

# מבנים על גבי שתלים - חלק א': מבנים לשחזור מוברג ומבנים לשחזור מודבק

ד"ר נ. הראל,  
ד"ר ש. ליבנה,  
ד"ר ד. פיק,  
ד"ר ש. מרקו-כהן,  
ד"ר ז. אורמינר

המחלקה לשיקום הפה, בית  
הספר לרפואת שיניים על שם  
מוריס וגבריאלה גולדשלג,  
אוניברסיטת תל אביב, תל אביב.

## הקדמה

המחקרים הראשונים שפורסמו על ידי פרופ' ברנמרק וקבוצתו דנו בשחזור לסת מחוסרת שיניים באמצעות תח"ק (FBR - Fixed Bridge Rehabilitation) מוברגת לשישה שתלי טיטניום, שהוחדרו בין ה-Mental Foramina. השחזור תוכנן כך שיחזיר את יכולת הלעיסה, יאפשר שמירה על היגינה ויאפשר הסרתו על ידי הרופא לצורך תחזוקה. באותה עת שעור הכשלונות היה גבוה והיה צורך בהסרה קלה ותכופה של השחזור (1, 2). שחזור לסת מחוסרת שיניים בצורת תח"ק מוברגת (FBR) איפשרה להסיר את השחזור בעת הצורך (retrievability), אך לקתה בחסר בכל הנוגע לסגר ואסתטיקה. עם הצטברות הידע והניסיון בשיקום על גבי שתלים, ועם העלייה בשעורי ההישרדות וההצלחה שלהם, הצורך בהסרת השחזור פחת והשימוש בשתלים להשלמת שיניים עלה, יחד עם הצורך בפתרונות למצבים קליניים שונים.

המעבר להשלמת חסר שיניים חלקי באמצעות שתלים הביא לפיתוחו של מבנה קוני המתברג אל השתל (Intermediate trans-mucosal connection, Multi-unit, Implant abutment, Abutment), ואליו מוברג השחזור הכותרתי (הבורג מחבר את השחזור אל ה-Implant abutment). כך ניתן לפתור בעיות שמקורן בזווית שבין השתל לשחזור המיועד (3).

פיתוח מבנה המיועד ליציקה איפשר חיבור של השחזור ישירות אל השתל, ללא צורך ביחידת מבנה נפרדת, ובכך הביא לפתרון בעיות שמקורן באסתטיקה (4, 5). המבנה עבר מספר שלבי פיתוח:

1. חלק חרושתי, עליו נוצקת מתכת להשלמת השיקום;
2. מבנה בו החיבור אל השתל מיוצר באופן חרושתי, המשכו

עשוי פלסטיק ועליו מגולף ונוצק השחזור;

3. מבנה שעשוי כולו פלסטיק, גם אזור החיבור אל השתל, והוא יכול להופיע בשתי צורות: עם וללא anti-rotational element.

מיקום פתח הגישה לבורג בשחזור מוברג, כאשר בין השחזור לשתל קיימת זווית גדולה, יכול לגרום לבעיות של סגר, עמידות ואסתטיקה (6).

מבנים המיועדים לשתל שחזור מודבק נתנו פתרון לבעיות אלו. המבנים הראשונים שיוצרו (CeraOne של חבר' Noble Biocare, ו-STA של חבר' Implant Innovations) היו בצורת משושה המוברג אל השתל ומיוצר עם קו סיום מסוג Shoulder, ומיועד לשחזור חסר של שן אחת באמצעות כתר חרסינה המודבק עליו (7-9). מבנים לשחזור מודבק עברו פיתוח והתאמה לצרכים הקליניים: מבנים העשויים שתי יחידות (מבנה + בורג) ומבנים העשויים מיחידה אחת (solid abutment), כאשר הבורג הוא חלק אינטגרלי מהמבנה), מבנים בעלי זוויות שונות, עשויים טיטניום וחומרים קרמיים, בעלי צורה ומתאר מוכנים מראש, כאלה הניתנים להתאמה במעבדה וכאלה המיוצרים בחריטה ממוחשבת. הכוח המניע לפיתוחם היה הצורך לפתרונות פשוטים ופתרונות למקרים עם בעיות אסתטיות. סוגי המבנים הרבים המיוצרים על ידי חברות השתלים השונות מחייבים את הקלינאי להעריך נכונה את תכונותיהם כדי לספק למטופל את הפתרון המיטבי. המטרה של סקירת הספרות הנוכחית היא לתאר את סוגי המבנים המיועדים לשחזור קבוע ונמצאים בשימוש כיום, ולהשוות ביניהם.

