

### 3. 人間協調型ロボットの機械的刺激に対する人体痛覚耐性限界の測定\*

齋藤 剛\*\*, 池田博康\*\*

### 3. Measurement of Human Pain Tolerance to Mechanical Stimulus of Human-collaborative Robots\*

by Tsuyoshi SAITO\*\* and Hiroyasu IKEDA\*\*

**Abstract;** Concerning the inherently safe design measures of a new type of robot which aims to contact with persons like a mobile robot not enclosed with a guard, this report focuses on the tolerant limits of the sense of pain that the persons feel while being contacted by such the human-collaborative robot. The pain tolerance is predictable information linked directly to the external injuries of human bodies and a significant parameter to determine the acceptable limits of mechanical stimuli that the human-collaborative robot can give to the persons in the process of a designated task. However, from the previous studies related to the level of human sense of pain, the great difficulty of numerically analysis of the pain tolerance has been pointed out because the distributions of the human subcutaneous tissues and pain sensing organs are greatly depending on the human body portions. Therefore, there still has not been enough data available to manifest the pain tolerance.

With the view to the above, we focused on the sense of somatic pain felt by those who were contacted by the robots and then an index based on the human pain tolerance for the safety design of the human-collaborative robots was proposed in our previous studies. However, in the previous studies, the validity of adopting the pain tolerance as the safety evaluation index for the human-collaborative robots could not be demonstrated well because of the following problems: 1) the probe speed, 2) the probe angle to contact the subject's body surface, 3) the influence of the size and shape of the probe.

This report describes the composition of a measuring system improved to solve these problems and the statistical results of the pain tolerance obtained from truly static measurements performed by a new measuring system. The movement of the contact probe at constant slow speed was achieved by adopting a ball screw mechanism and an AC servo motor. This, however, resulted in the substantial increase in the risk of this measurement and thereby a protective measure utilizing a 3 position enable device and an electro-magnetic clutch is newly devised.

The measurement of the pain tolerance was carried out with 9 subjects limited within healthy male adults. Referring to the results of the preliminary tests, the spherical tip-end probe of 10mm diameter was set and the subjects put on defined clothes. From the result of the measurements, the lowest pain tolerances obtained from the 9 subjects were shown at the upper arm and the mean value and the 5th percentile at the upper arm were 112N and 57.7N, respectively. On the other hand, the highest mean value of 294N and the highest 5th percentile of 215N were observed at the back. With the range of this measurement, there is a tendency that the pain tolerances on the back of the body were higher than those on the front of the body, and there was no correlation at all between the apparent softness of the compressed region and the pain tolerance. Considering that the pain tolerance is the values based on the subjective judgment of the individuals, it can be said that very consistent

---

\* 本研究の一部は、SIAS2005 (2005年9月)<sup>7)</sup>で発表した。

\*\* 機械システム安全研究グループ Mechanical and System Safety Research Group

values were obtained and regarded as effective guidance for the safe design of the human-collaborative robot.

**Keywords;** Robotics, Human-robot collaboration, Pain tolerance, Measuring system, Human experimentation, Force threshold

## 1. はじめに

人間と共有した環境を移動しながら、種々の作業を人間と共同して遂行する人間協調型ロボットは、製造業分野のみならず、建築分野、レスキュー活動分野、福祉分野、サービス業分野などへの普及が期待されている。近年の研究開発により、実用化の段階を迎えたロボットも出始めており、愛・地球博の会期中にはワーキングロボットの実証展示が行われた<sup>1)</sup>。しかし、このような新しいロボットの市販化を阻む最も重大な問題は、ロボットの安全設計とリスク評価を実施する上で、危険の判断の基本となるデータや情報が著しく不足していることである。特に、人間協調型ロボットと人間との接触は避けられない事象として考慮されなければならない、人間が受容可能な接触と危険源として同定すべき接触とを判別するための定量的な境界に関して明確な指標は未だ示されていない。

人間が受容できる機械的刺激のレベルに関しては、自動車工学の分野における頭部や頸部の損傷と衝撃の関係や胸部の衝撃耐性値<sup>2)</sup>や、動力ガードの操作力及び運動エネルギーの上限値<sup>3)</sup>などが知られているが、前者は予見される傷害が生死に関わるほど重篤のレベルであり、後者はその科学的根拠が明確になっていない。また、重量物搬送を支援する機器のための安全要求事項<sup>4)</sup>には、安全方策の必要性を判断するアクチュエータ出力の境界が設定されている。この値は、5パーセントの米国女性でもアクチュエータの出力する力を押し退けられるという判断から導かれたものであるため、あらゆる場面对して使用者が傷害を被らないことを保証しているわけではない。

このような状況に鑑み、著者らは接触される者が感じる痛覚に着目し、痛みに対する耐性の限界を危険な機械的力を判断する指標として利用するため、プローブを人体表面に押し付けた際の反力の限界を痛覚耐性値として測定している<sup>5, 6)</sup>。しかし、この測定には、

