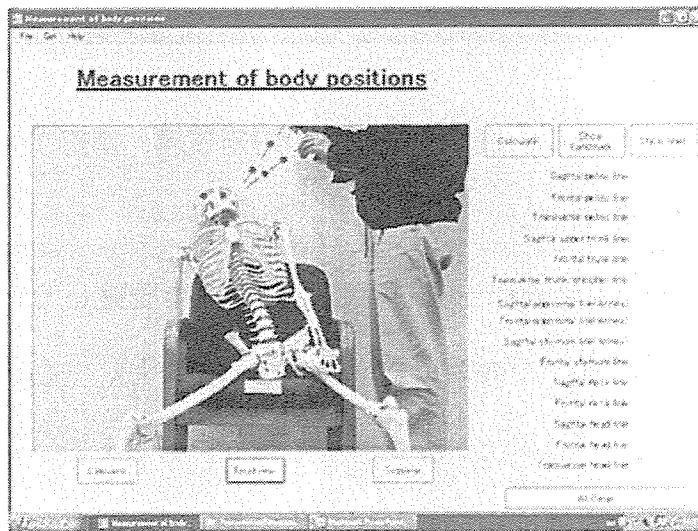


Digitizing



これにより、姿勢計測が一段と現実的になってきた。

3. 高齢者施設PTOTと座位能力や褥瘡リスク等に合わせた車いす選択に関するケーススタディの実施

車いすの変更により、褥瘡が変化したケース

1) はじめに

標準型車いすを使用し褥瘡が発生した症例に対し、褥瘡の改善、より良い座位環境の獲得のために車いす、車いす用クッションを変更し治癒した。その経過を創部、姿勢、そして接触圧測定により記録することが出来たので、シーティングの有効性について検討を行なったため、報告する。

2) 症例紹介

介護老人保健施設に入所している90歳の女性、疾患は認知症である。体重48.6kg、身長145cm、ADL全介助、要介護度4、連続車いす乗車時間：2時間、1日総計車

いす乗車時間：9時間、Braden Scale 11点、簡易座位能力分類：2、Hoffer座位能力分類2である。

なお、この発表については、御家族の同意を得ている。

3) 経過

・平成17年8月5日～9月13日、標準型車いす、円座使用、創部1×2cm、処置ユーパスタ・ガーゼ・ビニールテープ

褥瘡はNPUAP分類3度で尾骨部に出来、看護での対応で苦慮していた。ベッド上では、除圧マットを使用し、2時間ごとの体位交換を行っていた。また、側臥位をとることが多かった。このため、ベッド上が発生原因ではないと考えた。車いす上で仙骨座りで2時間過ごし、また座布団を敷いていたので、車いす上で座位姿勢が原因となって褥瘡が出来たものと考えた。

・平成17年9月13日～9月15日、標準型車いす、市販5cmウレタンクッション使用、創部1, 3×3cm、処置ユーパスタ・ガーゼ・サージカルテープ

当初、車いすクッションとして市販されている5cm厚さフォームクッションを使用したが、十分な効果は得られなかった。

・平成17年9月15日～10月17日、標準型車いす、10cm空気入りクッション使用、創部1×3cm→0.5×2cm、処置アズノール・ガーゼ・サージカルテープ、10月3日よりワセリン・ガーゼ

次に、10cm空気クッションを選択した。時間はかかったが治癒傾向に向かった。しかし、完全に直りきらない状況が続いた。そこで、座位姿勢のアプローチを行なった。

・平成17年10月17日～10月24日、モジュラ型車いす、10cm空気入りクッション使用、創部治癒

マット評価により、この仙骨座りは、ハムストリングスの短縮および股関節屈曲制限があり、標準型車いすでは対応できないため骨盤が後傾し、尾骨部に褥瘡が発生し

ていたと考えた。ハムストリングスおよび股関節の対応により尾骨部を浮かし、坐骨部での座位を目指すことが可能と判断した。

よって、骨盤の前傾を目的に、車いすのフットサポートがより内側に入り、背角度は軽度後方に倒れるように調整した。その結果、尾骨部への負担は減少した。

4) 結果

- ・ 標準型車いすと円座または市販 5cmウレタンクッションの使用では、褥瘡治癒に影響しなかった。
- ・ 標準型車いすと 10cm空気入りクッションの使用では、褥瘡治癒に影響したが、時間がかかった。
- ・ モジュラ型車いすと 10cm空気入りクッションの使用では、褥瘡治癒に影響し、その効果は早かった。

褥瘡以外に変化した点として、介護職員より、表情が明るくなった、食事摂取量が増加した、発語が増えた、などが報告された。薬剤の影響は否定できない。

5) 考察

今回の取り組みから、車いす上での座位時間が2時間となっても、モジュラ型車いすと10cm空気入りクッションを使用し、座位環境を整え創部の除圧を行なうと、褥瘡が治癒する事が分かった。