ואלה סוגי המבנים המיועדים לשחזור קבוע ונמצאים בשימוש כיום:

• **מבנים המיועדים לשחזור מוברג:** כאן הבורג משמש לחיבור השחזור אל השתל.

- **השלמת שן בודדת:** הבורג מחבר ישירות את השחזור אל השתל ומהווה את מרכיב הרטנציה היחיד של השחזור. כוחות רוטציה הפועלים על השחזור עלולים לגרום לשחרור הבורג ועל כן על השיקום להיות בעל מרכיב המתנגד לכוחות אלה. על השחזור להתאים בצורה מוחלטת ל- Implant-abutment interface (משושה חיצוני, משושה פנימי, מתומן פנימי, Spline) בחלקו האפיקלי. שחזור מסוג זה ניתן ליצור באמצעות יציקה או חריטה ממוחשבת.

שחזור מוברג המיוצר ביציקת מעבדה: הטכנאי מתאים על גבי מודל העבודה בסיס חרושתי, עליו הוא מגלף את מתאר השיקום, ואותו יוצק. ישנן מספר צורות לבסיס החרושתית:

1. בסיס עשוי מתכת (סגסוגת זהב) המותאם לשתל וחלקו הקורונרי עשוי פלסטיק, כך שאזור החיבור אל השתל מיוצר באופן חרושתי (שרוול פלסטיק עם חיבור חרושתי);
2. בסיס שעשוי כולו פלסטיק, כולל החלק המותאם לשתל, כך שכל השחזור, כולל אזור החיבור אל השתל, מיוצר ביציקה (שרוול פלסטיק עם חיבור פלסטיק).

- **השלמת מספר שיניים חסודות:** השחזור המוברג יוצר Splinting של השתלים.

הברגת השחזור אל השתל יכולה להתבצע בשני אופנים:

1. שלד המתכת מוברג ישירות אל השתל באמצעות בורג אחד. לצורך ייצור שלד המתכת הטכנאי משתמש בשרוולי פלסטיק ועליהם מגלף ב- Pattern resin את השלד המיועד ליציקה;

2. אל השתלים מוברגים מבנים מסוג Multi-unit. מבנים אלה מיוצרים עם מתאר תת-חניכי בגובה משתנה ובמספר זוויות. כך ניתן לשחזר מצבים בהם אין הקבלה בין השתלים (עד גבול מסוים) ומצבים בהם המיקום התת-חניכי של השתלים אינו זהה.

השחזור מיוצר באופן הבא: על גבי בסיס חרושתי עשוי סגסוגת זהב או פלסטיק (ואז החלק המותאם למבנה עשוי סגסוגת זהב) מגלף הטכנאי ויוצק את שלד השחזור. השחזור המוגמר מוברג אל המבנים.

עיוותים בשלד המתכת עלולים להיגרם גם בעבודה מדויקת. כאשר העיוותים גדולים, יהיה חוסר התאמה של שלד המתכת. כאשר העיוותים מזעריים ואינם מורגשים

קלינית, יפעיל השחזור על השתלים מאמצים שעלולים לפגוע בהשרדותו. כדי להימנע מכך מיוצרים מבנים אלה כך שחיבורם אל השתל (Implant-abutment interface) מעוגל וחסר את המרכיב האנטי-רוטציוני (משושה פנימי, משושה חיצוני וכד'). השחזור מחבר מספר שתלים ובכך מסייע להתנגד לכוחות הרוטציה המופעלים עליו.

• **מבנים לשחזור מודבק:** כאן השחזור מודבק על גבי מבנים, המחוברים לשתלים, בדומה לשחזור על גבי שיניים טבעיות. המבנים מיוצרים במגוון רחב, המיועד לתת פתרון למצבים קליניים כגון פרופילי בקיעה שונים, חלק תת-חניכי בגבהים משתנים, מתאר פני שטח מגוון וכן זוויות שונות. ניתן אף לצקת או לחרוט מבנים המיועדים לשחזור מודבק בהליך הדומה לזה של ייצור מבנים לשחזור מוברג.