- 1) プローブの前進方向の反力のみを計測である。
- 2) プローブの押し付け速度が13mm/sであり、静的な測定ではない。
- 3) 直径10mmの円板プローブのみを使用し、プローブ形状や大きさの影響が未検証である。

- 4) 被験者の着衣や痛覚の時間変化の影響が未検証である。

という問題が残されており、測定された痛覚耐性値を恒久的なロボットの安全性評価指標として採用することの妥当性検証が十分にできてはいなかった。

そこで、上記の問題を解決するために、新たに人体挟圧測定システム<sup>7)</sup>を開発し、挟圧に対する人体の痛覚耐性値の測定を改めて行った。開発された測定システムは、被験者の安全確保に配慮した保護方策を装備し、十分な予備実験を経た上で、健全な成人男性の被験者グループについて測定を行った。本報告は、人体挟圧測定システムの構成とこれを用いて痛覚耐性値を測定する方法、及び測定データの統計解析結果について述べる。

## 2. 人体挟圧測定システムと測定方法

### 2.1 測定システムの構成

痛覚耐性値の測定原理は、被験者の特定部位表面に接触プローブを徐々に押し付けた際に、被験者が耐えられる力の許容限界をプローブ反力として記録するものである。このような機能を持つ人体挟圧測定システムを新たに設計して、さらに被験者保護のための安全機能を盛り込んだシステムを開発した。Fig.1は人体挟圧測定システムの構成を示しており、

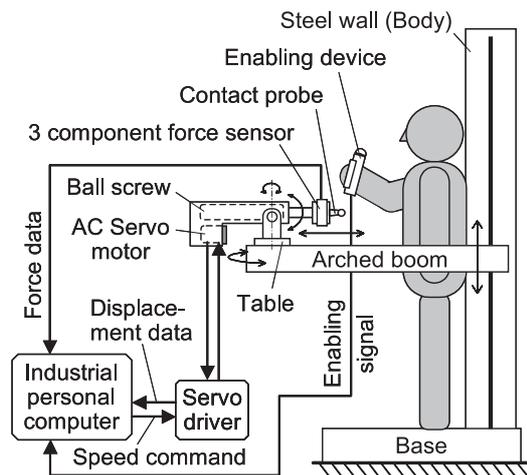


Fig. 1 Revised system to measure compressing limit of human body and its composition.  
新規開発した人体挟圧測定システムの構成

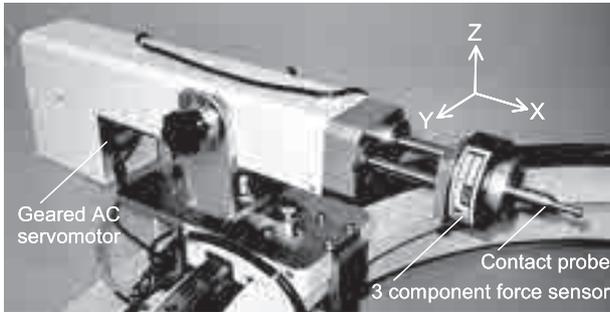


Photo1 Contact probe driven by force applying unit with force sensor.  
力覚センサーを装備して力発生機構により駆動される接触プローブ

機械的刺激を与えるための機構として、ACサーボモータを駆動アクチュエータとする送りネジを採用し、これが上下に動作可能な半円形ブームの上を円弧移動するテーブル上に設置されている。

接触プローブには、人体表面に当たる角度を微調整するためのパン及びチルト機構を具備した。この接触プローブは剛性の高い金属性であり、3分力計を介して送りネジ可動部の先端に取り付けられている。このため、接触プローブに加わる反力は、接触プローブ移動方向の成分（X方向）のみならず、水平（Y方向）成分と上下（Z方向）成分も計測できる（Photo1）。また、接触プローブの移動力は、エンコーダにより送りネジの回転角度を計測して得られ、各測定部位へのプローブ押し込み過程の反力と皮膚変位量の時間変化が記録される。

## 2.2 測定システムに導入された被験者保護方策

人体挟圧測定システムの接触プローブは、測定結

果を安定して得るために最大1650 Nの推力を発生でき、また、高速な退避動作のために最大約300 mm/sの速度で繰り出される。これらの能力は、被験者にとっては重大な挟まれ、衝撃の危険源となり得る。特に、プローブ推力は被験者の意思に忠実に基づいて、誤りなく出力されなければならない。

そこで、Fig.2に示すように、サーボモータから送りネジへのトルク伝達が、3位置イネーブルスイッチ<sup>8)</sup>と安全リレー回路で制御される電磁クラッチによって行なう機構を付加した。この保護機構は、大きなプローブ推力は正常な実験の中でのみ必要であり、プローブが初期位置に後退するときを含めて、それ以外では不要であることに着目して設計された。すなわち、被験者がイネーブルスイッチを中間位置に保持（意識的な半押しON状態）していれば、電磁クラッチが励磁して最大6.0 Nmのトルク（推力換算で1650 N）が伝達可能になる。しかし、イネーブルスイッチが中間位置から外れると、直ちに電磁クラッチが開放され、約0.1 Nmのトルクしか機構的に伝達できなくなる。このときの出力可能な推力は25 N以下であるため、被験者に対する挟まれのリスクは十分に低減されたと見なせる。

