 L5/S1 の部位に掛かる圧縮力の上限を 3.4 [kN] としている。この基準は、従来より行われてきた死体から摘出した腰椎部単体の圧縮試験 (CS 値計測) や統計的な解析を総合的に判断することによって定められており、3.4 [kN] という数値は腰痛リスクの割合を人口の 20~30% として設定されている [6]。

NIOSH は基準を、介護機器によるサポートがない、健康で若い労働者を前提として定めている [7]。しかし、介護機器の活用により負担が軽減されるようになれば、幅のより

原稿受付 2016 年 3 月 29 日

キーワード: Verification and Validation, Transfer Work, Lumber Damage, Compressive Strength, Lumber Stress, Human-device Interaction, Human Simulation

^{*1}〒464-8603 名古屋市千種区不老町

^{*2}〒305-8560 つくば市梅園 1-1-1 つくば中央第 1

^{*1}Chikusa-ku, Nagoya-shi, Aichi

^{*2}Tsukuba-shi, Ibaraki

広い年代や体格、人種の人間が介護に携わることが想定される。また、介護機器の未使用時と比較して、より低いリスク水準での運用が期待できる。したがって、これらの点が考慮された新たな基準の検討が必要があると考えられる。

2.3 相関を用いた CS 値の推定

CS 値の計測実験はこれまでに多くの研究者によって実施されてきている。その際、CS 値を推定するために、いくつかのパラメータとの相関の調査がなされてきた。

CS 値との相関が非常に高いことが明らかとなっているパラメータは、BMD (Bone Mineral Density: 骨密度) と腰椎終板の断面積 (Endplate Area) である [8]。しかしながら、生体における BMD や腰椎断面積の計測には、X 線などを用いる必要があり、非常に手間が掛かる上に被曝のリスクもある。これらを基準の指標として用いることは、ロボット開発者や使用者に負担が大きいと言える。一方、計測が容易なパラメータとしては年齢や性別、体重などとの相関から CS 値やその損傷リスクを推定する方法が Genaidy ら [9] によって提案されている。しかしながら、損傷リスクに対して線形な回帰分析を行っていることから、特に我々が対象としたい低リスク領域における非線形性を無視していると考えられる。

ここで、表 1 に CS 値に対する年齢、性別、体重の寄与率 R^2 を示す。また、最も相関の高い、CS 値と年齢の回帰分析結果を図 1 に示す。これは、Genaidy らが使用した CS 値計測データ、Hutton and Adams (1982) [10]、Hansson ら (1980) [11] [12]、Adams and Hutton (1982) [13] を元に、我々が再分析したものである。さて、表 1 の寄与率 R^2 から、性別や体重は CS 値との相関が低く、回帰式のパラメータとして適さないことが分かる。

したがって、運用の容易さを念頭に相関の高さを考慮し、年齢を一つの指標とした、CS の実際値に対してより尤度の高いリスクカーブで表現することが適当と考えた。

2.4 各年代ごとの損傷リスクの見積もり

表 1 より、CS 値と年齢との相関が高いことが明らかとなった。そこで本研究では、対象を 20・30 代、40・50 代、60・70 代の三つの年代に分類してリスクの見積もりを行うことにする。CS 値の計測データ (図 1) に対してカーネル密度推定法 [14] を用い、各年代での分布密度 $\hat{f}_h(x)$ の推定を行う。

$$\hat{f}_h(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x-x_i}{h}\right) \quad (1)$$

カーネル関数 K を標準正規分布とし、バンド幅をそれぞれ

表 1 CS 値に対する年齢、性別、体重の寄与率

	年齢	性別	体重
R^2	0.32548	0.17225	0.12136

れ $h_{20,30} = 0.2534$, $h_{40,50} = 0.1664$, $h_{60,70} = 0.1548$ として累積分布関数 (Cumulative Distribution Function: CDF) を求めた。なお、カーネル密度関数の計算に