אסתטיקה, סגר והרצון לייצר שחזור המותאם פסיבית (Passive fit) הם בין השיקולים לבחירה במבנה המיועד לשחזור מודבק (6, 10, 11). בשחזור מודבק שכבת הצמנט מהווה מעין בולם זעזועים ומשפרת את מעבר הכוחות במערכת (Prosthesis-implant-bone) (12, 13).

הגורמים המשפיעים על הרטנציה של שחזור המודבק על גבי שתלים זהים לשחזור המודבק על גבי שיניים (6): זווית ההתכנסות של הקירות, גודל שטח הפנים, חספוס פני השטח וסוג הצמנט.

המבנים החרושתיים המיועדים לשחזור מודבק מיוצרים עם זווית התכנסות של 6 מעלות, המשפיעה באופן משמעותי על הרטנציה. באזור שיניים קדמיות המבנים החרושתיים מיוצרים עם קו סיום של 2-3 מ"מ תת-חניכי, כך מתקבל מבנה עם קירות ארוכים משמעותית מאשר שן מושחזת, דבר נוסף המגדיל את הרטנציה.

## השוואה בין מבנים לשחזור מוברג ומבנים לשחזור מודבק

ואלה הגורמים המשפיעים על בחירת סוג המבנה (14):

- Ease of fabrication and cost
- Passivity of framework
- Retention
- Occlusion
- Esthetics
- Delivery
- Retrievability

בין-לסתי כזה שלא יאפשר הכנסת מפתח לצורך סגירת שחזור מוברג.

• **Occlusion (סגור):** בשחזור מוברג ראש הבורג הוא בקוטר 3 מ"מ, נתון הדורש שהפתח בחלק הסגרי יהיה גם הוא בקוטר של לפחות 3 מ"מ. 3 מ"מ אלה מהווים 50% מהשולחן האוקלוזלי בטוחנות, ויותר מ-50% במלתעות (6). אזור הפתח עלול להיות קריטי להשגת סגר אידיאלי, בייחוד בטוחנות. לכן עלול להיות קושי בקבלת מגעים סגריים נכונים (27), גם אם משתמשים בקומפוזיט לשחזור הפתח, מכיוון שהקומפוזיט נשחק (28). עלולה להיות בעיה עם עמידות השחזור. אחד הסיבוכים הנפוצים הוא שברים בחרסינה (6).

בשחזור מודבק שלמות המשטח האוקלוזלי מאפשרת לעצב את המגעים הסגריים בצורה שתאפשר העמסה אקסיאלית של השתל (6).

• **Esthetics (אסתטיקה):** בשחזור מוברג אזור הפתח עלול להיראות, גם אם הוא משוחזר בקומפוזיט. בעיה זו לא קיימת בשחזור מודבק.

• **Delivery (מסירת השחזור):** כאשר מבצעים שחזור מוברג, מסירת השחזור הסופי מתבצעת לרוב ללא מעבר דרך שלב של שחזור זמני, בגלל קשיים בייצור שחזור זמני ועלויות גדולות של שחזור מסוג זה.

כאשר מבצעים שחזור מודבק, התאמת השחזור נבדקת באמצעות תצלומי רנטגן. בעת מסירת השחזור יש צורך בהסרה של כל עודפי הצמנט. דבר זה עלול להיות קשה כאשר שולי השחזור ממוקמים תת-חניכית (29, 30). פרט לסכנה של הישארות צמנט באזור התת-חניכי, קיימת בעיה נוספת: ניסיונות להסרת עודפי צמנט באמצעות זונדה עלולים לגרום לשריטות עמוקות בשחזור (יותר מסקילר פלסטי או זהב), וכתוצאה מכך להצטברות של רובד חידקים (31).

יש להשתדל לבחור במבנים חרושתיים בהם קו הסיום הינו רק מעט תת-חניכי. בגלל הקושי בניקוי עודפי צמנט, יש לזמן את המתרפא לפגישת ביקורת שבוע מיום המסירה.

• **Retrievability (הסרת השחזור):** מספר סיבות מעלות את הצורך ביכולת להסרת השחזור:  
- אפשרות להחלפת חלקים פרוטטיים;  
- חיזוק ברגים או החלפת ברגים שבורים;  
- שבירת מבנים;

• **Ease of fabrication and cost:** מבחינה מעבדתית, "קל" יותר לייצר שחזור מודבק משחזור מוברג: יצירת שחזור המודבק על גבי שתלים זהה ליצירת שחזור על גבי שיניים. בעת יצירת שחזור מוברג נעשה שימוש במספר רב יותר של חלקים, בעלי עלות גבוהה יותר מאשר מבנים לשחזור מודבק.