さらに、イネーブルスイッチの接点は二重化されており、実験でそれが操作される度に、安全リレーユニットを用いて2つの接点の不一致がチェックされるため、接点溶着によるプローブ暴走のリスクが回避される。また、異常時の安全確保のためには、特にプローブの退避動作の応答性が重要となるが、イネーブルスイッチのOFF信号に対する安全リレーユニットの動作を含めた電磁クラッチのトルク遮断機能の応答は15 ms以下と十分高速であった。また、

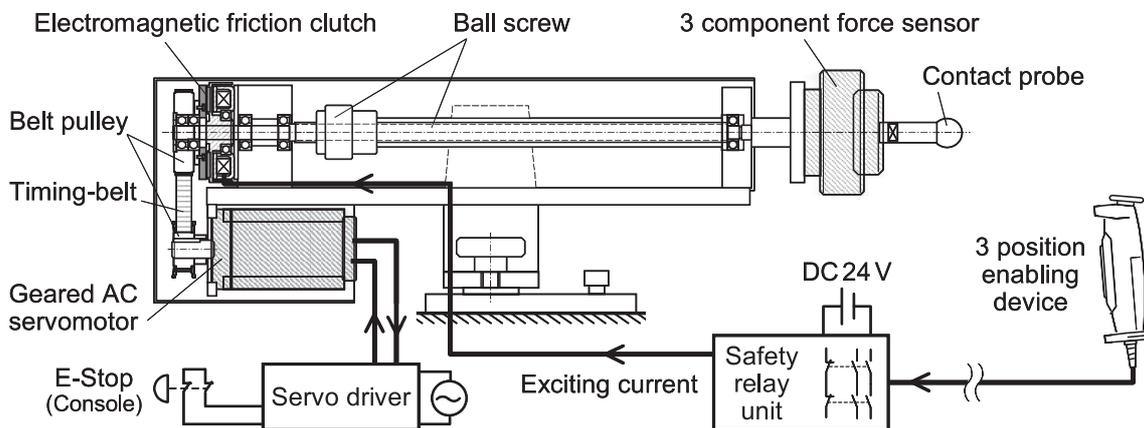


Fig. 2 Subject protective measure implemented into force applying unit.  
力発生機構に組み込まれた被験者保護方策

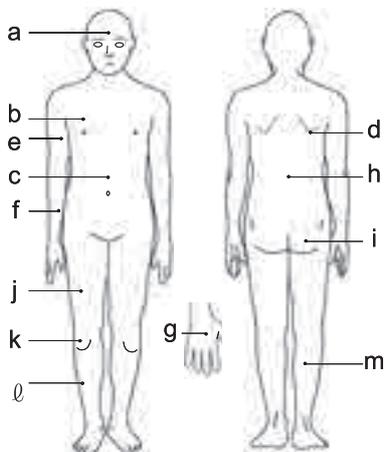


Fig. 3 Measuring points for evaluating pain tolerance.  
痛覚耐性値の測定部位

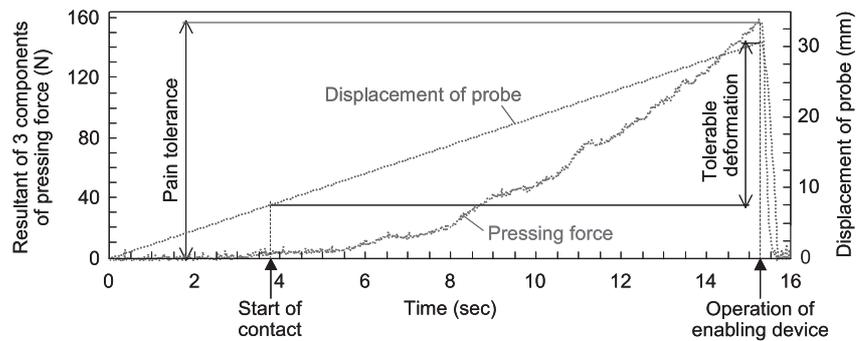


Fig. 4 Measurement example of pain tolerance and maximum tolerable deformation.  
痛覚耐性値と許容最大変位量の測定例

Table 1 Detailed definitions of measuring points.  
測定部位の詳細な定義

a	Forehead	Intersection of the head outer edge passing through the euryon and the center line of face passing through the glabellare
b	Chest	Intersection of the horizontal circumference passing through the axilla and the vertical lines passing through the thelion
c	Abdomen	Intersection of the minimum abdominal circumference and the vertical line passing through the omphalion
d	Shoulder blade	Bottom edge of the shoulder blade
e	Upper arm	Point on the inside of the upper arm and at the mid height between the acromiale and the radiale
f	Forearm	Point on the inside of the forearm and at the mid height between the radiale and the stylium
g	Backhand	Point on the center line of the middle finger and at the mid height between the stylium and the metacarpale radiale
h	Back	Point on the lumbar vertebral column and at the same height as c
i	Buttock	Peak of the buttock (the most projected point viewed from backward)
j	Thigh	Point on the center front of the thigh and at the mid height between the groin and the patella center
k	Knee	Center point of the patella
ℓ	Shin	Point on the center front of the shin and at the mid height between the patella center and the sphyriion fibulare
m	Calf	Intersection of the center line of the calf and the maximum calf circumference