米国褥瘡諮問委員会では、褥瘡を予防するために、車いす上で動くことが困難な高齢者は1時間で座位姿勢を変換するように推奨している。外界からの刺激を取り入れ通常と変わらぬ生活を続けていく事が認知症進行の予防となることを考えると、高齢者の最適な座位時間については、今後の検討課題である。

6) まとめ

この症例への取り組みを通して、職場内での褥瘡に対する認識が高まり、新規入所者や、高リスク者への対応が早くなった。また、介護・看護職員とリハビリテーション職員との情報交換も多くなった。今後も、褥瘡の発生を減らし、高齢者にとって、

より良い生活環境を整えていきたいと考える。

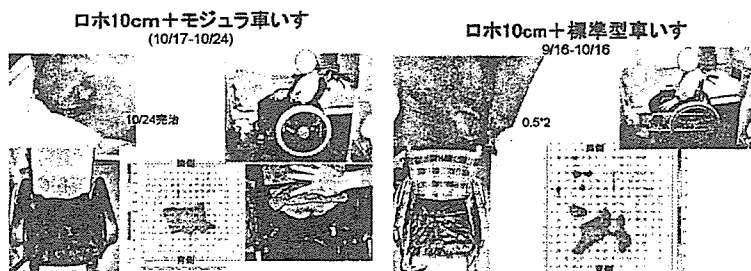
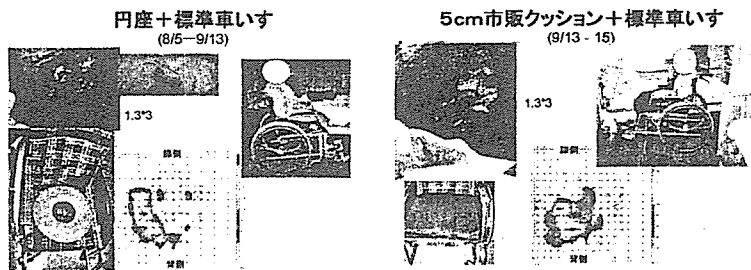
7) 参考文献

① 米国褥瘡諮問委員会 (NPUAP)

:<http://www.npuap.org/PDF/preventionpoints.pdf>, 1993

② 日本褥瘡学会：褥瘡局所治療ガイドライン、2005

③ 厚生省老人保健福祉局老人保健課・褥瘡の予防・治療ガイドライン、1999



4. ガイドラインの作成

機器と無関係な、身体機能に依存する褥瘡発生因子を考えた場合、感覚、除圧能力、温度湿度、栄養、活動度、座位時間、そして皮膚観察などが上げられる。これらを基にしたいくつかのリスクスケールを紹介するが、統計的に裏付けられたものはない。よって、ブレーデンスケールをまず、確認することを薦める。看護との協調を進める上でもこのスケールは対応がしやすくなるであろう。ただし、ブレーデンスケールは高齢者の臥位を対象にしていることを注意する必要がある。その上で、車いすクッションを選択する上でのスケールを紹介する。

1) 米国健康産業製造者協会 1)

米国の健康産業製造協会HIMAでは米国での健康保険プログラムMEDICAREでの適切な座位保持装置の供給を目的に、身体状況に合わせた座位保持装置の選択手法を開発した。その中で、皮膚への評価を行っている。

医学的基準の評価項目として、下記の11項目がある。また、項目にはそれを具体的に説明する下位項目があるものもある。製品側の性能機能を基に、7段階に製品を分類し、1から3までが褥瘡のリスクが少ない方で姿勢保持性能や変形対応機能が求められたクッションで、4-7までがクッション厚さ、軟部組織への減圧能力機能と姿勢保持性能や変形対応機能が求められたクッションである。身体側の評価項目のいくつかに適合した場合、それに合わせて製品側の段階が決定される。例えば、GとB、C、Dのひとつ以上なら、グループ7に属する製品が選択できる。これらの褥瘡の評価項目が座位時間、姿勢、除圧、ブレーデンスケール、皮膚状況などがあげられ、興味深い。

2) リハブ・セントラルによる評価2)

この評価はインターネット上で見ることができ、姿勢保持全般にわたった評価項目や製品を見ることができる。その中で褥瘡のリスクの項目は感覚：正常・低下・脱失
皮膚統合性：正常・発赤・創あり・瘢痕・褥瘡の履歴・長時間での座位でのリスク
除圧能力：自立・一部介助・全介助などがある。

3) 感覚と除圧能力からみた分類

車いすを主として使用している方を対象に痛覚や触覚の有無と車いす上での有効な除圧動作能力の有無で障害を4つに分類し、対応策を示した。これは褥瘡のリスク3)を変更して作成した。

分類1は感覚が正常で除圧も可能である方である。例えば、車いす走行がかなり自立し、また車いすからのトランスファも自立している高齢者であるが、歩行が困難であるから臀筋が萎縮していると考えられ、座り心地を意識したクッションを選択する。

