

膝関節固定による歩容の時間的变化の解析

小川 拓也¹ 山添 大丈¹ 満上 育久¹ 波部 斉^{1,†1} 八木 康史¹

概要：日常生活における歩行に不安を持つ高齢者や障害者の様々な場面での歩容を解析することは、バリアフリーやユニバーサルデザインの検討などにおいて重要である。しかし、実際に高齢者や障害者に歩行してもらう危険性や、同じ症状を持つ被験者を集める困難さを考慮すると、健常者に関節固定器具などを装着することで、擬似的に歩行障害を作り出し、その歩容を解析することが多い。ところが、このような器具を装着した時の歩容が実際の高齢者や障害者の歩容と同じであるという保証はなく、それに付随する問題として、器具を身体に装着して歩行するという、通常の歩行時との状況の変化により生じる歩容の不安定性についても検討されてこなかった。そこで本稿では、膝に関節固定器具を装着した時の歩行について、歩行時間の経過による歩容の変化について分析した。その結果、器具を装着した後の歩容は時間的に変化し、8分間続けて歩行すれば、歩容の変化は収束することが分かった。また、変化収束後の歩容にのみ、通常歩行と膝関節固定歩行の間の歩容の違いについて、被験者間で同一の傾向が現れることを確認した。

1. はじめに

高齢化の進行に伴い、老化やケガなどの様々な要因から、日常生活における移動に支障をきたす高齢者・身体の不自由な人の増加が問題となっており、バリアフリーやユニバーサルデザインが検討されている。これらの空間や環境のデザインを評価する上では、そのような場において、実際の高齢者や身体の不自由な人の歩容などの振る舞いを解析することは重要である。しかし、高齢者や身体の不自由な人にそのような環境を歩いてもらうこと自体が危険性をはらんでいる。さらに、例えば右脚のかかとを骨折した人といった特定の障害を持った人を大勢集めることは困難であり、このような人たちに実際に歩行してもらい、歩容を取得して統計をとることは非現実的である。そのような理由から、高齢者や身体の不自由な人の歩容を解析したい場合には、サポータなどの関節固定器具を健常者に装着し、擬似的に高齢者や身体の不自由な人の歩容を作り出す手法が最もよく用いられている [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7]。

しかし、ここで疑問となるのが、サポータなどの関節固定器具を装着することで、実際の高齢者や身体の不自由な人の歩容を再現できているのかという問題である。実際に膝を曲がりにくくする高齢者体験キットのサポータを装着して歩いている被験者の様子を観察したところ、装着した

直後は、普段の歩行との違和感を強く感じ、サポータの影響以上に歩容が不安定になっている様子が観察された。ところが、装着したままで歩行を続行すると、徐々に違和感がなくなり、装着した直後に比べると安定した歩行となっているように観察された。

関節固定器具などの歩容への影響については、小林ら [8] は、高齢者体験キットが歩容にどのような影響を与えるかについて分析を行っているものの、本稿で述べるような装具装着からの歩容の時間的变化については検討されていない。また、古川ら [5] は、バリアフリーのうち、特に高齢者の避難行動の着目し、高齢者体験キットの装着による高齢者行動の再現について検討しているが、歩容自体の変化について着目したものではない。

そこで、本稿では、健常者に関節固定器具を装着することによって得られる歩容の、歩行時間による変化について分析する。

2. 関節固定器具装着による歩容の変化

関節固定器具を装着することで、歩容は変化する。しかし、装着直後から、関節固定状態での歩容になるわけではなく、装着直後には、器具の装着に適應できていないために、その人にとって安定ではない歩容となる。その後、ある程度の時間の経過とともに器具の装着に適應し安定した歩行になる、と考えられる。

そこでまず、関節固定器具を装着してから、時間の経過とともに、どのように歩容が変化するか、特に、装着して

¹ 大阪大学
Osaka University

^{†1} 現在、近畿大学
Presently with Kinki University



図 1 関節固定器具装着時 (左膝)