• **Passivity of the framework:** התאמה לא פאסיבית של שחזור עלולה לגרום לסיבוכים. ניתן לחלק סיבוכים אלה לשתי קבוצות:

1. סיבוכים ביולוגיים: עומס מוגבר המועבר לעצם, אובדן עצם, מיקרופלורה במרווח בין המבנה לשתל;
2. סיבוכים פרוטטיים: שחרור או שבר של הבורג, שבר של השתל.

שלבי ההכנה של שחזור צריכים להיות מדויקים לאורך התהליך כולו, החל משלב לקיחת המטבעים ולאורך העבודה במעבדה. כל שלב יכול להטמיע טעות, שעלולה להוביל לעיוות של השחזור (15, 16). העיוות יכול להתרחש בכל אחד משלבי העבודה.

Nicholls הציג את העיוות שעלול להתרחש בכל שלב, החל משלב המטבע, בסדרה של מאמרים (17-19). המונח Distortion equation הוא סכום כל העיוותים שהתוספו בכל שלב במהלך היצירה. כאשר סכום כל העיוותים הוא אפס, אז מושג *Passive fit*.

השאלה היא האם ניתן להגיע להתאמה פאסיבית, גם כאשר השחזור מודבק.

• **Retention:** רטנציה משפיעה על היעדר סיבוכים ועל ה-*longevity* של השחזור.

בשחזור מודבק הגורמים המשפיעים על הרטנציה של שחזור המודבק על שתלים זהים לאלה של שחזור המודבק על שיניים טבעיות - התכנסות קירות אקסיאליים, שטח הפנים והגובה, חספוס פני השטח וסוג הצמנט (20-23). על המבנה להיות באורך המתאים, שיאפשר רטנציה של השחזור.

בשחזור מוברג הרטנציה מושגת באמצעות הבורג. יש חשיבות לסגירת הבורג ב-*torque* המומלץ על ידי היצרן: כך נוצר הכוח המתאים לשמירה על אחידות החלקים (השחזור נשאר מחובר לשתל) (24-26). יתרון של השחזור המוברג הוא כאשר יש מרווח בין-לסתי מוקטן, ומבנה המיועד לשחזור מודבק יהיה קצר ולא יספק רטנציה, אולם באזור אחורי עלול להיות מרחב

- אפשרות להתאמת השחזור אם אחד השתלים אבד;  
- התערבות כירורגית חוזרת.  
לעתים יש צורך בהסרת השחזור לצורך הערכת ההיגיינה האוראלית.

שחזור מודבק לוקה בחסר מבחינת היכולת להפיכות, לכן לעתים משתמשים בדבקים עם רטנציה נמוכה (32-36). שחרור ברגים הוא אחד הסיבוכים השכיחים ביותר בשחזור על גבי שתלים (37), אך לא נמצא הבדל בשכיחות של הופעת סיבוך זה בין שחזור מוברג לעומת שחזור מודבק. שחזור שאינו מותאם היטב יכול להיות גורם עיקרי לפתיחת ברגים, שבירת ברגים ואף שבירת שתלים (רוב השברים מתרחשים בין ה-threads השלישי והרביעי - ה-thread האחרון של הבורג), ולכן הדגש צריך להיות על דיוק העבודה ולא על אופן השחזור.

• **התאמת שוליים:** התאמת השוליים של שחזורי הינה אחד מהקריטריונים החשובים ביותר להצלחת הטיפול, ובאותה עת קשה להשגה (38-40). ככל שחוסר הדיוק גבוה יותר, כך יתקבל נזק קבוע רב יותר לרקמות הפריודונטליות (41). במחקרים בבעלי חיים הוכח כי כאשר ישנה חדירה של מזהמים פתוגניים לאזור צוואר השתל, הביטוי יהיה בדלקת ואובדן אוסאואאינטגרציה באזור זה (42-44). אזור חיבור בין השתל ל-Suprastructure, הנמצא 3 מ"מ או יותר מתחת לשולי החניכיים, מסכן את היכולת ליצור Mucosal seal (45).