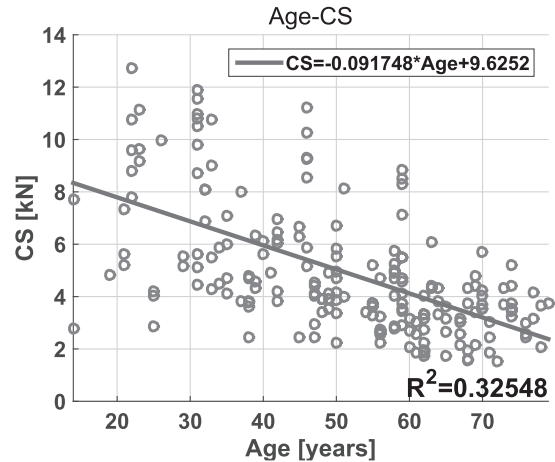
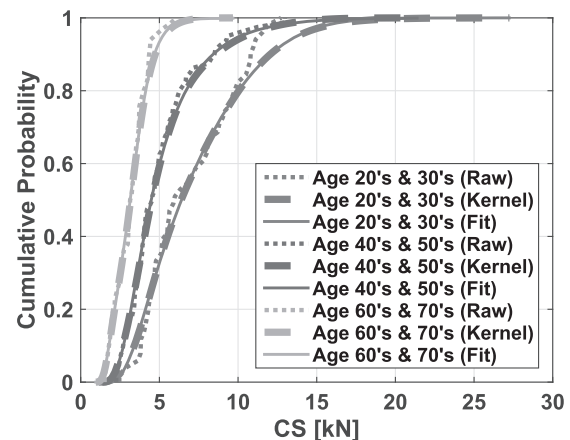
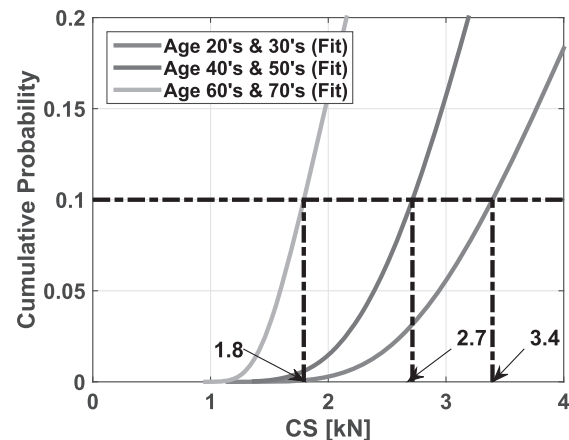


図 1 CS 値と年齢の回帰分析結果. Hutton and Adams (1982) [10], Hansson ら (1980) [11] [12], Adams and Hutton (1982) [13] の計測データを使用



(a) 各年代について実測値、カーネル密度推定値、フィッティングした関数値



(b) 10%水準付近の拡大図

図 2 累積分布関数

表2 フィッティングによって得られたリスクカーブの関数(2)の各年代に対する係数

係数	a	b	c	d	e
20・30代	-2.16	9.18	10.95	0.17	-0.021
40・50代	-0.92	7.01	7.73	-0.24	-0.0039
60・70代	21.46	33.58	-39.99	-4.49	0.20

表3 各年代のリスク10%水準でのCS値

20・30代	40・50代	60・70代
3.4 [kN]	2.7 [kN]	1.8 [kN]

は、MATLAB (Mathworks 社) の ksdensity 関数を用いた。さらに、推定した累積分布関数に対し、次の関数式(2)へのフィッティングを行い、リスクカーブを求める。

Cumulative Probability

$$= \frac{1}{1 + \exp(a + b/CS^2 + c/CS + d \cdot CS + e \cdot CS^2)} \quad (2)$$