制限された推力であっても、遅くとも1s以内に接触プローブの退避動作を完了できることを確認した。

### 2.3 痛覚耐性値の測定手順

被験者は、3位置イネーブルスイッチを持って、背面を鋼鉄製の壁に密着するように人体挟圧測定システムの台座上に正立する。そして、測定部位前面に接触プローブを移動させて、プローブがその部位へ垂直に当たるよう接触角度を調整しておく。

測定は、被験者がイネーブルスイッチを中間位置に保持することにより開始される。被験者がイネーブルスイッチを中間位置で保持している限り、プロ

ーブは被験者の測定部位に向かって設定された一定低速で前進し、測定部位に接触後は設定速度を保ちつつ圧迫する。そして、被験者は自身の主観的な判断に基づき、この徐々に増加する痛みが許容でなくなったときにイネーブルスイッチをOFFするために開放又はさらに押し込む。このOFF操作により、プローブは初期位置まで最高速度で復帰する。

以上の過程で、測定開始から被験者のイネーブルスイッチ操作までの接触プローブに加わる反力の3方向成分とプローブ変位が10ms毎に記録される。記録されたデータより、イネーブルスイッチ操作時の3方向成分の合力を求め、これを「痛覚耐性値」と



Photo2 View of measurement of pain tolerance by using revised measuring system.  
新規の計測システムを用いた痛覚耐性値の測定の様子

定義した。ただし、反力X方向成分よりY方向成分とZ方向成分の合力が大きい場合は、接触プローブが正しく接触できなかつたと判断し、改めて再測定を行なうこととした。また、3方向成分の合力が3分力計の有効検知下限（5.0N）を超えた時点をも人体とプローブとの接触と定め、その時点からイネーブルスイッチ操作までのプローブ移動量を「許容最大変位量」と定義した。ただし、許容最大変位量はプローブが皮膚にめり込んだ量のみを示す値ではなく、背面の壁と測定部位間の変形も含んでいる。これは、プローブ押圧に対して人体が逃げることを制限して、人体が拘束された最悪の状況を想定しているためである。

被験者の測定部位は、Fig.3に示すa～mまでの13点を選定した。各々の詳細な測定部位はTable1で記述しているが、これらは人間とロボットとの協調作業中に接触する可能性の高いと予見されるか、又は、比較的痛みを感じ易い部位である。なお、測定部位aとgについては皮膚に直接、それ以外の部位については衣服の上からプローブを接触させた。また、接触プローブの速度は、a, gの場合には1.0 mm/sに、それ以外の場合には2.0 mm/sに各々設定した。プローブ速度2.0 mm/sの設定で、測定部位bにおける痛覚耐性値と許容最大変位量を測定した例をFig. 4に示す。

なお、被験者の痛みに関する主観的な判断は恐怖による修飾を受け易いため、被験者には接触プローブを注視せず、感覚的要因を廃して可能な限り均

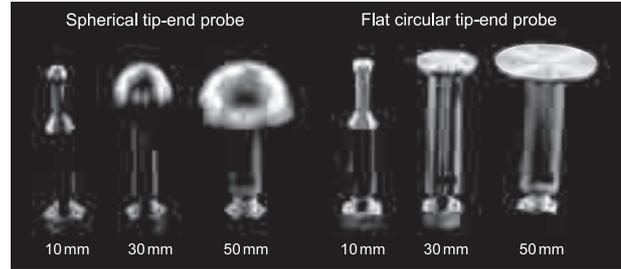


Photo3 Tested 6 tip-end shapes of contact probe.  
先端形状が6種類の接触プローブ

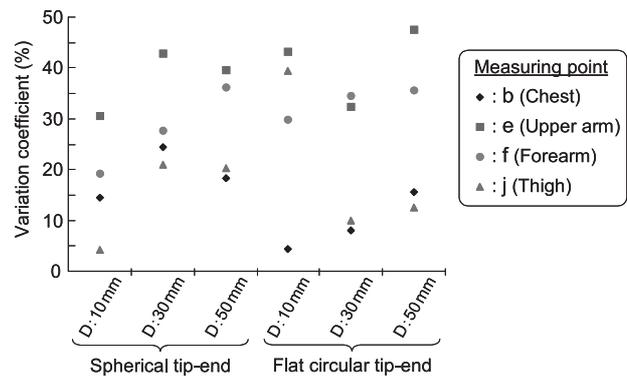


Fig. 5 Difference in variation in pain tolerance measured by different shaped probes.  
異なるプローブにより計測された痛覚耐性値のばらつき