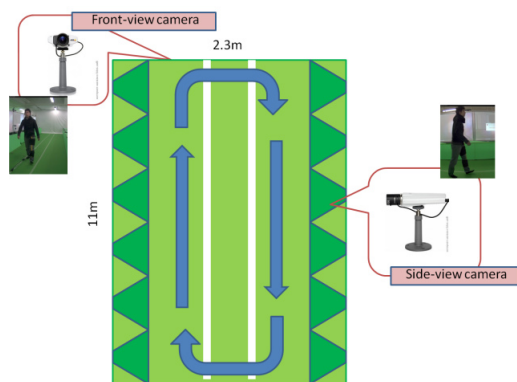


図 2 カメラ配置

から安定な歩行になるまでの時間について、検討を行うため、以下のような予備実験を行った。

図 1 に示すような、左脚の膝関節を固定する (膝を曲がらなくする) 器具を装着した状態で、被験者 (1 名) に、図 2 に示す環境中を、30 分間継続して歩行してもらった。環境中には、正面・側面にそれぞれカメラが設置されており、歩行の様子をこれら 2 台のカメラで取得した。

各時刻で取得した映像を観察し、比較した結果、装着から 6 分程度までは、歩行中に上半身の左右揺れが生じていたのに対し、8 分後以降では、このような上半身の左右揺れがある程度収まり、足の運びがスムーズになってきている様子が見られた。これらの結果から、膝関節固定器具を装着した場合には、装着後 8 分程度で歩容が安定する、と言える。

この予備実験は、被験者 1 人の結果であり、個人差を考慮する必要がある。そこで、次章で述べる、歩容の時間的变化の解析では、膝関節固定器具を装着した状態で、10 分間歩行を継続してもらい、その様子を解析することとした。

3. 関節固定器具装着による歩容の時間的变化の解析

本章では、解析のための歩容データの取得方法とその解析方法、解析結果について述べる。



図 3 Kinect コントローラとその座標系

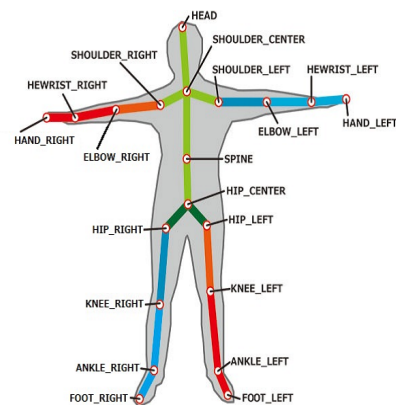


図 4 Kinect SDK で 3 次元座標情報が取得できる関節 20 箇所

3.1 骨格情報の取得

解析のための歩容データを取得する方法として、本稿では、Microsoft Kinect[9] を用いる。Kinect には、IR カメラ・IR プロジェクタからなるデプスセンサと、RGB カメラが搭載されており、Kinect for Windows SDK[10] を用いることでこれらのデバイスを制御し、画像のキャプチャ、人体の骨格認識やジェスチャ認識などを行うことが出来る。そのため、Kinect を用いることで、被験者にマーカ等を装着することなく、歩行の様子を取得することが可能となる。今回の実験では、Kinect for Windows SDK によって取得できる人体の骨格のうち、図 4 に示す 20 点の 3 次元座標を取得し、歩容変化の解析に用いている。

また、Kinect だけでなく、光学式モーションキャプチャシステム VICON[11] でもデータ取得を行い、得られたデータに対して同様の解析を行うとともに、Kinect で得られた解析結果との比較を行った。

3.2 歩容データの取得

3.2.1 Kinect によるデータ取得

Kinect による歩容データの取得は、図 5 に示す室内廊下の環境で行った。この直線コースの片道は約 60m である。5 人の被験者に、通常状態で 1 往復、左膝に関節固定器具を装着した状態で 10 分間歩いてもらい、その歩行の様子を撮影する。ここで、コース両端付近で発生する加速・減速区間の歩行は解析前に排除した。データ取得時には、定速歩行時のデータを取得するため、図 6 に示す高齢者用電



図 5 Kinect によるデータ取得環境



図 8 Vicon によるデータ取得環境



図 6 電動カート (定速走行が可能)



図 7 Kinect とレーザーポインタ、カメラの設置位置

動カートを 4.6km/h で走行させ、その後ろを被験者に追従して歩行してもらった。電動カートには、後ろ向きに歩容データ取得用の Kinect と映像撮影用のカメラを図 7 のように設置され、Kinect データの記録用にノート PC も搭載されている。また、被験者に付随してもらう際の目印として、Kinect の横にレーザーポインタを設置し、定速で適切な歩容データを取得するための被験者位置を示した。