במאמר סקירה מאת Pjetrusson ושות' (37) לא נמצא הבדל בשכיחות הופעת סיבוכים הקשורים לרקמה הרכה או לאובדן עצם מעל 2 מ"מ, בין שחזור מוברג למודבק. Tosches ועמיתיו (46) בדקו in-vivo את איכות ההתאמה השולית (Marginal fit) של כתרי PFM על מבנים שונים ממערכת השתלים ITI של Straumann: מבנים לשחזור מודבק, מבנים לשחזור מוברג (Solid abutment) ומבנים לשחזור מוברג מסוג Octa system. המטבעים נלקחו עם החומר Impregum Penta, ובמספר אופנים:

- מבנים המיועדים לשחזור מודבק; מטבע עם כף אישית, טרנספר ואנאלוג;

- מבנים המיועדים לשחזור מוברג: 1 - solid abutment,

מטבע ברמת המבנה עם טרנספר וכף אישית; 2 - מטבע ברמת המבנה ללא טרנספר.

- מבנים של Octa system: מטבע ברמת המבנה עם טרנספר לכף פתוחה וכף אישית.

לא נמצא הבדל מובהק סטטיסטית בין הקבוצות השונות, אך נמצא ביניהן הבדל בדיוק שהתקבל בשיטות המטבע: התקבלו מטבעים מדויקים יותר כאשר נעשה שימוש בטרנספר, ובמיוחד במערכת Octa.

השיטה המדויקת יותר ללקיחת מטבע היא עם החלקים המובנים של החברה שייצרה את השתלים וחלקי השחזור. קיום חופש סיבובי (רוטציוני) באיזור החיבור שתל-מבנה הוא עובדה ידועה, המשפיעה על הושבת השחזור (הושבה לקויה של המבנה ברוטציה תשפיע על הושבה מדויקת של השחזור) (47). במחקר על מודל ממוחשב בדקו Semper ושות' (48) את ההשפעות שיש לשינויים ברוטציה של המבנה וזווית המבנה על התאמת השוליים. בוצעה הדמיה, כדי לבדוק את ההשפעה של חוסר התאמה אנכית בין המבנה לבין שחזור המיוצר עם Internal gap מוגדר. נערכו מדידות יחסית לדרגות רוטציה הקיימות בצורות התאמה שונות (נמדדו בעזרת המימדים הידועים עבור חיבורי מבנה-שתל הקיימים בשוק). 'דרגת רוטציה דו כיוונית' מתארת את חוסר הדיוק במיקום מימין לשמאל וגוררת שינויים בעמדת המבנה, כפי שעלול לקרות במצב קליני. ההדמיה במחקר זה בוצעה על Internal gaps שונים בדומה למציאות - יצירת Spacing ברמות עובי שונות על גבי התבניות, בהתאם לסוג השחזור (חרסינה מאוחה למתכת, כתרי כל חרסינה וכד'). בשימוש ב-Internal gap מינימלי הודגם כי הפער האנכי באזור השוליים יכול לנבוע מרוטציה של המבנה. גם כאשר יש רוטציה וזוויתיות קלה, הפער עולה על 120 מיקרומטר (נחשב מקובל קלינית). הפער האנכי גדל ככל שזווית המבנה גדולה יותר, באותה דרגת רוטציה.

ההדמיה שבוצעה הייתה למקרה של שחזור יחידה אחת. כאשר משחזרים מספר יחידות מחוברות, הערכים עשויים להיות שונים. המודל שנבדק הוא הדמיית מחשב, לכן 'התאמת' השחזור הייתה פסיבית. בפה המתרפא ניתן להפעיל לחץ בעת התאמת שחזור, דבר שיכול לצמצם את המרווח באזור השוליים במקרה

## סיכום

שחזור מודבק על גבי שתלים זהה לשחזור המודבק על גבי שיניים. כאשר הרופא בוחר צורת שחזור זו על המבנים להיות באורך ובקוטר המספקים רטנציה ועמידות לשחזור. כאשר השחזור מוברג, הבורג מחבר ישירות את השחזור אל השתל ומהווה את מרכיב הרטנציה העיקרי של השחזור. כוחות רטנציה הפועלים על השחזור עלולים לגרום לשחרור הבורג, ולכן על השיקום להיות בעל מרכיב המתנגד לכוחות אלה.

בחלקה השני של הסקירה יתוארו מבנים זוויתיים, מבנים יצוקים מזהב ומבני זירקוניה, ההתוויות לשימוש בהם, תרונות וחסרונות.