分類2は感覚が正常だが除圧ができない方である。例えば、筋力に障害を持つ筋ジストロフィ症などで、減圧能力のあるクッション、つまり褥瘡防止機能を持ったクッシ

ョンが必要となる。

分類3は感覚に障害があるが、除圧能力がある方である。例えば、上肢機能が維持されている胸腰髄損傷者の方である。クッションとして減圧能力が必要である。

分類4は感覚の障害と同時に、自分での除圧能力がない方である。例えば、頸髄損傷者や重度な高齢者を指す。よって、減圧能力を持つクッションと同時に、いすの角度を変えて接触面を変更できるティルト機能が必要である。

4) まとめ

高齢者の座位での褥瘡を起こしやすい方を見つけ出すための要因として、環境や道具に左右されない身体要因を考え、その後環境や身体要因を決定していく手法がよいであろう。しかし、現実には座位時間は決められ、そして身体拘束は行われている現状でそれらを加味した上でのクッションの選択を考える必要がある。そこで、まずNPUAPでの座位時間60分を基本とし4)座位時間を60分で分けた。逆に、60分以下でも5cm程度のクッションは必要である。

次に、ブレーデンスケール³⁾の可動性、摩擦とずれ、感覚障害の項目を入れた。それぞれに身体動作能力や感覚の有無が問われる。皮膚組織では現在の皮膚状態および過去の皮膚状態を評価する項目を入れた。また、脊柱変形は前額面での骨盤脊柱の変形を入れ、これは臀部下に圧力の偏りが起こる可能性があることでこの項目をいれた。最後に、身体拘束禁止となっても現実には身体拘束を行っているところもあり、本項目を入れた。