一な判断を保つよう要請した。加えて、被験者には測定前に実験の趣旨を説明して、操作練習をした上で、筋を硬直させないようにリラックスすることを要請した。Photo2に測定の様子を示す。

### 3. 人体挟圧測定条件の検討と予備計測

#### 3.1 接触プローブ形状の選択

前述の通り、著者らの以前の測定では、接触プローブ先端の形状を直径10mmの平板としていたが、その根拠は、皮膚の粘弾性定数計測においてこの径の場合が最もばらつきが少ないという実験<sup>9)</sup>によるものであった。しかし、物理的測定値と痛覚耐性の各々のばらつきの関連は明確ではないため、改めて接触プローブの形状の違いが痛覚耐性値に及ぼす影響を検討した。

予備の実験として、Photo3に示すような先端が直径10, 30, 50mmの球と同径の平板の6種類の接触プローブを用いて、同じ測定部位における痛覚耐性値の被験者毎のばらつきが最小となるプローブ形状を

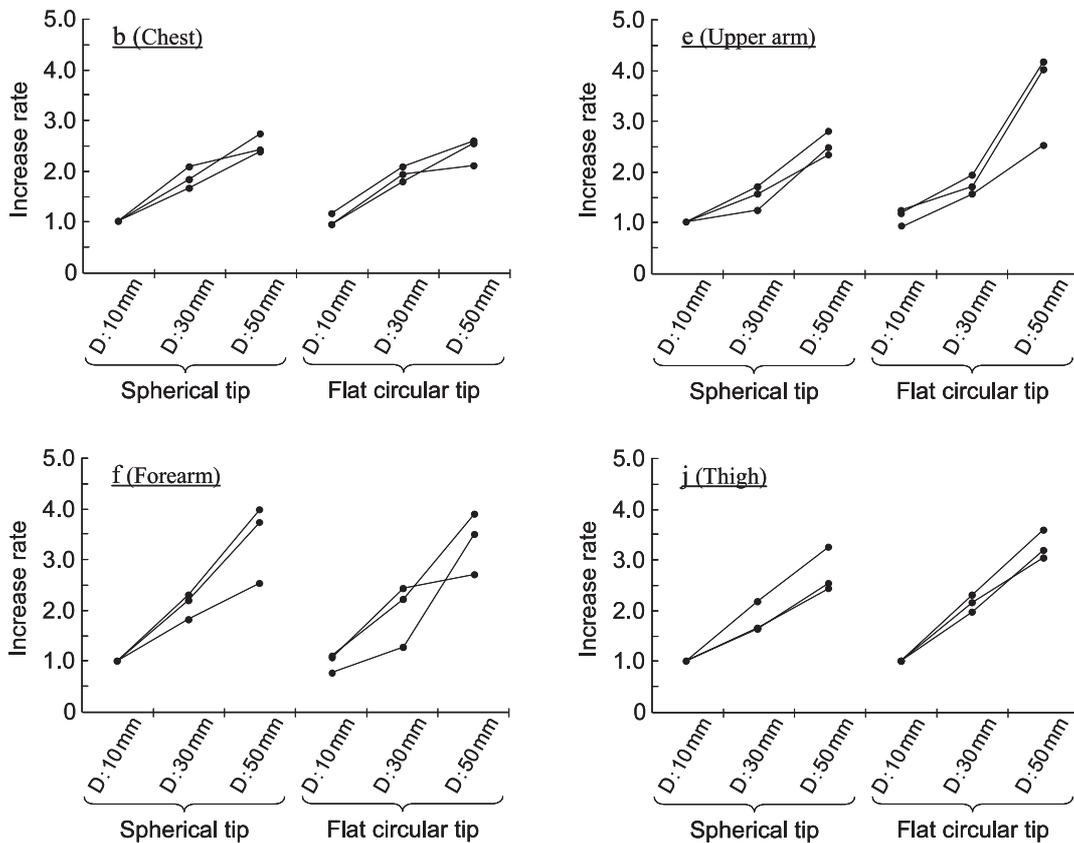


Fig. 6 Relations between pain tolerances and probe size.  
痛覚耐性値とプローブの大きさとの関係

調べた。3名の被験者に対して、なるべく平らな接触面を持つ測定部位b, e, f, jに、各プローブで機械的刺激を加えた際の痛覚耐性値のばらつきを変動係数として処理した結果をFig.5に示す。球、平板のどちらの形状とも、直径が小さくなるにつれ変動係数が小さくなっているが、これはプローブ径が大きいほどプローブ接触面が均一になりにくいと考えられる。また、全般的に、平板よりも球の場合のほうがより変動係数が小さくなる傾向が示されており、平板のエッジがばらつきを増大させる要因となることが示唆された。なお、直径10mm未満のプローブでは針状機械的刺激となる恐れがあるため、予備の実験には用いていない。