以上により、求めた累積分布関数を図2(a)に、フィッティングにより求めた係数を表2に示す。

累積分布関数の20・30代について、実測値と推定値に差が見られるが、これはデータ数の不足(20・30代=51個、40・50代=80個、60・70代=66個)が原因であると考えられる。リスクカーブは、NIOSHの基準である3.4[kN]を考慮(20・30代のリスク10%水準が一致)して、バンド幅を適切に調整し、フィッティングして求めたものである。バンド幅をさらに調整することは可能であるが、実測値との乖離があり、基準設定において重要である低リスク領域(0~20%)において、実測値と比較してリスクが高く算出されるため、安全上の問題はないと考えている。

リスク水準については、経済的観点(医療費、開発費のバランス)と生体力学的観点の両方から決定されるものであり、国内外の動向も踏まえて引き続き議論していきたい。ここでは例として10%水準でのCS値を示す。図2(b)に累積分布関数の拡大図を、表3に数値を示す。

3. デジタルヒューマンモデルによるシミュレーション

目標とする効果の定義においては、ICFモデルに基づき、設計においては、生活の中での課題、目標となる「活動」、さらにそれを構成する「要素動作」を明確化する。一方、機械的な性能の「妥当性確認」を行った機器を用いて、人間が、このように明確化した「要素動作」を行う際、機器との直接的なインタラクションにより負担軽減効果や接触の影響などの物理的效果が生じることとなる。機械的な性能の「妥当性確認」を行ったロボット介護機器にとって、これが人との関係における最初の接点となる。

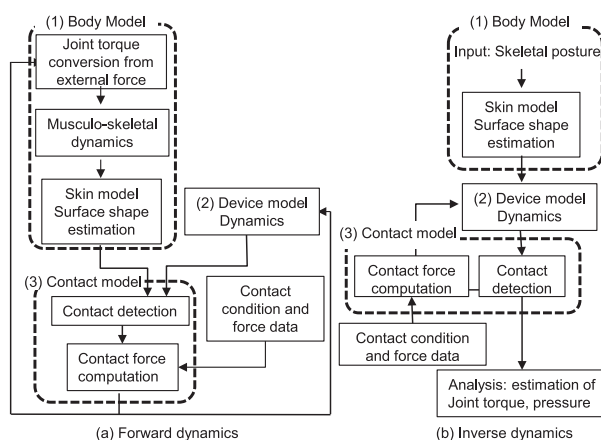


図3 インタラクションのシミュレーションの枠組

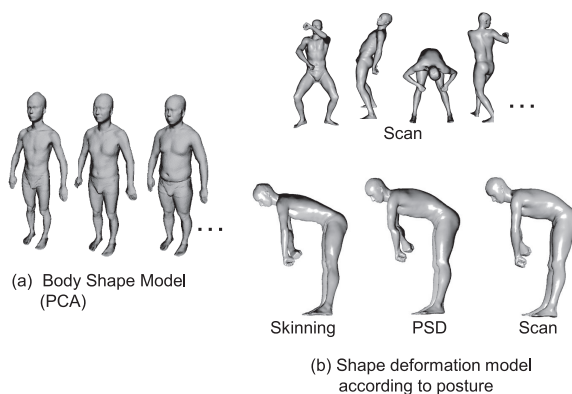


図4 皮膚モデル

3.1 インタラクションのシミュレーション

機器使用時の筋負担や接触力を推定するために、図3に示すように身体-機器相互作用シミュレーションのプロトタイプを構築した。インタラクションのシミュレーションは、図3のように順動力学モデルと逆動力学モデルに分けられる。能動的に動く介護者負担の定量化には、逆動力学モデルを用いた。身体-機器系は、(1)身体モデル、(2)機器モデルおよび(3)接触モデルによって構成され、図3のような流れでデータの受け渡しを行う。