よって、上記が1項目での1に記しが付いていれば、褥瘡予防を意図したクッションの選択をすべきであり、その選択手法での皮膚評価手法を説明した⁶⁾。

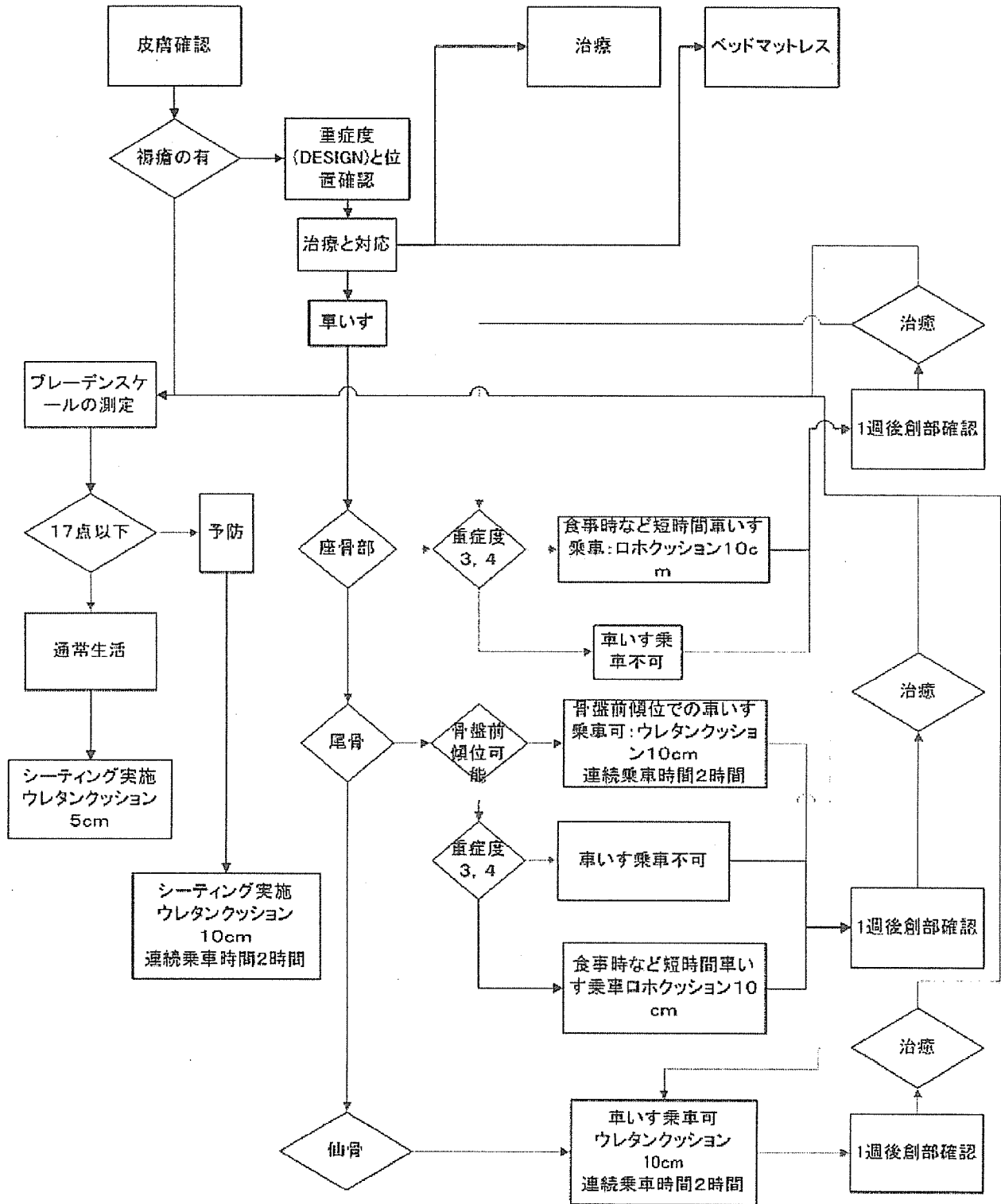
参考文献

1)Health Industry Manufactures Association: Seating & Positioning Coding and Coverage Proposal, July 28, 1997

2)RehabCentralcom: <http://rehabcentral.com/>

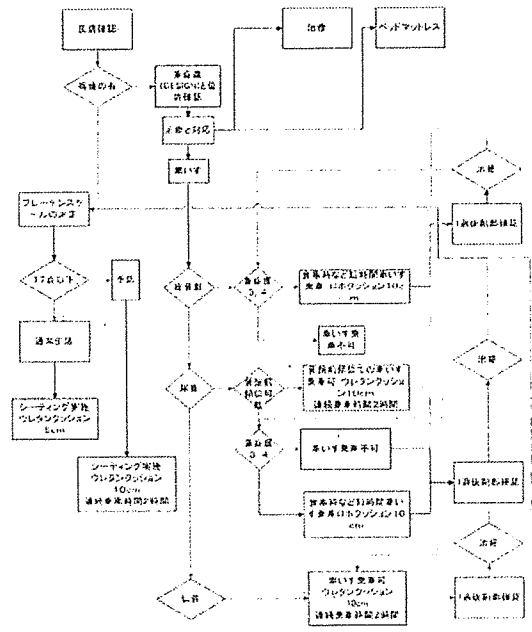
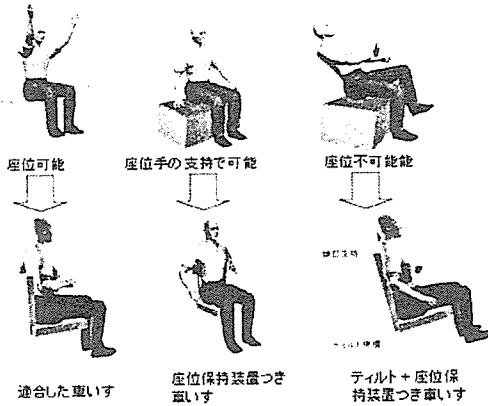
- 3) 廣瀬秀行：姿勢の評価、理学療法・作業療法士研修会（第2回）資料、2000, 19-25
- 4) <http://hstat.nlm.nih.gov/hq/Hquest/db/local.ahcpr.clin.ulcc/screen/Browse/xid/221/s/47479/cmd/PD/action/GetText>: Pressure Ulcers in Adults: Prediction and Prevention, Clinical Practice Guideline Number 3, AHCPH Pub. No. 92-0047: May 1992
- 5) 真田弘美、金川克子、稲垣美智子、今江淳子、西村真実子、平松知子、由雄恵子、小藤幹恵、天津栄子、川島和代、前川弘美、大岡美智子：日本語版Braden Scale の信頼性と妥当性の検討, 金大医短紀要, 15, 1991, p. 101-105
- 6) 東京都板橋区：介護施設における身体拘束禁止及び労働環境改善のための福祉用具活用方策検討事業（報告書）、東京都板橋区おとしより保健福祉センター、39-40、2002

5) 原案



高齢者車いす選択ガイドライン(一版) の開発

車いすを使用する高齢者の座位生活を改善し、褥瘡や脊柱変形を防止することを目的に車いす・座位保持装置選択のためのガイドラインを開発する。そのために、褥瘡予防(右図)と座位能力(下図)、そして姿勢評価を考慮し、臨床現場で確認する。



C. 結論

結果 1 から、

より完全な解析手法が開発された。これを他のデータ解析を行い、ここのリスク度を求めていく。同時に、各患者での基本的属性、ADL能力、座位時間データがあるので、それらと比較することで、日常生活からの褥瘡発生リスクを求めることを次年度行う。

結果 2 から、

姿勢計測が容易となったが、PSIS獲得の問題点もある。それらを探し出す手法の開発を行うと同時に、姿勢と接触圧との関係についても検討を開始する。

結果 3 から、

尾骨部褥瘡はシーティングで治癒を促進させる可能性が出てきた。次年度は創部評価者としてWOC看護師、薬剤他全体の影響を医師に判断していただく実験体制を作り、その影響を測定する。