של כתר בודד.

לתוצאות שהתקבלו בהדמיה זו יש כמה השלכות קליניות: ה-Rotational freedom בחיבור שתל-מבנה חיצוני גדול מאשר חיבור שתל-מבנה פנימי. חופש משחק זה קיים אצל כל היצרנים, ועל כן נודעת חשיבות גדולה לחלקי שיקום תואמים: התנועתיות קיימת, גם אם אינה מורגשת קלינית.

יש להימנע מהרכבה ופירוק חוזרים של המבנים בעת שלבי העבודה השונים: בגלל ה-Rotational freedom לעולם לא נוכל להושיב את המבנים באותה נקודה מדויקת. יש לשאוף לכך שלאחר הברגת המבנים הם לא יוסרו, ויימסר השחזור הזמני. מאותה סיבה יש לבדוק את התאמת שלד המתכת גם לפני מסירת השחזור.

## References

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
2. Cranin AN, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans. *J Am Dent Assoc* 1977; 94(2): 315-320.
3. Lewis S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(2): 195-201.
4. Lewis S, Beumer J, 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3(3): 183-189.
5. Lewis SG, Beumer J, 3rd, Perri GR, Hornburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3(1): 25-30.
6. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77(1): 28-35.
7. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(1): 29-36.
8. Andersson B, Odman P, Carlsson L, Branemark PI. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1): 105-111.
9. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998; 11(3): 212-218.
10. Rieder C. Copings on tooth and implant abutments for superstructure prosthesis. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 1990;10:437-453.
11. Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995; 7(9): 15-18.
12. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18(3): 264-274.
13. Guichet D. Load transfer in screw and cement

retained implant fixed partial denture design (abstract). *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; 72:631.

14. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5): 719-728.
15. Zarb GA, JT. Prosthodontic procedures and laboratory procedures and protocol. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.
16. Hobo S IE, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal rehabilitation*. Chicago: Quintessence; 1989.
17. Nicholls JI. The measurement of distortion: theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977; 37(5): 578-586.
18. Nicholls JI. The measurement of distortion: mathematical considerations. *J Prosthet Dent* 1978; 39(3): 339-343.
19. Nicholls JL. The measurement of distortion: concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980; 43(2): 218-223.
20. Wilson AH, Jr., Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont* 1994; 3(2): 74-78.
21. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988; 60(2): 148-151.
22. Reisbick MH, Shillingburg HT, Jr. Effect of preparation geometry on retention and resistance of cast gold restorations. *J Calif Dent Assoc* 1975; 3(4): 51-59.
23. Potts RG, Shillingburg HT, Jr., Duncanson MG, Jr. Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent* 1980; 43(3): 303-308.
24. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1): 26-33.
25. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998; 42(1): 71-89.
26. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(1): 55-63.
27. Okeson J. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 2 ed. St. Louis: Mosby; 1989.
28. Ekfeldt A, Oilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1988; 46(3): 159-169.
29. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(6): 865-868.
30. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997; 78(1): 43-47.
31. Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993; 72(9): 1304-1309.
32. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont* 1997; 6(3): 193-196.
33. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5): 737-741.

34. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 1992; 68(6): 885-890.
35. Koka S, Ewoldsen NO, Dana CL, Beatty MW. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: a pilot study. *Implant Dent* 1995; 4(1): 32-35.
36. Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 545-549.
37. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 97-113.
38. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966; 16(2): 297-305.
39. Dedmon HW. Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings. *Oper Dent* 1982; 7(3): 97-101.
40. Dedmon HW. Ability to evaluate nonvisible margins with an explorer. *Oper Dent* 1985; 10(1): 6-11.
41. Lang NP, Kaarup-Hansen D, Joss A, Siegrist B, Weber HP, Gerber C, et al. The significance of overhanging filling margins for the health status of interdental periodontal tissues of young adults. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1988; 98(7): 725-730.
42. Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(1): 1-8.
43. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(1): 9-16.
44. Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4(1): 2-11.
45. Bragger U, Lang N.P. Esthetics and implants - a contraindication? IN: Fischer, J. ed. *Esthetics and Prosthetics. An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art* Berlin: Quintessence Publishing Company; 1999.
46. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(1): 79-86.
47. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 76-94.
48. Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K. Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: theoretical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(4): 752-758.