関節固定器具としては、被験者の左脚が曲がらない状態を作り出すため、図 1 のような器具を作成した。この器具は、木製の角材を安全加工し、それを両端できつく固定したものである。

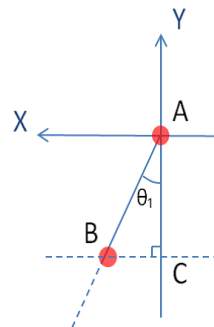


図 9 前後方向の姿勢角度

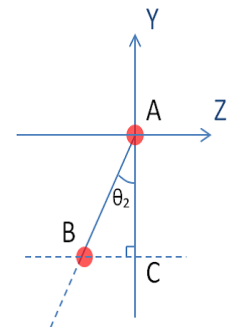


図 10 左右方向の姿勢角度

3.2.2 Vicon によるデータ取得

Vicon による歩容データの取得は、図 8 に示すような、Vicon が設置された実験室環境で行った。Kinect による歩容データ取得と同様に、電動カートに追従して歩行してもらい、その様子を取得した。

3.3 歩容変化の解析

通常歩行時と装着歩行 (開始直後、装着後 3 分、8 分、10 分) 時の骨格情報データから、歩容の時間的変化を解析する方法について述べる。

3.3.1 各部位の姿勢の算出

まず、各部位の姿勢の変化から、歩容の変化を解析する。取得した骨格の 3 次元座標データから各部位の姿勢を全て求め、その姿勢情報を元に解析を行う。ここで、各部位の姿勢は、前後にどれだけ傾いているかを示す角度 (図 9) と左右にどれだけ傾いているかを示す角度 (図 10) の 2 つの角度で表現する。

今回は図 4 にある全 19 部位から、骨格情報の取得が不安定だった両手首から先の部位と両足首から先の部位を除いた、15 部位それぞれについて、それら 2 つの角度を求める。Kinect for Windows SDK では、図 4 に示す各関節の 3 次元位置が得られるため、ある部位の上端の関節 A、下端の関節 B を 3 次元座標で $A(x_A, y_A, z_A)$, $B(x_B, y_B, z_B)$ と表すと、図 9 の θ_1 、図 10 の θ_2 は以下のような式で与えられる。

$$\sin \theta_1 = \frac{x_B - x_A}{|AB|} \quad (1)$$

$$\theta_1 = \arcsin \frac{x_B - x_A}{|AB|} \quad (2)$$

$$\sin \theta_2 = \frac{z_A - z_B}{|AB|} \quad (3)$$

$$\theta_2 = \arcsin \frac{z_A - z_B}{|AB|} \quad (4)$$

以上のようにして、取得した骨格の3次元座標データから、各部位の姿勢が求まる。

Vicon で得られたデータについては、Vicon からは、各関節の3次元位置だけでなく、各部位の姿勢データを直接取得することが可能であるため、このような処理は不要である。

3.3.2 線形判別分析による解析と結果

分析の対象としたのは、通常歩行時、装着歩行開始直後、装着歩行3分継続時、装着歩行8分継続時、装着歩行10分継続時の姿勢データである。各データは、データ取得環境の片道(60m)歩行分の時系列データになっている。

これら5つの条件のデータ間の違いを分析するため、線形判別分析(LDA)を用いた。LDAは、データセット内分散を最小にし、かつデータセット間分散を最大にする空間への写像を求める手法である。LDAで得られる部分空間は、各クラス間の違いを最も大きく表現する空間であり、条件間で歩容が変化しているかを評価することが出来る。被験者5人(A-E)に対して、以上の5条件での歩容を取得し、LDAを行った。結果を図11, 12, 13, 14, 15に示す。5クラスでのLDAでは、4次元空間として写像されるが、全ての被験者において、ほぼ2次元空間上に写像され分布していたため、ここでは2次元空間上の分布として示している。図11, 12, 13, 14, 15では、黒色が通常歩行時の姿勢クラス、赤色が装着歩行開始時の姿勢クラス、緑色が装着歩行3分継続時の姿勢クラス、紫色が装着歩行8分継続時の姿勢クラス、青色が装着歩行10分継続時の姿勢クラスを表している。図16に、Viconで取得した歩容データに対するLDAの結果を示す。