結果 4 から、

今までの資料からガイドラインを作成したが、上記結果を基づいて、各セクションで仮説を立てながらチェックをしていきたい。

これらに加えて、

特に結果 1 から除圧が重要であることがわかった。そこで、次年度は除圧体操の開発を行い、その有効性を検討する。

D. 資料

1. 褥瘡リスクを把握するための長時間接触圧測定法の開発

国立身体障害者リハセンター研究所 廣瀬秀行

至誠キートスホーム

小林真琴、大村洋永

1) 目的

車いすを必要とする高齢者はその座位時間の延長し、同時に十分な車いす乗車への対応もな
いまま過ごされているので、褥瘡発生の可能性がある。

本研究は個々の車いす上で高齢者の接触圧がどの程度、そして時間かかっているの
かを調べることで、褥瘡リスクを判断し、最終的に適切なクッションの選択、そして
除圧動作の指導を含めたガイドライン作りが目的である。今回は測定手法の開発を目
指した。

2) 実験方法

2-1) 実験手順

接触圧測定を行う際、通常接触圧センサ

シート（センサシート）をクッショ
ンもしくはスリングシート上に敷き
クッションと臀部との圧力を測定す
る。しかし、本実験ではセンサシー
トによる褥瘡のリスクやすべりへの
座位の影響を考慮し、車いすのスリ
ングシートとクッションとの間にセ
ンサシートを敷き、圧力測定を行う手法をとった。

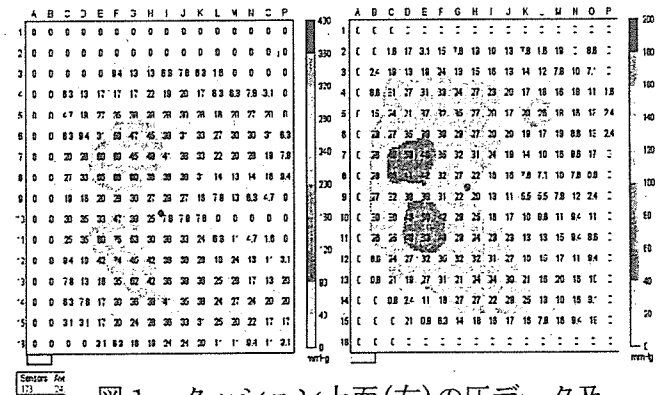


図1 クッション上面(右)の圧データ及
び
クッション下面(左)の圧データ

本測定の前にクッション上部とクッション下部に2枚のセンサシートを敷き、日常動作
で起こりうる動作を被験者に実際に負荷していただき、上下センサシートの荷重

値の関係を推測する手法をとった。なお、褥瘡発生のリスクを考慮し、15分以内とした。

本測定は移動能力の高い被験者もいることから計測のサンプリング周波数を1Hzとし、2時間の計測を行った。また、計測中随時被験者の動作と姿勢を観察によって記録した。

測定器には接触圧測定装置（Force Sensitive Applications、Vista Medical社製）を用いた。

2-2) 対象者

対象者は79歳の女性で、痴呆はなく施設内で車いすを使用して日常生活を送られている方である。

車いすは標準型車いすで手足を使用して自走している。座クッションとして、座布団とウレタンクッション3cm厚さを使用していた。

尚、本実験に関して、国リハ倫理委員会の承認およびご本人への説明および文書によ

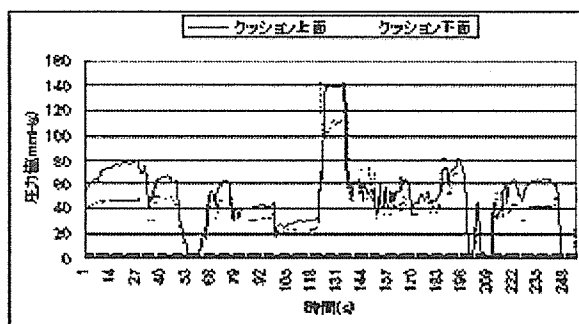


図2 右坐骨部圧力変動

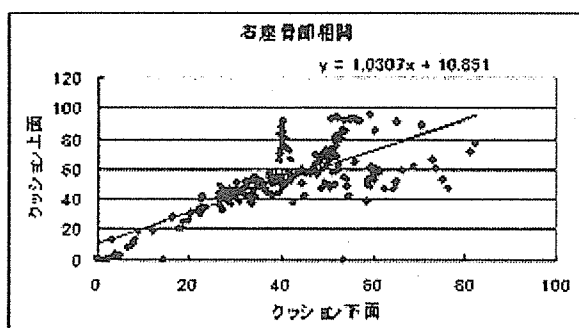


図3 右坐骨部での上下相

る承諾を得た上でを行っている。

3) 結果

3-1) データ推定方法

図1は計測前に行ったクッション上下面の圧力データの結果である。ここで、圧力が最も高い両坐骨部のセンサ4つを平均し、それを坐骨部の圧力とした。右坐骨部の上下センサシートでの時間的変化を図2に示し、図3に上下接触圧の相関関係を示した。図1では左右の坐骨部や大腿部のパターンが類似し、図2では最大値では劣るものの、