身体モデルは、皮膚モデル(3.2節)と骨格モデル(3.3節)から構成されている。身体モデルと接触する機器は、剛体のリンク機構でモデル化する。

3.2 体型姿勢・皮膚モデル

皮膚モデルには、身体表面形状を高精度かつ効率的に生成するために、三次元形状データベースを活用した変形モデルを用いた(図4)。このモデルは、体型の変更と姿勢の変化に伴って変化する身体表面形状を詳細に再現できる。体型モデルは、産総研デジタルヒューマン工学研究センター(当時)で計測された男女計141名の三次元スキャンデータに対して主成分分析(PCA)を掛けた統計モデルとして構築した。姿勢変化に伴う表面変形モデルには、Pose Space

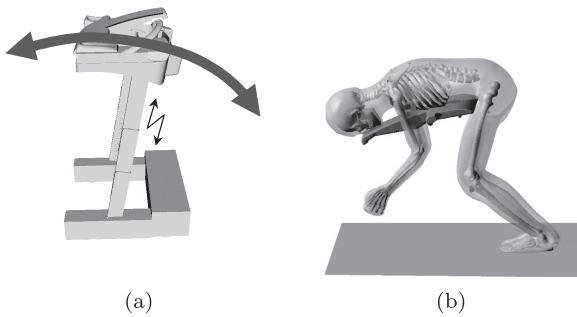


図5 (a) 機器モデルと (b) 人体とのインタラクション

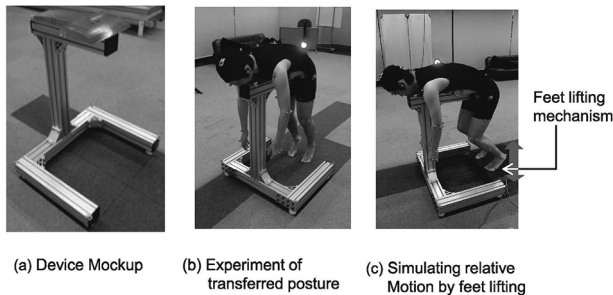


図6 模擬装置を用いた計測実験

Deformation (PSD) [15] という事例に基づく変形モデルを用いた。ここでは、被験者1名が異なる70姿勢をとった際の三次元スキャンデータを入力事例として用いた。

3.3 筋骨格モデル

筋骨格モデルとしては、東京大学大学院情報理工学系研究科・中村・高野研究室で開発されたモデル [16] を用いた。同モデルは、全身約1,000の筋・腱要素から構成されており、多岐の用途に対して詳細な筋張力解析が可能である。

4. シミュレータによる定量的評価

前章に示した手法を用いて、移乗介護機器評価のための、被介護者に対する人体シミュレーションを行った。定量的評価のための手順・項目を明確化させるために、富士機械製造株式会社が開発した移乗介護支援ロボットの機能を模擬した簡易な機器モデルを用いた。図5(a)に示すように、機器のモデルは複数の剛体パーツからなり、これらのパーツに並進および回転運動を与えることで機器の動きを再現できる。図5(b)は、人体モデルと機器とのインタラクションをグラフィック表示したものである。

まず、移乗介護機器動作時の人の移乗姿勢を再現可能な計測装置を作成した。人の移乗姿勢を光学式モーションキャプチャシステムにより計測し、また機器に掛かる反力を床反力計により計測した。図6に作成した模擬計測装置の概観と移乗姿勢計測実験の様子を示す。また移乗機器と被験者間の相対運動を模擬するため、計測中は被験者の足場に昇降装置を設けた(図6(c))。