以上の結果より、通常歩行の分布と装着歩行の分布が離れていることから、通常歩行と装着歩行は全く別の歩容となっていることが分かる。また、装着後の各条件の分布に着目すると、装着歩行の歩容は装着から時間が経つにつれて変化していることもわかる。さらに、装着後8分と10分の分布に着目すると、ほぼ同じ分布となっていることから、装着後8分と10分では、歩容がほとんど変化していないことがわかる。このことから、装着歩行時の歩容は装着から8分後には、変化が収束し、安定した歩容となっていると考えられる。

また、VICONによる結果(図16)に着目すると、通常方向と装着歩行間については、同様の傾向が得られており、VICONによる観測でも、通常歩行と装着歩行では、異なる

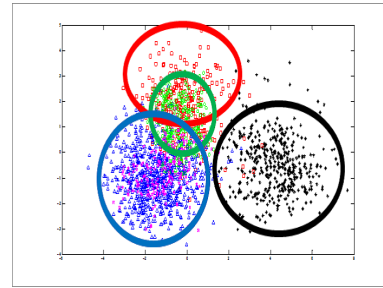


図 11 被験者 A の LDA の結果

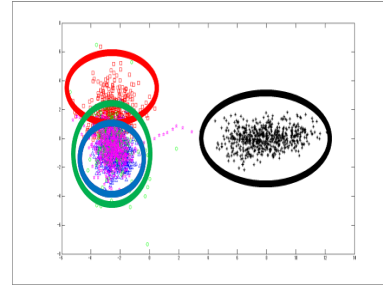


図 12 被験者 B の LDA の結果

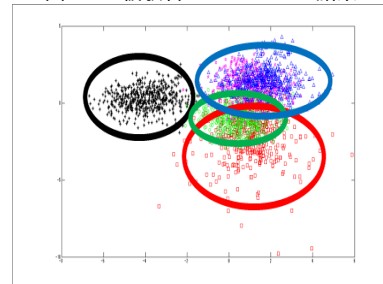


図 13 被験者 C の LDA の結果

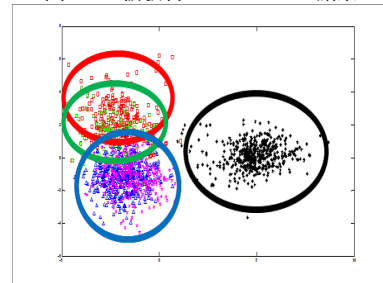


図 14 被験者 D の LDA の結果

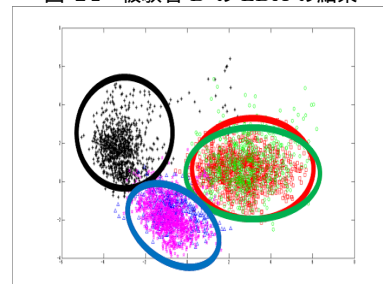


図 15 被験者 E の LDA の結果

る歩容となっていることがわかる。一方で、装着後8分と10分のデータからは、Kinectでの結果とは異なり、必ずしも歩容の変化が収束したとは言えない結果となっている。ただし、装着後10分のデータをよく見ると、一部は8分後のデータ付近に存在しており、装着後10分の歩容の分

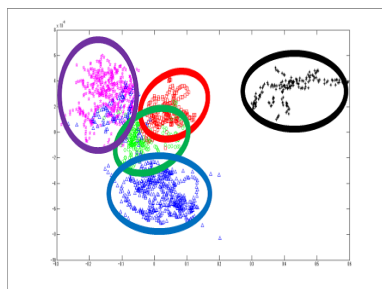


図 16 Vicon の結果

散が大きかった可能性も考えられる。このため、VICON による解析結果については、さらなる検討が必要と考えている。

次に、通常歩行と装着歩行間で、歩行時の各部位の姿勢がどのように変化していたかについて分析する。ここでは、LDA 後の部分空間中で、各条件のデータ分布の重心を結ぶベクトルを計算し、そのベクトルをもとの空間に戻すことで、歩容の変化を表しているかを解析した。通常歩行と装着歩行 10 分継続間の歩容の変化をみると、2 パターンに分けられる結果となった。全部位のうち、通常歩行と装着歩行の間で特に大きい差異が出た 6 部位 (9 姿勢) の結果を図 17,18 に示す。