時間的遅れは高齢者の日常生活動作から影響ないと考える。図3では左坐骨部の相関係数は0.889、右坐骨部の相関係数は0.800であった。よって、このデータを基に2時間計測で得られたクッション下面の圧力を推定することが出来る。

3-2 2時間計測結果

下記に、2時間の右座骨部の時間と接触圧力値を示す。同時に、観察として、動作、姿勢、作業内容を記した。なお、褥瘡発生の基準といわれる38mmHgと比較しても、接触圧力は下回っていた。

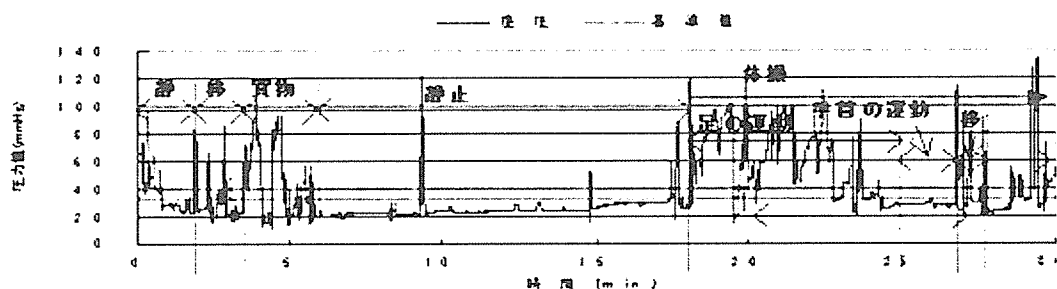


図4 2時間計測結果

なお、

皮膚の観察を測定前後で行ったが、皮膚発赤等の異常は見受けられなかった。

3.3) 褥瘡リスク

そこで、最大接触圧とそれが継続している時間での褥瘡発生リスクを検討するため、Reswick & Rogersのグラフを再現し、その中に代入することを

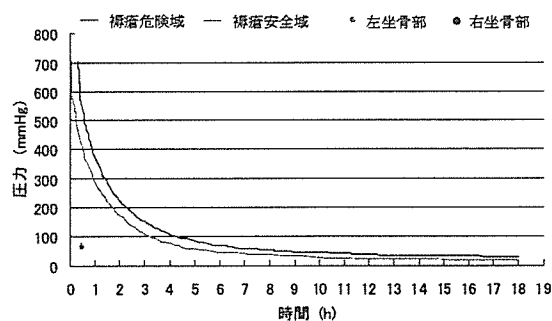


図5 褥瘡リスク

試みた。

グラフの内側に近いため、褥瘡のリスクは少ないといえる。また、発赤等もないことから、上記判断は有効であろう。

4) まとめ

一症例について、測定手法とその処理手法、そしてそこから得られたデータから褥瘡リスクへの判断を説明した。

本手法はクッション底部が固いものでは本推定が困難である。しかし、現在の高齢者は座布団程度の使用という劣悪環境であり、今後もこの計測手法をとり、データ収集を行う。また、フォームウレタン系クッションの導入での比較、重度者への測定などへも対象者を広げていきたい。

5) 文献

Reswick JB et : In Bed Sores Biomechanics, 301-310. University Park Press, 197

6

2004年リハ工学カンファレンスにて発表原稿

2. Measurements of body positions and postural support devices according to ISO16840-1

(International Seating Symposium, 2007/3/9 in Orlando, USA にて発表された抄録)

Hideyuki Hirose (PT, Eng) 1), Barbara Crane, PT, PhD) 2), Taro Kemmoku (PO) 3), Kiyomi Kiyomiya (PT) 4) , Yoshio Inoue (PT) 4) , Tomoyuki Morita (PT) 5), Kiyotaka Suzuki (Eng) 6), Hiroshi Koga (PT) 7)

1) National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities 2) University of Hartford 3) Toua Gishi Kogyo Co., Ltd 4) Saitama Rehabilitation Center 5) Kanagawa Rehabilitation Hospital 6) Kawamuragishi Co., LTD 7) Geriatric Health Services Facility Senzoku

1. Introduction

In the field of wheelchair seating, there has been tremendous variation in the use of terminology and definitions related to the clinical measures of a seated individual. Standard definitions and terms have been lacking for communicating critical postural information and support surface parameters in a way that is uniformly useful to service providers, technicians, researchers, manufacturers, wheelchair users and purchasers when selecting and providing wheelchair seating devices. To address this and other needs, work began in 1998 at an international level within the structure of the International Standards Organization (ISO) on the development of wheelchair seating standards. The purpose of *16840 Part 1: Vocabulary, reference axis convention and measures for body segments, posture and postural support surfaces* is to specify standardized geometric terms and definitions for describing and quantifying a person's anthropometric measures and seated posture, as well as the spatial orientation and dimensions of a person's seating support surfaces. The plan throughout the development of this document was to provide a standard that would be useful not only for scientific research, but also for clinical practice in all areas of the service delivery process. Work has already begun on developing the tools necessary for clinicians to be able to utilize the measures in the Part 1 standard. This work will continue with refinement based on feedback from audiences such as this one. Successful implementation should allow clinicians to improve their clinical practice in the area of wheelchair seating.