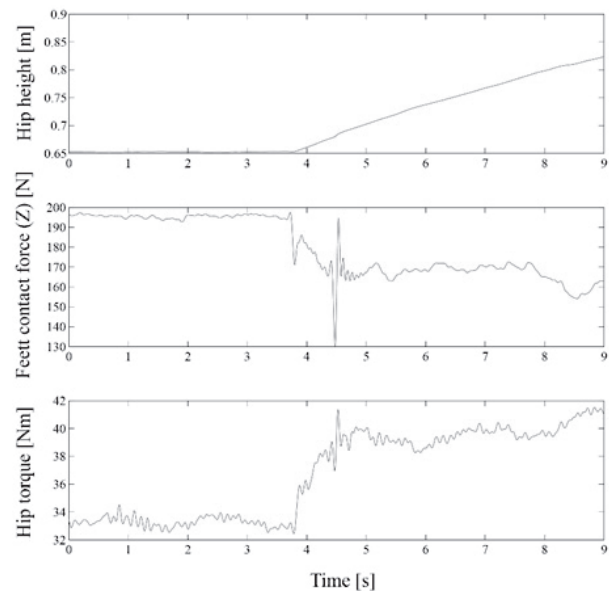


図7 実験結果。(上)両足からの腰高さ (中)両足にかかる垂直床反力 (下)腰関節トルク

計測データに基づき、図3に基づく逆動力学解析を行い、移乗姿勢における関節トルクの推定を行った。図7に昇降動作時における、両足からみた腰位置高さ、両足に掛かる垂直床反力、腰関節トルクの推定結果をそれぞれ示す。腰位置高さの上昇に伴い、両足に掛かる垂直床反力の低下、および腰関節トルクの増加が確認された。この結果は、より前屈した姿勢を取ったことにより、腰部への負担が大きくなることを示唆している。

5. おわりに

以上本稿では、その前半において、移乗支援機器使用時に介護者が抱える腰痛リスクの問題を議論するのに適するように、各年代における安全基準データを求めるという、安全性検証に関する研究を紹介した。今後は、さらに各年齢における安全基準データが得られるようにリスクカーブの改良を行う。また、本稿後半においては、移乗介護機器の模擬モデルを用いた人間の動作計測データに基づき骨格モデルを中心に用いて逆動力学解析を行い、腰部に作用するトルクを推定するという、妥当性確認に関する研究を紹介した。今後は、皮膚に作用する圧力も考慮することができるよう、逆動力学解析の拡張を行う。さらに、このシミュレーションを装着型移乗支援機器使用時の問題にも適用できるようにすることにより、介護者・被介護者にとって、より負担が少ない機構や動作軌道の設計に利用していきたいと考えている。

謝辞 本稿で紹介した研究は、経済産業省・日本医療研究開発機構による平成26年度～30年度の開発補助事業「ロボット介護機器開発・導入促進事業」の支援を得て行

われている。本研究の成果は、筆者らのほか伊藤大輔先生（名古屋大学）、計測に協力いただいた多田充徳氏、遠藤維氏（産業技術総合研究所）の貢献によってもたらされており、ここに感謝致します。