1 つ目のパターン (図 17) では、被験者 A,B,C が当てはまり通常歩行時の歩容と比べて、装着歩行 10 分継続時の歩容で大きく異なるのは、背骨上部が右に傾き、背骨上下部が前に倒れ、両太もも部が外側に広がる点である。

2 つ目のパターン (図 18) では、被験者 D,E が当てはまり、通常歩行時の歩容と比べて、装着歩行 10 分継続時の歩容で大きく異なるのは、左すね部が右に、右太もも部が左に寄り、背骨下部が右に傾いて、前に倒れている点である。

通常歩行と装着歩行開始間についても、同様に、歩容の変化を分析した。通常歩行時と装着歩行 10 分継続時の歩容の比較の際、同じ傾向が見られた被験者 A,B,C と被験者 D,E、それぞれのグループについての、通常歩行と装着歩行開始間の歩容変化の結果を図 19,20 に示す。この結果から、装着歩行 10 分継続時では同じ傾向が表れていたグループにおいて、装着歩行開始直後ではグループ内で明確なパターンが見られないことが分かる。このことは、装着歩行開始時の歩容には、疑似的障害を付与したことによる影響のパターンが見られず、個々人でばらつきがあることを示している。

以上の結果を踏まえると、実験により、通常歩行と装着歩行の歩容には違いがあること、装着歩行時の歩容は時間の経過とともに変化すること、そして、その歩容変化は、装着から 8 分程度で収束することが分かった。さらに、装着歩行開始時の歩容は個人差の影響が大きいと考えられるが、歩容変化収束後の歩容にはいくつかの傾向が見えるこ

とも分かった。このことから、疑似的障害を付与した時の、歩容に現れる影響を分析するためには、装着直後に歩容測定するのではなく、その装着歩行の歩容が収束するまで歩行したのちに、歩容を測定し、分析する必要があると考えられる。

4. まとめ

本稿では、健康者に左膝が曲がらなくなるような器具 (関節固定器具) を装着した場合に、装着からの時間経過に伴い、歩容がどのように変化するかを分析した。結果より、その時の歩容が時間的に変化することや、負荷を付与してから 8 分経過すれば、その歩容変化は収束していることがわかった。このことから、実際の高齢者や身体の不自由な人の歩容と、それらの人を模倣する器具を装着した時の歩容が同一の歩容なのかを判断する際に、比較対象の疑似的な歩容として、器具装着直後の歩容ではなく、歩容変化が収束した後のデータを用いるべき、といえる。

また、収束後の装着歩容と通常時の歩容とを比較した結果、装着による歩容変化が収束した後の歩容には、いくつかのパターンがあることが分かった。このことは、実際に歩容の変化から障害の種類を特定する場面でも、特定の障害について複数の歩容変化のパターンがあり得ることを示唆するものである。

今後は、腕などの他の部位に対しても疑似的な障害を与えた場合の歩容変化について分析することや、様々な疑似的障害を付与した歩容の、歩容変化の収束時間や、通常歩行時との歩容の違いについても解析を進める予定である。さらに、今回の被験者は 5 名 (Vicon については 1 名) と少なかつたため、さらに被験者数を増やし、器具装着後の歩容の変化傾向や、そのパターンの種類等についても検討していきたい。

謝辞 本研究は、科学技術振興機構 (JST) 戦略的創造研究推進事業 (CREST) の支援のもとに推進された。

参考文献

- [1] 武藤伸洋, 伊藤達明, 中村幸博, 石原達也, “携帯端末加速度情報を用いた歩行状態センシングの応用性に関する検討”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2011, Okayama, 2011, 2P1-I05
- [2] 穴井哲治, “歩道スペースのバリアフリー化支援のための人体動作解析システムの解析”, 東京電機大学総合研究所年報, 2002
- [3] 栗原トヨ子, 大津 慶子, 寺山 久美子, 木之瀬 隆, 新田 収, 菊池 恵美子, 杉本 正子, 奥山 則子, 大淵 律子, 高石 純子, 野村 みどり, “高齢者疑似体験装置「シニア・シミュレータ」装着にかんする実験的研究-第 1 報-”, 東京保健科学学会誌, Vol.1, No.1, pp.119-123, 1998
- [4] 高柳智子, 丸橋佐和子, 高山成子, 上原佳子, “看護学生の器具を用いた高齢者疑似体験に関する基礎的研究”, 福井医科大学研究雑誌 Vol.2, No.1/2, pp. 21-28, 2001
- [5] 古川容子, 土屋伸一, 稲原攝雄, 長谷見雄二, “高齢者疑似体験用具による高齢者の群集時歩行行動の再現可能性”,