以上の結果から、本研究では、先端が直径10mmの球状の接触プローブを基準プローブとして採用した。

### 3.2 接触プローブ直径と痛覚耐性値との関係

痛覚耐性値は、接触プローブ直径あるいは皮膚と

の接触面積の関数として表現できる可能性がある。そこで、3名の被験者について、プローブ径と痛覚耐性値との関係を調べた。Fig.6は、異なる形状のプローブによる測定で得られた痛覚耐性値の増加率を、予備実験によって選定した直径10mmの球状接触プローブによる測定で得られた痛覚耐性値で正規化したものである。それによると、被験者毎の増加率はほぼ同じ傾向を示したが、測定部位により痛覚耐性値の増加率は異なり、また、必ずしもプローブ直径に比例するとは限らないことが分かった。そのため、痛覚耐性値とプローブの大きさの関係を帰納的に記述することには注意が必要である。

以降、本研究で扱う痛覚耐性値は、基準プローブによる測定で得られた値として表現する。

### 3.3 衣服による測定への影響

測定部位aとg以外の部位については、被験者の着衣の上から接触プローブを接触させるため、その着衣の違いが痛覚耐性値に及ぼす影響を調べた。そこ

で、3名の被験者に対して異なる以下の3パターンの衣服を着用させ、測定部位b, e, lについて測定を行った。

パターン1：下着の上に綿製長袖スウェットシャツとスウェットパンツを着用，上半身着衣厚さ0.55 mm，下半身着衣厚さ0.35 mm，

パターン2：パターン1に加えてナイロン製ジャージウェアを着用，上半身着衣厚さ1.45 mm，下半身着衣厚さ1.25 mm，

パターン3：パターン2に加えてタオル生地を2枚重ね，上半身着衣厚さ2.85 mm，下半身着衣厚さ2.65 mm。

測定の結果，Fig.7に示すように，全ての測定点で着衣厚さが増すほど痛覚耐性値が増大する傾向が得られた。これより，着衣の厚さが測定部位で力をより緩和する効果をもたらすことが分かるが，厚い衣類に対する被験者の先入観の影響も理由として考慮される。

本研究では，このような影響を排除し，なおかつ，実際の作業者の着衣状態を模擬するため，パターン1の着衣に統一して測定した。

### 3.4 測定回数の妥当性の検証

既往の研究では，短時間での繰り返し刺激は痛覚を増大させることが指摘されている<sup>10)</sup>。また，刺激印加後の感覚の一時的な麻痺，あるいは順応の影響も測定結果を変動させる要因として考えられる。そのため，本研究では，1点の測定部位に対する測定は1度のみ実施し，その値を被験者個人の痛覚の判断を代表する値として採用した。

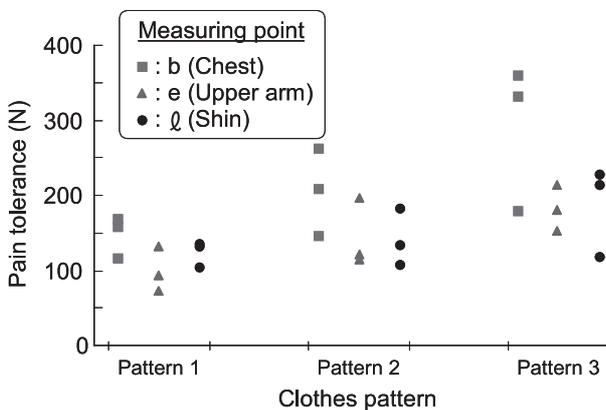


Fig. 7 Variation in pain tolerance caused by difference in clothes.  
着衣パターンの違いによる痛覚耐性値の変化

この測定方針の妥当性を検証するため，2名の被験者に対し，初回の測定から2週間後に再測定を行った。Fig.8は，初回に測定した痛覚耐性値に対して，2回目に測定した痛覚耐性値の偏差を示しているが，22%以下の差に留まっており，部位によってはほぼ同一の値が得られる場合もあった。測定部位と測定環境の忠実な再現が容易でなく，被験者の体調変化も考慮すると，1度の測定回数で得た痛覚耐性値を被験者の代表値として採用することは妥当と判断した。

## 4. 痛覚耐性値の測定結果と検討

### 4.1 痛覚耐性値の測定

予備計測の結果に基づき，直径10mmの球状基準接触プローブを用いて，パターン1の着衣をした9名の健康な男性（23歳から44歳）を被験者として，Table1の13点の各測定部位についてFig.4と同様の測定を1回行った。

Fig.9は，9名の被験者に対して得られた痛覚耐性値を示しており，さらに，各測定部位における平均値を実線で，各部位の痛覚耐性値の分布に正規分布を仮定して各部位の5パーセンタイル値を計算した結果を破線で示している。痛覚耐性値が最も小さかった測定部位はe（上腕）で平均値112N，5パーセンタイル値57.7 Nを示した。一方，最も大きな痛覚耐性値を示したのはh（背）で，平均値294N，5パーセンタイル値215Nであった。なお，測定部位eで最小値を示した被験者が5名おり，2名が測定部位c（腹）で最小値を示した。また，最大値を示した測定部位がhである被験者が5名おり，2名が測定部位i（臀部）