参考文献

- [1] 山本達郎（編）：腰痛のサイエンス（痛みの Science & Practice）．文光堂，2014．
- [2] A.C. Schwarzer, C.N. Aprill, R. Derby, J. Fortin, G. Kine, and N. Bogduk: "The prevalence and clinical features of internal disc disruption in patients with chronic low back pain," *Spine*, vol.20, no.17, pp.1878-1883, 1995.
- [3] S. Gallagher and A. Mayton: "Back injury control measures for manual lifting and seat design," *Mining Engineering*, vol.59, no.12, pp.41-49, 2007.
- [4] S. Gallagher: *Reducing low back pain and disability in mining*. NIOSH, 2008.
- [5] A. Nachemson: "The load on lumbar disks in different positions of the body," *Clinical orthopaedics and related research*, vol.45, pp.107-122, 1966.
- [6] T.R. Waters, V. Putz-Anderson, A. Garg and L.J. Fine: "Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks," *Ergonomics*, vol.36, no.7, pp.749-776, 1993.
- [7] NIOSH: *Work practices guide for manual lifting*. no.81-122, DHHS (NIOSH), 1981.
- [8] P. Brinckmann, M. Biggemann and D. Hilweg: "Fatigue fracture of human lumbar vertebrae," *Clinical Biomechanics*, vol.3, pp.i-S23, 1988.
- [9] A. Genaidy, S. Waly, T. Khalil and J. Hidalgo: "Spinal compression tolerance limits for the design of manual material handling operations in the workplace," *Ergonomics*, vol.36, no.4, pp.415-434, 1993.
- [10] W. Hutton and M. Adams: "Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting?," *Spine*, vol.7, no.6, pp.586-590, 1982.
- [11] T. Hansson and B. Roos: "The influence of age, height, and weight on the bone mineral content of lumbar vertebrae," *Spine*, vol.5, no.6, pp.545-551, 1980.
- [12] T. Hansson, B. Roos and A. Nachemson: "The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae," *Spine*, vol.5, no.1, pp.46-55, 1980.
- [13] M. Adams and W. Hutton: "Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury," *Spine*, vol.7, no.3, pp.184-191, 1982.
- [14] E. Parzen: "On estimation of a probability density function and mode," *The annals of mathematical statistics*, pp.1065-1076, 1962.
- [15] J.P. Lewis, M. Cordner and N. Fong: "Pose space deformation: A unified approach to shape interpolation and skeleton-driven deformation," *SIGGRAPH*, pp.165-172, 2000.
- [16] Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita and I. Suzuki: "Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model," *IEEE Transactions on Robotics*, vol.21, pp.58-66, 2005.



山田陽滋 (Yoji Yamada)

1983年3月名古屋大学大学院博士前期課程修了。同年4月豊田工業大学助手勤務。1992年工学博士（東京工業大学）。1993年4月豊田工業大学助教授。同年，Stanford University 客員研究員として派遣。2004年4月から，産業技術総合研究所知能システム研究部門安全知能研究グループ長。さらに，2008年4月から名古屋大学大学院工学研究科教授（機械理工学専攻）。これまで，ロボットのセンサ・通信・知的制御および人間-ロボット共存系の研究に従事。（日本ロボット学会正会員）



工藤直紀 (Naoki Kudo)

2014年3月名古屋大学工学部機械・航空工学科卒業。2016年3月同大学大学院工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻博士前期課程修了。同年川崎重工業株式会社入社，現在に至る。名古屋大学在学中は，身体運動の解析，ロボットの安全に関する研究に従事。（日本ロボット学会正会員）



鮎澤 光 (Ko Ayusawa)

2011年東京大学大学院情報理工学系研究科博士課程修了，博士（情報理工学）。2011年4月より2014年3月まで同研究科において特任研究員を経て特任助教。現在産業技術総合研究所知能システム研究部門研究員。主に人型ロボットの運動制御，パラメータ同定，ヒトの運動解析，動力学シミュレーションに関する研究に従事。（日本ロボット学会正会員）



吉安祐介 (Yusuke Yoshiyasu)

2013年慶應義塾大学大学院総合デザイン工学専攻博士課程修了，博士（工学）。同年産業技術総合研究所入所。2015年より，インタラクティブロボティクス研究グループに所属し，身体と物体のインタラクションモデリング技術，身体運動のトラッキング技術や三次元モデルの変形技術の研究などに従事。現在スタンフォード大学客員研究員。IEEEなどの会員。



吉田英一 (Eiichi Yoshida)

1996年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了，博士（工学）。同年工業技術院機械技術研究所入所，2001年4月より産業技術総合研究所知能システム研究部門主任研究員。2004～2009年フランス LAAS-CNRS にて日仏ロボット工学共同研究ラボ (JRL-France) 共同ディレクター。現在産業技術総合研究所知能システム研究部門総括研究主幹，同インタラクティブロボティクス研究グループ長として，作業・動作計画，人間型ロボットの制御の研究に従事。IEEE，日本機械学会などの会員。（日本ロボット学会正会員）