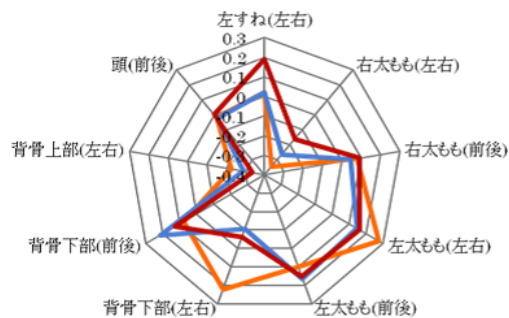


図 17 通常歩行と装着歩行 10 分継続間の部位別姿勢の差

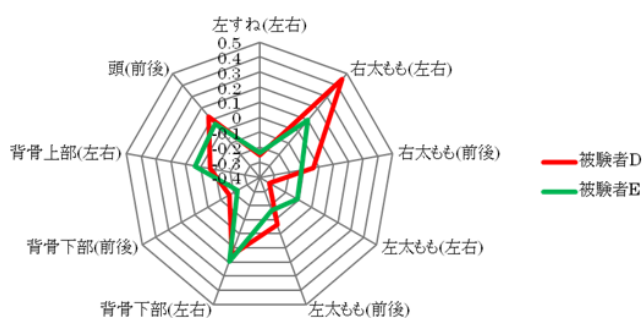


図 18 通常歩行と装着歩行 10 分継続間の部位別姿勢の差

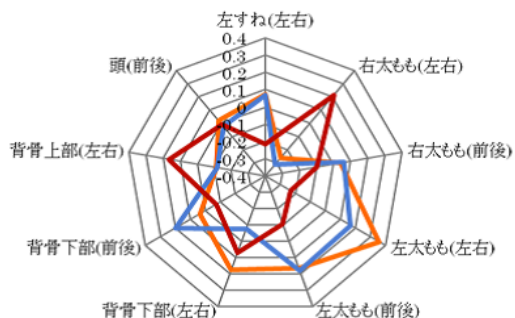


図 19 通常歩行と装着歩行開始間の部位別姿勢の差

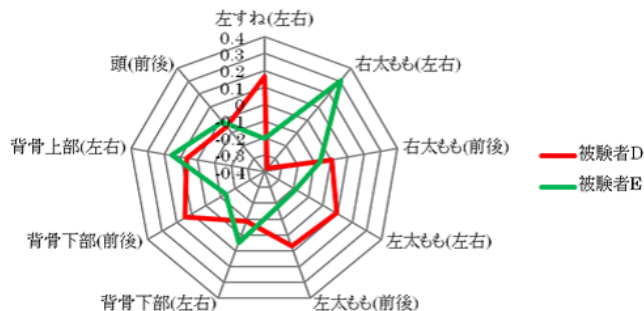


図 20 通常歩行と装着歩行開始間の部位別姿勢の差

日本建築学会環境系論文集, No.581, pp.9-14, 2004.

- [6] 布田健, 古瀬敏, 加藤正男, 庄野隆, 佐藤克志, “加齢を再現するインスタントシニアの試作 -ユニバーサルデザインを踏まえた建築設計手法の開発-”, 日本建築学会大会学術講演梗概集, pp. 1025-1026, 2000.
- [7] 分部裕樹, 土屋伸一, 古川容子, 稲原攝雄, 長谷見雄二, “群集歩行行動における高齢者・身体障害者の影響 (その 5) - 高齢者疑似体験用具と実際の高齢者の比較 -”, 2002 年度日本建築学会関東支部研究報告集, pp.395-398, 2002.
- [8] 小林陽子, 高田谷久美子, 山岸春江, 滝澤孝子, “高齢者疑似体験装具装着による歩行への影響”, 山梨大学看護学会誌, Vol. 1, No. 1, pp.33-36, 2002.
- [9] Kinect, <http://www.xbox.com/en-US/kinect>.
- [10] Kinect for Windows SDK, <http://kinectforwindows.org>.
- [11] Vicon, <http://www.vicon.com/>.