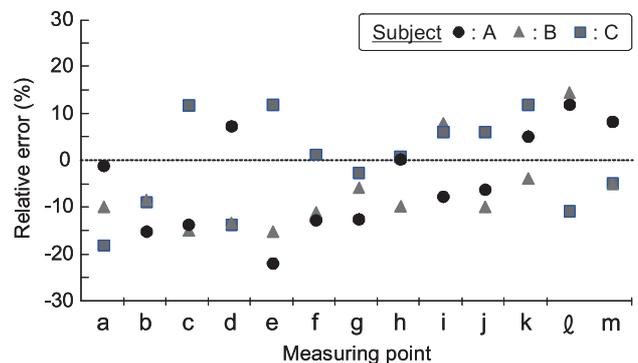


Fig. 8 Difference between first and second pain tolerances.  
痛覚耐性値の初回測定分と第2回目測定分との偏差

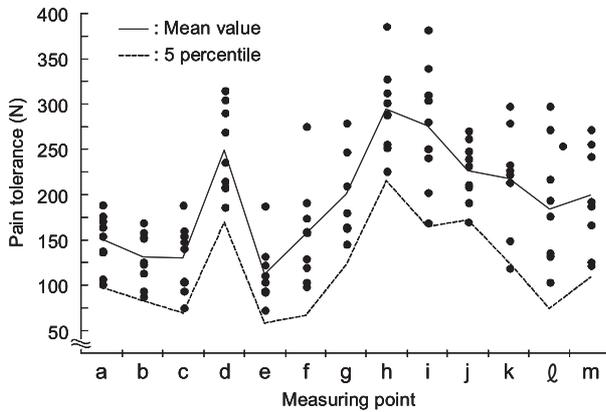


Fig. 9 Pain tolerances measured at 13 measuring points.  
13測定部位における痛覚耐性値の測定結果

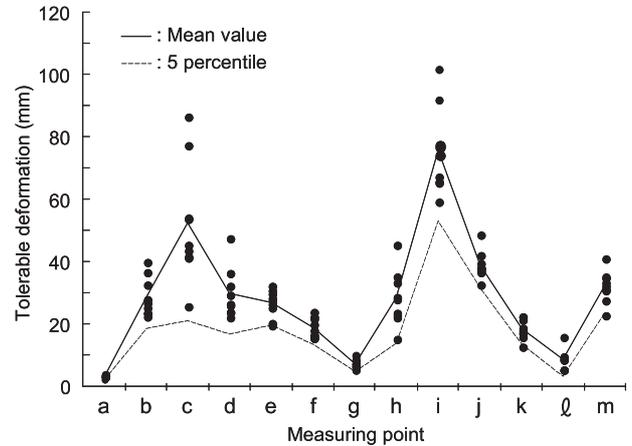


Fig. 10 Tolerable deformations measured at 13 measuring points.  
13測定部位における許容最大変位量の測定結果

で最大値を示した。

被験者毎に痛覚耐性値の傾向を見ると、総じて人体前面よりも背面で大きな耐性値を示しており、この傾向は全ての被験者に見られた。また、痛覚耐性値は着衣の厚さに影響を受けたため、測定部位の骨を除く皮下組織の厚さが影響するかを検証したが、測定部位a(額)やb(胸)に対するcの関係に見られるように、測定部位の外観上の柔らかさと痛覚耐性値とは明確な関連は見られなかった。

#### 4.2 許容最大変位量の測定

痛覚耐性値と同様に各測定部位における許容最大変位量を求めて、Fig.10に示すような結果を得た。各測定部位における許容最大変位量の平均値を実線で、5パーセンタイル値を破線で示しているが、許容最大変位量が最も小さかった測定部位aでは、平均値3.1mm、5パーセンタイル値2.1mmを示した。一方、最も大きな許容最大変位量を示した測定部位はiで、平均値75.6mm、5パーセンタイル値53.0mmであった。

なお、全ての被験者が測定部位aで最小値を示し、また、8名の被験者が測定部位iで最大値を示し、それ以外の部位の大小順位も概ね一致した。成人男性という被験者グループ内での個人の体格差を比較していたが、個々の部位の許容最大変位量の傾向は体格差にはほとんど依存しないことが分かった。

#### 4.3 人間協調型ロボットの設計指標としての検討

本質的安全設計を実施するためには、危険なアクチュエータが出力する力と制動特性を規定する必要がある<sup>11)</sup>。そこで、今回測定した痛覚耐性値と許容

最大変位量が、各々アクチュエータの力特性と制動特性を同定するための設計指標として有効かを検討する。

痛覚耐性値と許容最大変位量のばらつきを検証するため、各測定部位において測定された被験者9名分の痛覚耐性値と許容最大変位量の各々の変動係数をFig.11に示す。測定部位c、f(前腕)、h、l(脛)以外の部位については、変動係数は10~30%に収まっており、痛みの限界個人の主観的感覚であることを考慮すれば、痛覚耐性値と許容最大変位量は個人差が少ない有効な安全設計の目安になると考えられる。