2. Concepts in ISO16840-1

The following concepts are elements of the integrated measurement system that, when used together with the proposed terminology, permit the objective descr

description and recording of both the person's seated posture and the dimensions of their postural support system.

1. Global Coordinate System: In order to take a measure of any kind that will have consistency across facilities and over time, agreement must first be reached on what recognized coordinate system, from the many possible, will be used as the standard. After much debate, the following coordinate system was chosen. The direction of the positive X, Y, and Z axes, relative to the seated person and as viewed by the observer, is defined in Figure 1 below. This has been termed the Global Coordinate System because it remains fixed in orientation and thereby serves as the constant reference to which all linear measures can be made – for the person, their support surfaces, and their wheelchair (only the person is shown in Figure 1). Figure 1 also shows the three-dimensional location of the origin (0,0,0_p) of the coordinate system for the person.

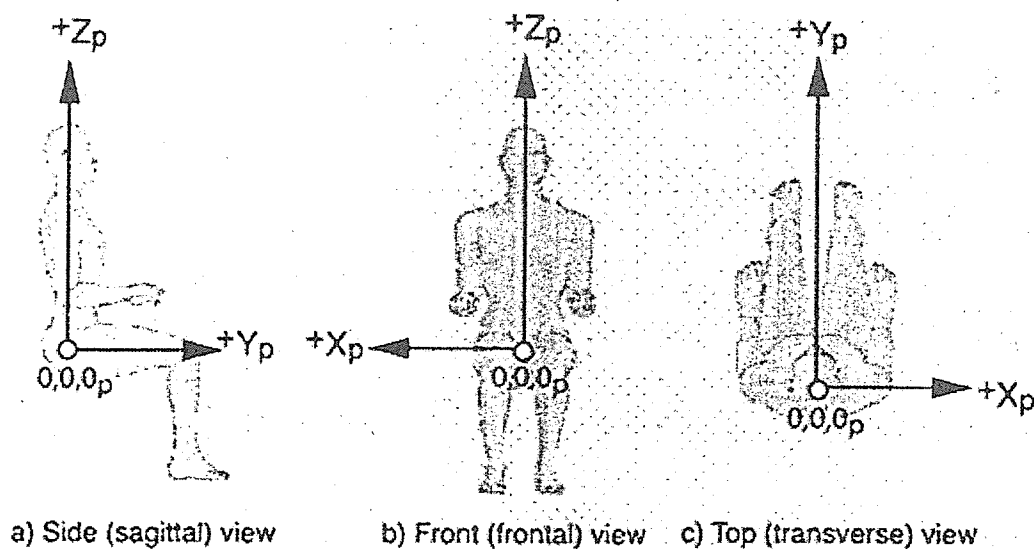


Figure 1-Definition of Global Coordinate System

As seen in figure 1, there are three views in which measures are considered - sagittal (side), frontal (front) and transverse (top), thereby allo

wing an approximate 3-D representation of posture. This simplification reduces all three-dimensional measures to two measures, which is consistent with current clinical practice. Note that values for linear location measures can be positive or negative depending on the direction they extend from the 0,0,0_p center. Separately and/or collectively this coordinate system allows for measurement in the three traditional orthogonal planes of locations, angles and linear dimensions of a seated person's body and their seating support surfaces.

2. Integrated Measurement System - There are really three coordinate axis systems-- one for the person (termed, seated anatomical axis system (SAA S)), one for their postural support devices (termed, support surface axis system (SSAS), and one for the wheelchair (termed, wheelchair reference system (WRS). Though described separately, each has been designed to allow for integration with the other two systems. This integrated measurement can then provide a description of the seated posture of the person, the dimensions and placement of their postural support system and the set-up of the wheelchair.