今回の測定では、Fig.9で示した痛覚耐性値の最小値(最悪値)57.7Nが上記アクチュエータの機械的力出力の境界に該当する。この値は、産業機械で利用される保護機能なしの動力ガードの上限操作力75N<sup>3)</sup>に近いものであり、傷害に至る前の痛みを判断基準としていることから、安全上妥当な結果と判断される。ただし、この値はあくまでも成人男性という制限された被験者グループで得られたものであり、さらに、接触プローブや着衣を限定した条件で挟圧状態を想定していることに注意が必要である。

なお、予備計測と得られた痛覚耐性値の結果から、接触プローブの接触面積の大きさや接触部位の制限(例えば、背面限定)を根拠にして、人間協調型ロボットのアクチュエータの力出力の大きさを引き上げることは可能である。ただし、前述したように、本研究で得られた重要な知見として、柔らかい部位(すなわち、骨までの皮下組織厚が厚い部位)では

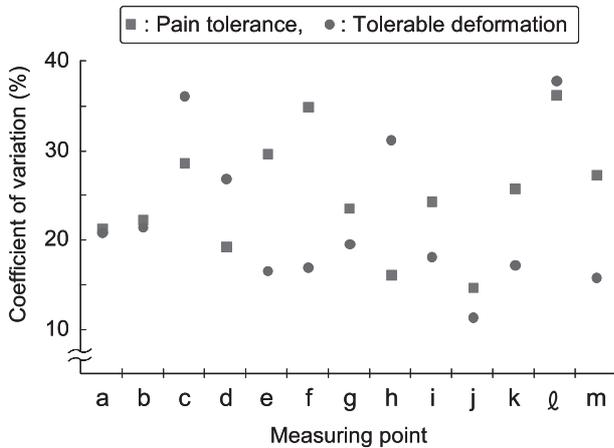


Fig. 11 Coefficients of variation of data obtained at each measuring point.  
各測定部位における痛覚耐性値と許容最大変位量の各々の変動係数

大きな変形が許容されるが、最大許容変位量と痛覚耐性値との間には相関関係が見られないため、痛覚耐性値の緩和には慎重でなければならない。

## 5. おわりに

本研究では、人間協調型ロボットの安全設計指標として人体の痛覚耐性限界を利用するため、これを定量的に得るための人体挟圧測定システムを開発し、同システムを用いて痛覚耐性値及び許容最大変位量を測定した。そして、得られた値が比較的ばらつきが少なく、限定された条件ながらロボットのための安全性評価指標として採用できることが結論された。

今後、測定条件を拡張するため、女性、子供、高齢者等の被験者グループへの痛覚耐性値の測定あるいは類推や、機械的刺激の与え方（せん断、衝撃）について検討を進め、より実効的で普遍的な痛覚耐性値の取得を考えたい。

## 参考文献

- 1) 2005年日本国際博覧会協会, 愛・地球博「ロボットプロジェクトーWe live in the Robot Age/僕らロボット世代ー」について, ロボット, No.161 (2004) pp.56-61
- 2) J. H. McElhaney, V. L. Roberts and J. F. Hiyard, Handbook of Human Tolerance, Ibaragi: Japan Automobile Research Institute Inc. (1976)
- 3) International Organization for Standardization (ISO), Safety of machinery - Guards - General requirements for the design and construction of fixed and movable guards, ISO 14120, Geneva: ISO (2002) p.11
- 4) Accredited Standards Committee T15, Draft standard for trial use - Personal safety requirements for intelligent assist devices -, BSR/T15.1, Michigan: Robotic Industries Association (2002) p.4
- 5) 池田, 杉本, 人間特性を考慮したロボット設計のための人体痛覚耐性値の評価, 産業安全研究所研究報告, NIIS-RR-97 (1998) pp.9-15
- 6) 山田, 吹田, 池田, 他, ヒト・ロボット共存のための人間工学実験に基づく痛覚レベルの人体耐性値の解明, 日本機械学会論文集 (C編), Vol.63, No.612 (1997) pp.2814-2819
- 7) T. Saito and H. Ikeda, Measuring system and analytical method of pain tolerance to mechanical stimulus for safe design of human-collaborative robot, Proc. of 4th International Conference Safety of Industrial Automated Systems, Poster Section (2005)
- 8) 和泉電気, 安全コンセプトブック(2002) pp.64-69
- 9) 入江, 岡, 山本, 生体機械インピーダンスの測定値の意味と硬さの指標, 電子情報通信学会誌, J75-D-II-5 (1992) pp.947-955
- 10) D. Mewes and F. Mauser, Safeguarding crushing points by limitation of forces, International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, vol. 9, No.2 (2003) pp.177-191
- 11) H. Ikeda and T. Saito, Proposal of pain tolerance index for the safe design of human-collaborative robots, Proc. of 4th International Conference Safety of Industrial Automated Systems, Section 1 (2005)  
(平成17年11月15日受理)