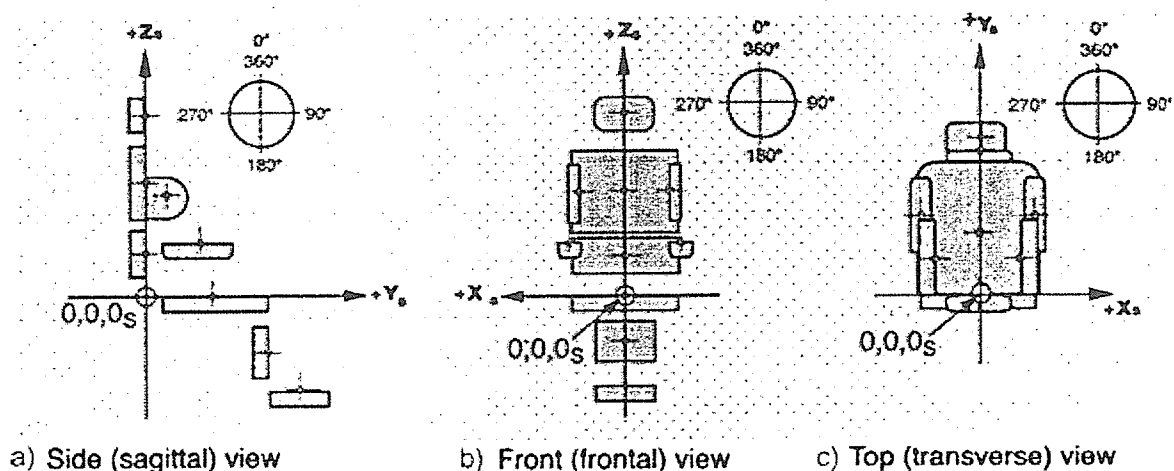


Figure 2 - Support Surface Axis System

3. The Compass Rose- In order to describe and measure angular positions of

body segments and their support surface components, a zero reference must be established. After much international debate, it was agreed that a 360 degree measurement system, termed *the compass rose*, seemed to offer the most advantages. As can be seen in Figure 3, this method defines the zero reference position as aligned with the +Z axis and measures degrees continuously to 360 degrees in a clockwise direction. Therefore, angular measures are always positive and can range from 0 degrees to 360 degrees. This method is used for all angular measurements in all positions.

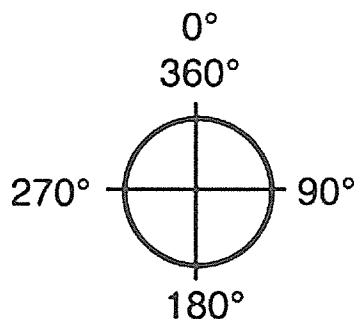


Figure 3: Definition of the angular measurement system

4. Absolute vs. Relative Angular Measures:

The recording of angular measures of body segments in all three planes gives us an objective method for describing and documenting seated posture.

This standard defines two types of angular measures, absolute and relative, because it is clinically important to be able to define the orientation of body segments both with respect to other body segments (as this reflects joint position), and with respect to a fixed outside reference (as this reflects orientation in space). *Absolute angles* define the orientation of a single body segment or support surface relative to the vertical, and *relative angles* define the angle between two adjacent body segments

or support surfaces. Terms for absolute angles are defined in all three views (sagittal, frontal and transverse), while terms for relative angles are defined in the sagittal view only for simplicity.

5. Body Segments, Anatomical Landmarks and Segment Lines:

In order to define absolute and relative angles of the body, it was first necessary to identify the specific body segments of interest, and then be able to specify their orientation. In order to accomplish this, body surface landmarks and lines joining these landmarks (termed *segment lines*) were defined for those body segments critical for defining seated posture, in each of the three views. The center of rotation (usually joint centers) for each segment line is also defined. Measurements of deviations of body segment lines from the designated reference axis in the compass rose, projected to the three orthogonal planes, permit the measurement and recording of body segment angles.

6. Support Surface Geometric Center and Reference Lines:

Determination of absolute and relative angles of support surfaces required an additional step in this process, because unlike body segments, support surfaces do not have a joint which helps define a natural center of rotation. Additionally, because support surfaces are not universal in their size, shape or configuration there is no way to define them based on an assumed size, shape, or configuration. For this reason, the concept of the *support surface geometric center* was necessary. This hypothetical point on any support surface has a consistent definition regardless of the size, shape, or configuration of the particular support surface involved.

Unlike a body segment line, which has a natural point of rotation, the

support surface geometric center is actually at the center of the support surface, so rotation occurs around it in any direction. This necessitates defining a *support surface reference line* which extends out of the support surface geometric center and which is then used in the determination of absolute and relative angular positions of that support surface. As with body segments, these reference lines are defined within each of the three planes. The SSGC is used not only as the standardized center of rotation for angular measures of support surfaces, it is also used as the standardized point to which linear location measures of support surfaces are taken.

3. Difficulties of clinical measurement according to ISO16840-1

1. It is difficult to calculate the joint centers mathematically when a patient cannot sit in the reference position (i.e. 90 degrees of hip and knee flexion).
2. Clinicians may not have the time needed to precisely calculate joint centers for measurement.
3. It is difficult to determine the orientation of a contoured postural support device (PSD), or of a PSD made of soft materials.
4. Determining the support surface geometric centre is quite challenging in a clinical setting.
5. Determining the location of the origin of PSDs is challenging using camera methods.

4. Measurement methods and the parameter

Due to the variety of measurements defined in the standard, developing a sing